

ATUALIDADES EM ODONTOLOGIA

Organização:
Karina Maria Salvatore de Freitas



ATUALIDADES EM ODONTOLOGIA

2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Elaborado por: Vaudice Donizeti Rodrigues CRB 9/1726

A886 Atualidades odontológicas [recurso eletrônico]. /Karina Maria Salvatore de Freitas (Org.).
-- Maringá: Editora UNINGA, 2019.

Vários autores.

ISBN 978-65-80328-00-0

1. Odontologia. I. Freitas, Karina Maria Salvatore de. II. Título.

CDD-611.314

Karina Maria Salvatore de Freitas (Org.)

COMISSÃO EDITORIAL

Arceloni Neuza Volpato - Uningá / FacVest

Cleber Pinheiro Silva – Columbia University

Marcos Botelho - UNP

Marcos Roberto de Freitas – FOB / USP

Rodrigo Duarte Farias – EduNova

Washington Rodrigues Camargo – Uningá

DESIGN EDUCACIONAL

Alan Michel Bariani - UNINGÁ

Thiago Bruno Peraro - UNINGÁ

PROJETO METODOLÓGICO

Leticia Toniete Izepe Bisconcim - UNINGÁ

APRESENTAÇÃO

É com muita honra que o Centro Universitário Ingá faz chegar a primeira obra da Editora Uningá a comunidade acadêmica: Atualidades em Odontologia, organizado pela Prof. Dra Karina Maria Salvatore de Freitas, Coordenadora do Mestrado em Odontologia.

O livro exhibe o momento de maturidade institucional, decorrente das suas ações no tripé universitário de ensino, pesquisa e extensão na área de Odontologia. Ele mostra o momento institucional divulgando a produção intelectual de nossos doutores e convidados – e celebra os dez anos de Mestrado em Odontologia. Estamos vivenciando na prática a missão que estabelecemos para conduzir nosso trabalho a frente da Uningá, meta que visa melhorar a vida das pessoas através das ações nos caminhos do saber desta instituição empreendedora.

Iniciamos nossa história com o curso de Odontologia na então Faculdade Ingá. Nossa primeira obra com o selo da Editora também não poderia ser outro que não atualidades em odontologia, boa leitura!

Ricardo Oliveira
Reitor

PREFÁCIO

Nos temos sonhos. E a medida que crescemos os sonhos se materializam em projetos. E este livro é a concretização de um projeto ousado que culminou com a criação da Editora Uningá e da escolha natural de que o primeiro livro com o selo desta editora fosse, naturalmente, em Odontologia, no ano em que o Mestrado Profissional em Odontologia comemora dez anos com mais de duas centenas de Mestres formados em suas salas de aula, laboratórios e clínicas, atuando no mercado com um expertise aprofundado e inovador.

Não são os tijolos empilhados ou a quantidade de veículos em seus estacionamentos que tornam uma instituição grande, mas o seu capital intelectual. Não é nem mesmo a quantidade de livros que a biblioteca institucional abriga em suas prateleiras, mas é o uso que fazemos destes livros. São as idéias e reflexões que professores e alunos tecem nos diversos espaços de saber: forjando o profissional e aprimorando a pessoa. É este preparo que torna a vida das pessoas melhores.

É esta vivência acadêmica, amadurecida, inovadora, que este livro na área de Odontologia nos traz, ele permite nos atualizarmos em diversas áreas desta ciência com os avanços do conhecimento específico resultante dos projetos e pesquisas desenvolvidos no âmbito do Mestrado pelos doutores e pesquisadores do seu corpo docente e de seus convidados. Que a busca de conhecimento dos aprendizes vorazes seja bem nutrida por este volume.

Arceloni Neusa Volpato

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 - ATUALIDADES E CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS NO USO DE FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO EM ORTODONTIA	7
CAPÍTULO 2 - A UTILIZAÇÃO DE MINI-IMPLANTES NA MECÂNICA ORTODÔNTICA	50
CAPÍTULO 3 - TRATAMENTO DA BIPROTRUSÃO COM AUXÍLIO DAS MI- NIPLACAS	103
CAPÍTULO 4 - BRAQUETES AUTOLIGÁVEIS	125
CAPÍTULO 5 - TERCEIROS MOLARES E SUA RELAÇÃO COM O APINHA- MENTO ANTEROINFERIOR	169
CAPÍTULO 6 - VIAS AÉREAS SUPERIORES: UMA NOVA ÁREA DE ATU- AÇÃO DO CIRURGIÃO-DENTISTA	210
CAPÍTULO 7 - TRATAMENTO DE SORRISO GENGIVAL POR MEIO DA TÉCNICA DE REPOSICIONAMENTO LABIAL MODIFICADA	266
CAPÍTULO 8 - O USO DE PRÓTESES EM ODONTOPEDIATRIA	308
CAPÍTULO 9 - SISTEMAS CERÂMICOS ODONTOLÓGICOS	353
CAPÍTULO 10 - IMENTAÇÃO ADESIVA ENTRE SUBSTRATO DENTAL E CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS	392

CAPÍTULO 11 - PINOS DE FIBRA DE VIDRO: O QUE O CLÍNICO PRECISA SABER PARA ATINGIR EXCELÊNCIA NA TÉCNICA 437

CAPÍTULO 12 - SISTEMAS CAD/CAM EM ODONTOLOGIA - VANTAGENS, LIMITAÇÕES E APLICAÇÕES CLÍNICAS 486

CAPÍTULO 13 - UTILIZAÇÃO DA FIBRINA LEUCO-PLAQUETÁRIA AUTÓLOGA NA ODONTOLOGIA 536

CAPÍTULO 14 - ESTUDO *IN VITRO* DA INFLUÊNCIA DA VIBRAÇÃO SÔNICA NA PROLIFERAÇÃO, VIABILIDADE E EXPRESSÃO DE IL-1 E IL-17 EM CÉLULAS OSTEOBLÁSTICAS 574

CAPÍTULO 15 - MANUTENÇÃO E PRESERVAÇÃO DO CONTORNO VESTIBULAR COM TECIDOS MOLES NA INSTALAÇÃO DE IMPLANTES IMEDIATOS 622

CAPÍTULO 16 - CLAREAMENTO DENTAL: UM OLHAR CONTEMPORÂNEO 632

CAPÍTULO 1 - ATUALIDADES E CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS NO USO DE FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO EM ORTODONTIA

Rodrigo Hermont Cançado
Ana Lúcia Fernandes da Silva
Danielle Espindola Nandi Pimenta
Fabrício Pinelli Valarelli
Karina Maria Salvatore de Freitas

Introdução

A fase inicial do tratamento ortodôntico depende da utilização de arcos flexíveis, geralmente realizados por fios de níquel-titânio, para aplicar uma força compatível com a movimentação dentária induzida. Atualmente, existem muitos fabricantes desses fios, criando uma ampla gama de possibilidades a serem utilizadas clinicamente pelos ortodontistas. Este trabalho tem o objetivo de revisar e ampliar alguns conceitos, propriedades e aplicação clínica destes fios, a fim de otimizar seu uso.

Propriedades das ligas metálicas – Conceitos

Proporção carga X deflexão

O comportamento mecânico de um fio ortodôntico quanto à sua liberação de forças é melhor ilustrado por um gráfico tensão x deflexão em que podemos representar a quantidade de força liberada pelo fio para cada milímetro de deflexão. Do ponto de vista matemático, essa relação entre a força liberada pelo fio e a quantidade de deflexão obedece a lei de Hooke (KUSY, 1997). Assim sendo, a quantidade de força liberada por um fio ortodôntico é diretamente proporcional à quantidade de deflexão realizada. Do ponto de vista clínico, quanto mais precisarmos defletir um fio para encaixá-lo na canaleta de um braquete de um dente que está muito mal posicionado, maior será a força transmitida a este dente e ao seu periodonto de sustentação. No entanto, existe um limite de deflexão que pode ser realizado no fio sem que este sofra uma deformação permanente e não retorne mais ao seu formato original conhecido como limite de proporcionalidade ou limite elástico do fio (Figura 1).

Ao atingirmos o limite de proporcionalidade de um fio, este sofrerá uma deformação permanente, não retornará mais ao seu formato original e não haverá mais esta relação linear entre tensão e deflexão característica do intervalo elástico.

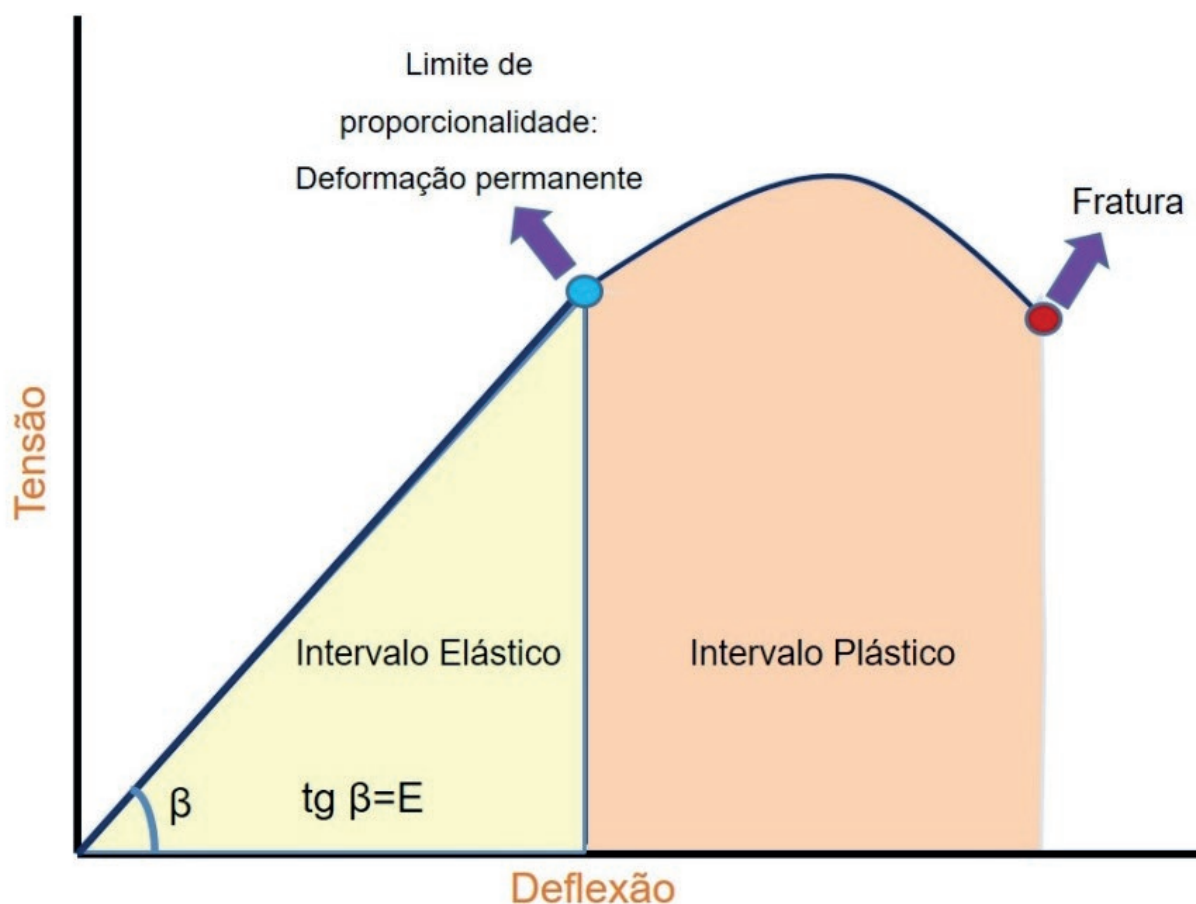


Figura 1 – Gráfico tensão/deflexão ilustrando os intervalos elástico (relação linear entre deflexão e tensão) e plástico (relação não-linear entre deflexão e tensão) de um fio ortodôntico.
Fonte: O autor.

Após sofrer a deformação permanente, o fio entra no seu intervalo plástico situação na qual sua forma é alterada e não haverá mais o retorno ao seu formato original (Figura 1). No intervalo plástico, se continuarmos a defletir o fio este irá atingir a sua resistência limite e sofrerá fratura (Figura 1). Um fio com um grande intervalo elástico (resiliência) é desejável em Ortodontia para impedir que deflexões acentuadas e esforço mastigatório cíclico acarretem uma deformação plástica ou fratura dos mesmos (QUINTÃO et al., 2009; QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Módulo de elasticidade

É uma grandeza que quantifica a rigidez de um fio ortodôntico e também é conhecido como módulo de Young ($E = \text{tensão} / \text{deflexão}$). Clinicamente significa a quantidade de força liberada por um fio ortodôntico para cada milímetro de deflexão. Assim sendo, fios ortodônticos com elevada rigidez, como o aço inoxidável, apresentam também alto módulo de elasticidade ($E = 1,00$) ao passo que fios de baixa rigidez e elevada flexibilidade como as ligas de níquel-titânio apresentam um baixo módulo de elasticidade ($E = 0,17$) (Figura 2).

Um fio com alto módulo de elasticidade acumula muita força para cada milímetro de ativação, ou seja, será um material com maior rigidez (KUSY, 1997). Em Ortodontia, o aço inoxidável é a liga metálica que apresenta o maior módulo de elasticidade em comparação a outros fios disponíveis no mercado (Figura 3). A fim de otimizar a resposta biológica, evitar o risco de força excessiva e minimizar o desconforto do paciente, fios ortodônticos com baixo módulo de elasticidade são desejáveis nas fases iniciais do tratamento ortodôntico. Ao levarmos em consideração o módulo de elasticidade das ligas metálicas em Ortodontia, é importante ressaltar que fios com dimensões maiores podem ser tão flexíveis quanto fios redondos de ligas de NiTi convencional e aço multifilamentado.

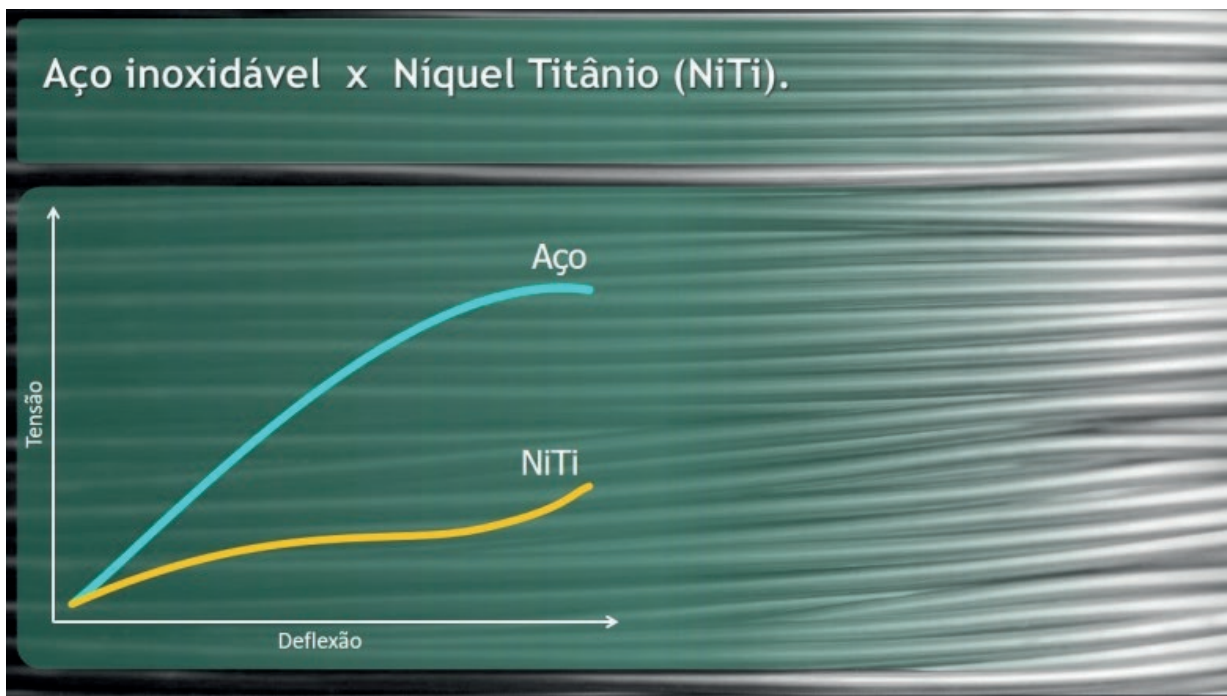


Figura 2 – Gráfico comparando a proporção carga/deflexão em fios de aço inoxidável e níquel-titânio convencional (M-NiTi). **Fonte:** Os autores.

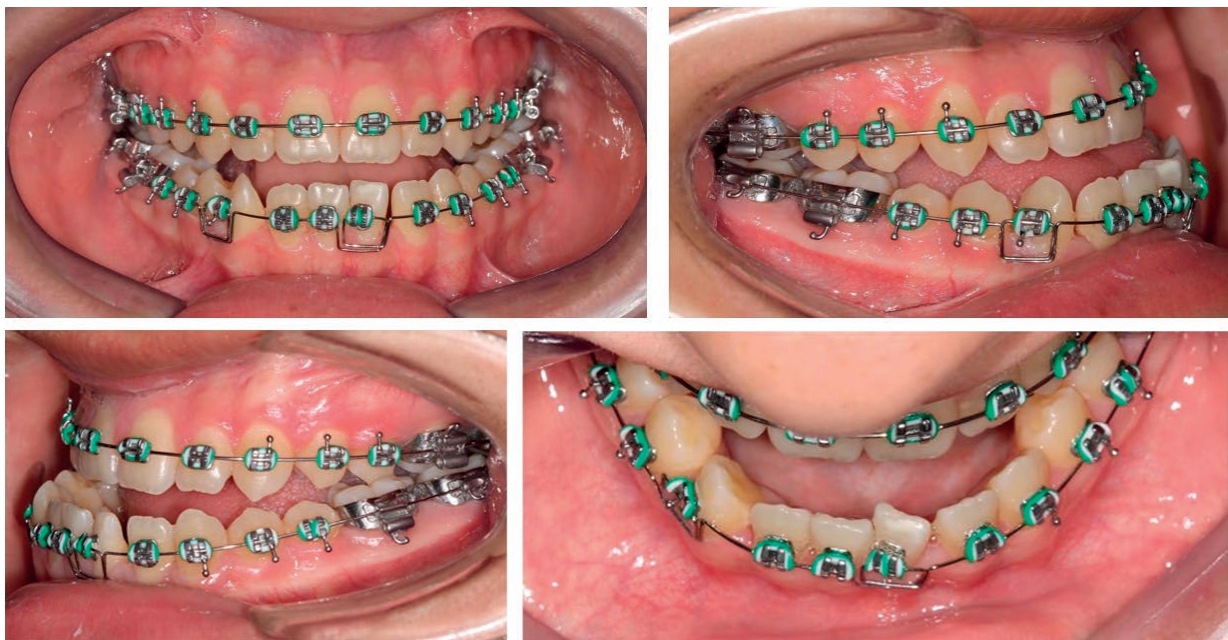


Figura 3 – Alças em fios de aço inoxidável na fase inicial do alinhamento e nivelamento com a finalidade de aumentar o comprimento do fio na distância interbraquetes e diminuir os níveis de força transmitidos aos dentes. **Fonte:** Os autores.

Superelasticidade ou pseudoelasticidade

É a propriedade que permite ao fio exercer uma mesma força independentemente da sua deflexão (ativado por uma pequena ou grande quantidade) (MELING; ODEGAARD, 2001). Essa característica está marcada na figura 4 e é produzida pela tensão e não pela temperatura, sendo conhecida como transformação martensítica induzida pela tensão (BISHARA et al., 1995; CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; TERAMOTO, 2010).

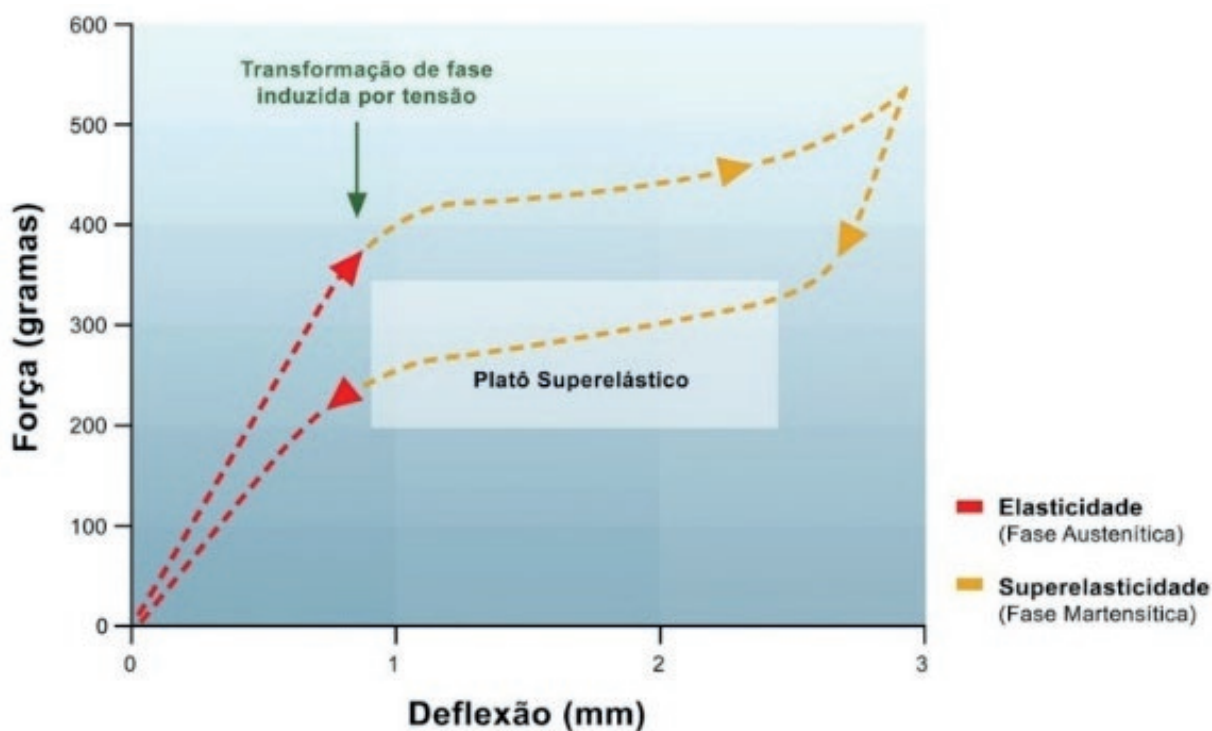


Figura 4 – Gráfico carga/deflexão mostrando o comportamento típico de um fio superelástico em 2 fases distintas: austenítica (de maior rigidez) e martensítica (de maior flexibilidade). O platô superelástico de força é exercido na fase martensítica do fio. **Fonte:** Os autores.

Efeito memória de forma

Essa propriedade permite que o fio se torne macio e flexível, alterando a sua conformação cristalográfica original, quando manipulado a uma temperatura abaixo de sua temperatura de transição (A_f) e assim permanecer até que seja aquecido quando retornará à sua forma original (Figura 5). Essa característica é produzida pelo calor e não pela tensão e é conhecida como transformação martensítica induzida pelo calor (BISHARA et al., 1995; CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; TERAMOTO, 2010).

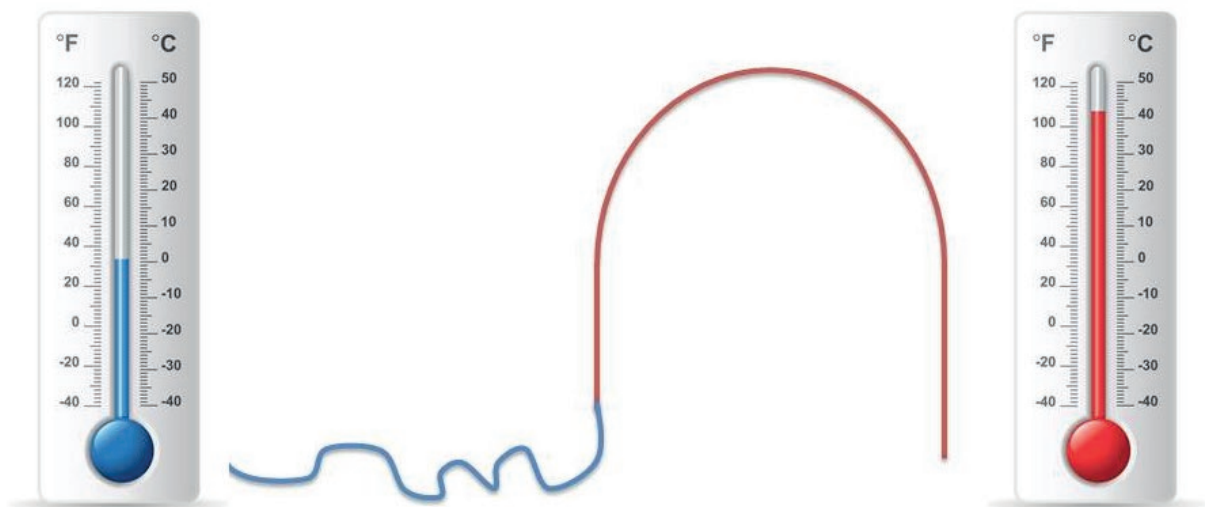


Figura 5 – Propriedade de memória de forma de um fio ortodôntico termo ativado em função da alteração da temperatura (transformação martensítica induzida pelo calor). **Fonte:** Os autores.

As propriedades de pseudoelasticidade e memória de forma são complementares e possuem interação no ambiente clínico. Isto significa dizer que fios com temperatura de transição (A_f) baixa e compatível com a temperatura ambiente necessitarão de deflexões maiores que fios que apresentam A_f próximo da temperatura corpórea para ocorrer a transformação martensítica (superelasticidade) na cavidade bucal do paciente. Se um desses efeitos (A_f ou quantidade de deflexão) não favorecer a transformação martensítica, o outro deverá compensá-lo e uma recuperação total na grade da estrutura cristalográfica deverá ocorrer quando esta estiver acima da temperatura inicial da transformação martensítica induzida pelo calor (BISHARA et al., 1995).

Clinicamente, as propriedades de superelasticidade e memória de forma dos fios de NiTi (A-NiTi) são melhor aproveitadas com o uso de arcos retangulares e/ou quadrados de maior espessura (IBE; SEGNER, 1998; MEHTA, 2015).

As propriedades de superelasticidade e memória de forma são decorrentes de uma alteração na conformação cristalográfica que ocorre em fios de níquel-titânio.

Estes fios podem se apresentar em 2 fases distintas: uma fase de maior rigidez chamada de austenítica em que os átomos de níquel e titânio estão interligados em um formato cúbico de corpo centrado e uma fase de maior flexibilidade em que esses átomos se organizam em um formato hexagonal compacto (Figura 6).

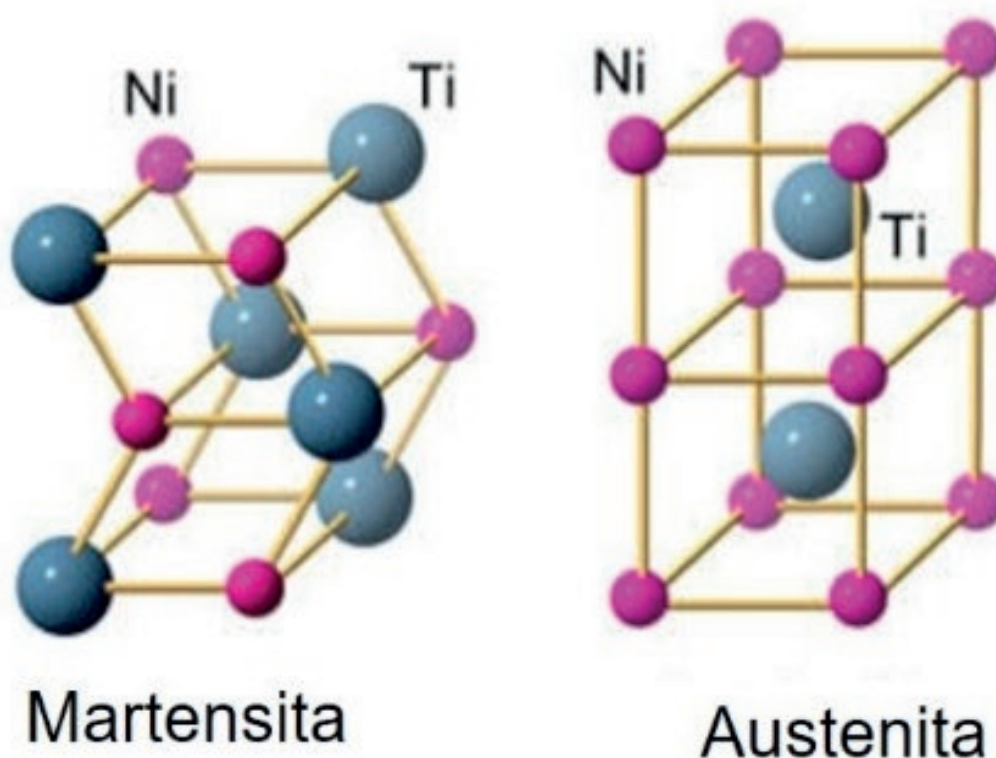


Figura 6 – Conformação cristalográfica em fios de níquel-titânio: martensita (hexagonal compacta) e austenita (cubo de corpo centrado). **Fonte:** Os autores.

O advento das ligas superelásticas

O desenvolvimento das ligas de níquel-titânio teve enormes ramificações na área médica e odontológica e foi introduzido pela primeira vez na Ortodontia por Andreasen em 1971 (ANDREASEN; BARRETT, 1973). Os primeiros fios de níquel-titânio foram comercializados como Nitinol pela Unitek Corporation (KUSY, 1997). Esses fios apresentavam como características principais uma baixa rigidez, um baixo módulo de elasticidade e uma elevada capacidade de recuperação elástica. Estes fios exibem sensibilidade ao resfriamento tornando-se mais maleáveis e flexíveis. No entanto, por apresentarem um ITT (Intervalo de Transformação Térmica) entre 0°C e 10°C, ou seja, abaixo da temperatura ambiente, o retorno ao seu formato original se dá muito rapidamente (BERGER; WARAM, 2007). Nessa época estes fios não apresentavam ainda a propriedade de memória de forma na faixa de temperatura em que eles eram utilizados em Ortodontia e apresentavam-se estabilizados em sua fase martensítica (M-NiTi) (KUSY, 1997; MEHTA, 2015).

Chinese Ni-Ti

Na década de 1980 houve a introdução de uma segunda geração de fios de níquel-titânio conhecidos como fios superelásticos ou pseudoelásticos. Esses fios ficaram conhecidos como NiTi chinês e apresentavam um comportamento não-linear entre a deflexão e a tensão liberada por estes fios. Estes fios apresentavam uma força quase constante e independente da quantidade de deflexão na desativação uma vez que se encontravam em sua fase martensítica.

Apresentavam também uma elasticidade 4,4 vezes maior que o aço inoxidável e 1,6 vezes maior que o NiTi convencional (M-NiTi) e não apresentavam diferenças em relação aos níveis de força liberados com a variação da temperatura uma vez que os componentes da liga apresentavam baixa temperatura de transição (A_f). Este comportamento superelástico ou pseudoelástico desta liga de níquel-titânio é devido à transformação de fase de austenita para martensita induzida pela tensão aplicada sobre esses fios. Esses fios estão na fase austenítica na temperatura ambiente e quando são ativados ou desativados é a transformação de fase associada à alteração cristalográfica destes metais da fase cúbica de corpo centrado para a fase hexagonal compacta que explica as tensões geradas nos platôs martensíticos de ativação e desativação. Esta alteração de fase é responsável pelos níveis constantes de forças liberados por esses fios durante longos períodos de ativação e desativação (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; MEHTA, 2015).

Japanese Ni-Ti

O fio de níquel-titânio japonês representou uma evolução em relação ao níquel-titânio chinês em função de um tratamento térmico que estes fios recebiam durante o seu processo de fabricação. Estes fios eram imersos em uma solução contendo sais de nitrato por diferentes períodos de tempo e temperatura seguido por um resfriamento em água. O tratamento térmico a 500°C por um período de 2 horas acarretava uma redução nos níveis de força superelástica liberadas pelo fio em comparação com fios que não recebiam este tratamento térmico. No entanto, um aumento na temperatura do tratamento térmico para 600°C, mesmo por 5 minutos resultava em perda das propriedades elásticas e superelásticas do arco. Dessa forma, o tratamento térmico de fios de níquel-titânio passou a ser utilizado como um método para individualizar a quantidade de força liberada por um fio sem alterar a dimensão da sua secção transversal ou incorporando alças. Assim sendo, foi possível trabalhar com o conceito de níveis de força individualizadas que eram liberadas em diferentes segmentos do mesmo arco em função do tratamento térmico controlado em diferentes segmentos do fio.

Com isso, o tratamento térmico controlado com temperatura e tempo adequados no segmento anterior do arco passou a ser utilizado para reduzir a quantidade de força no segmento anterior, sem interferir no segmento posterior do arc (MEHTA, 2015; MIURA et al., 1986).

Uma outra forma de individualizar os níveis de força liberados por fios de níquel-titânio é a aplicação de corrente elétrica variando a quantidade de tempo e a região do fio. Uma aplicação de 3.5 A de corrente elétrica por 60 minutos no segmento anterior do arco e 15 minutos na região de pré-molares resultam em um aumento progressivo dos níveis de carga no platô superelástico no fio. O platô superelástico observado na região anterior foi menor que 80 gramas de força. A aplicação de corrente elétrica não afetava a propriedade de elasticidade do fio e ofereceu a vantagem de, com o uso de alicates elétricos, ser possível localizar a área de aplicação de calor em uma pequena região.

Essa propriedade capaz de individualizar os níveis de força liberados por fios de níquel-titânio passou a ser utilizada pela GAC International na comercialização de seus fios que receberam o nome de NeoSentalloy.

Estes fios possuem uma temperatura de transição próxima da temperatura corporal e, portanto, exibem a propriedade de memória de forma quando colocados na cavidade bucal. Abaixo da temperatura austenítica inicial (A_i) esses fios se encontram em sua forma mais flexível e na fase martensítica e podem ser facilmente deformados ou adaptados a dentes mal posicionados ou apinhados. Ao atingir a sua temperatura austenítica final (A_f), quando inseridos na cavidade bucal, esses arcos transformam-se para a sua fase austenítica, exibindo assim sua memória de forma e retornando para sua forma original.

Selecionando o fio termoativado ideal

Para um melhor aproveitamento e desempenho clínico dos fios termoativados algumas particularidades devem ser observadas:

Intervalo de Transformação Térmica (ITT)

Representa o intervalo de temperatura em que o fio de níquel-titânio, que se encontra na fase de máxima flexibilidade (fase martensítica), começa a adquirir rigidez (temperatura austenítica inicial - A_i) até a fase em que ele adquire a sua máxima rigidez (temperatura austenítica final - A_f).

O ITT é a maior diferença entre as ligas de níquel-titânio convencional e termoativadas (BERGER; WARAM, 2007). Nas ligas de NiTi convencionais, o ITT está compreendido entre 0°C e 10°C, ao passo que nas ligas termoativadas o ITT é maior que a temperatura ambiente ($\pm 25^\circ\text{C}$) e um pouco menor que a temperatura corporal ($\pm 36,6^\circ\text{C}$) (BERGER; WARAM, 2007) (Figura 7). Quanto menor for o ITT de um fio termoativado, mais tempo clínico terá o Ortodontista para amarrar este fio na canaleta dos bráquetes desalinhados (BERGER; WARAM, 2007; BISHARA et al., 1995).



Figura 7 – Diferença no ITT (Intervalo de Transformação Térmica) entre as ligas de NiTi convencionais (M-NiTi) e as ligas termoativadas. **Fonte:** Berger e Waram (2007).

Temperatura Austenítica final (Af)

É a temperatura em que o fio atinge a sua fase mais rígida e passa a ter um comportamento elástico. Os fios termoativados mais apropriados ao uso serão aqueles com temperatura austenítica final (Af) um pouco menor que a temperatura bucal ($\pm 36,6^{\circ}\text{C}$). Algumas marcas comerciais de fios ortodônticos disponibilizam esta informação em suas embalagens para um melhor aproveitamento clínico. No entanto, estudos revelaram grandes discrepâncias entre a temperatura relatada pelo fabricante (Af) e o valor encontrado em testes laboratoriais (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996; SPINI et al., 2012; 2014).

Força efetiva

Representa a quantidade de força liberada por um fio em máxima ativação. Um exemplo clássico de fios que são comercializados em função desta característica são os fios NeoSentalloy da GAC International que possuem seis graduações de força (F80, F100, F160, F200, F240 e F300) e disponíveis somente em secções transversais retangulares ou quadrados (TERAMOTO, 2010) (Figura 8).

Com a introdução desses fios no mercado ortodôntico, pela primeira vez foi possível utilizar arcos retangulares de calibre espesso como fio inicial do tratamento ortodôntico (VIAZIS, 1998) (Figura 9). Assim sendo, a variação da secção transversal dos fios pode ser substituída pelo conceito de variação do módulo de elasticidade na fase do alinhamento e nivelamento (FIGUEIREDO et al., 2012; VIAZIS, 1998).

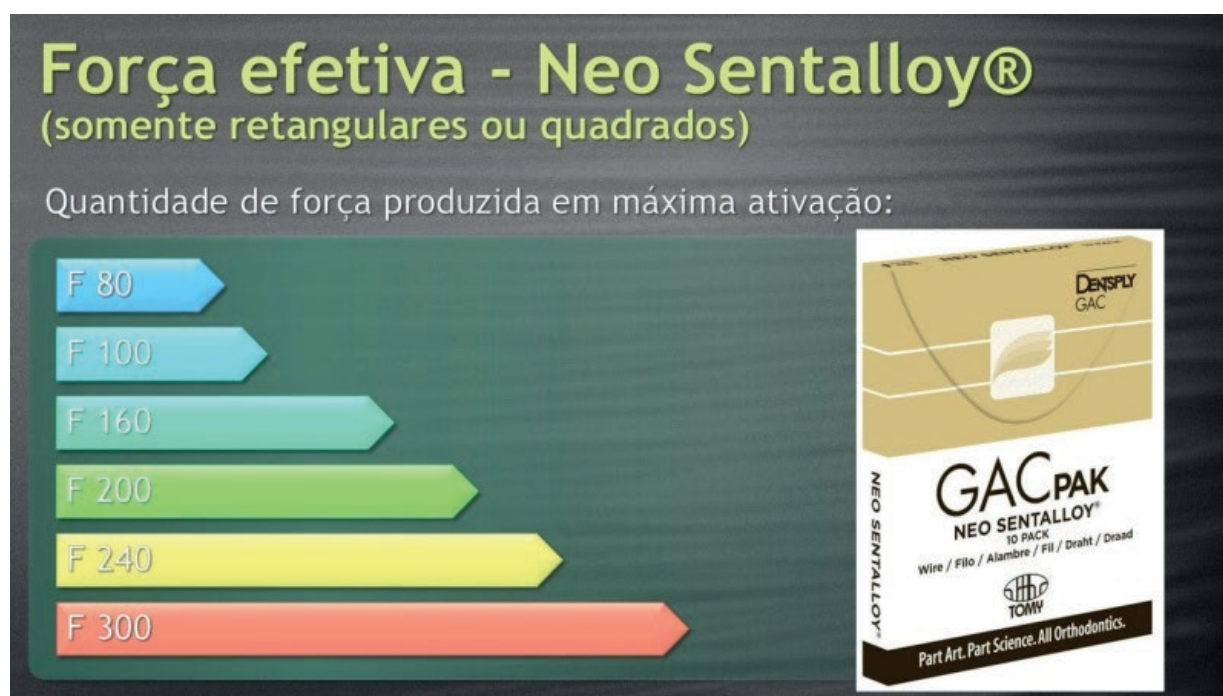


Figura 8 – Fio NeoSentalloy (GAC) comercializado em 6 níveis de força em máxima ativação. **Fonte:** Os autores.

F 160



F 160



Figura 9 – Fio NeoSentalloy (GAC) F160 de calibre 0,016” x 0,022” sendo utilizado no início do alinhamento e nivelamento. **Fonte:** Os autores.

Características do fio termoativado ideal

Um fio termoativado ideal deve apresentar as seguintes características para um bom desempenho clínico: a) Devem ser extremamente flexíveis e maleáveis na temperatura ambiente e possibilitar assim serem inseridos facilmente na canaleta dos bráquetes de dentes mal posicionados; b) Devem ser instantaneamente ativados pelo calor da boca; c) Liberar forças clinicamente aceitáveis e que resultem em movimentação dentária; d) Quando totalmente ativado, não sofrer influência do aumento da temperatura bucal; e) O intervalo de transformação térmica (ITT) deverá apresentar a menor amplitude possível de forma que sejam ativos na temperatura bucal ($A_f = 36,6^\circ\text{C}$) e completamente passivos em temperaturas menores ($A_i > 25^\circ\text{C}$). Esta característica permitirá ao Ortodontista tempo suficiente para inserir o fio termoativado na canaleta dos bráquetes de todos os dentes antes que o calor da cavidade bucal ative o arco (BISHARA et al., 1995).

Tipos de superelasticidade nos fios de Ni-Ti

Existem dois tipos de superelasticidade que podem ser exercidos pelos fios de níquel-titânio em função da temperatura austenítica final (A_f) que estes fios apresentam:

Superelasticidade ideal (curva no gráfico tensão x deflexão em formato de bandeira) – Nesta situação o A_f dos fios é um pouco menor ou próximo da temperatura corporal. Nesta situação a liga é facilmente transformada em estado martensítico (superelasticidade) pela tensão/força que deflete o fio (Figura 11). Quando inserido na cavidade bucal, o fio será ativado por meio da sua propriedade de memória de forma.

Superelasticidade não-ideal (curva no gráfico tensão x deflexão em formato de folha) - Nesta situação o A_f dos fios está abaixo ou acima da temperatura corporal. Quando o A_f destes fios é maior que a temperatura corporal, a estrutura martensítica destes fios não é completamente transformada quando inseridos na cavidade bucal.

Essa característica afeta a propriedade de memória de forma destes fios. Quando o A_f destes fios é menor que a temperatura corporal e próxima da temperatura ambiente, o fio apresenta-se elástico e completamente austenítico nas temperaturas ambiente e corpórea. Nessas condições o fio não exerce a superelasticidade em sua plenitude uma vez que deflexões acentuadas serão requeridas para transformar o fio para o estado martensítico na tentativa de complementar o efeito memória de forma ruim destes fios. Clinicamente duas grandes desvantagens podem ser observadas neste tipo de superelasticidade. A primeira desvantagem é que a superelasticidade será exercida em um nível de força muito elevado uma vez que grandes deflexões são exigidas por estes fios para atingir o platô martensítico de ativação. Em aplicações clínicas, o mais importante é que o fio apresente uma força de desativação constante e em um nível de força leve. A segunda desvantagem é que a superelasticidade será exercida por um curto período de tempo uma vez que a estrutura martensítica formada nestas condições é extremamente instável na cavidade bucal.

À medida que o dente se movimenta a tensão/ deflexão aplicada sobre o fio diminui e o fio retornará para a sua fase austenítica e elástica se comportando como fios de níquel-titânio convencionais, o que é possível notal na figura 10 (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; FIGUEIREDO et al., 2012).

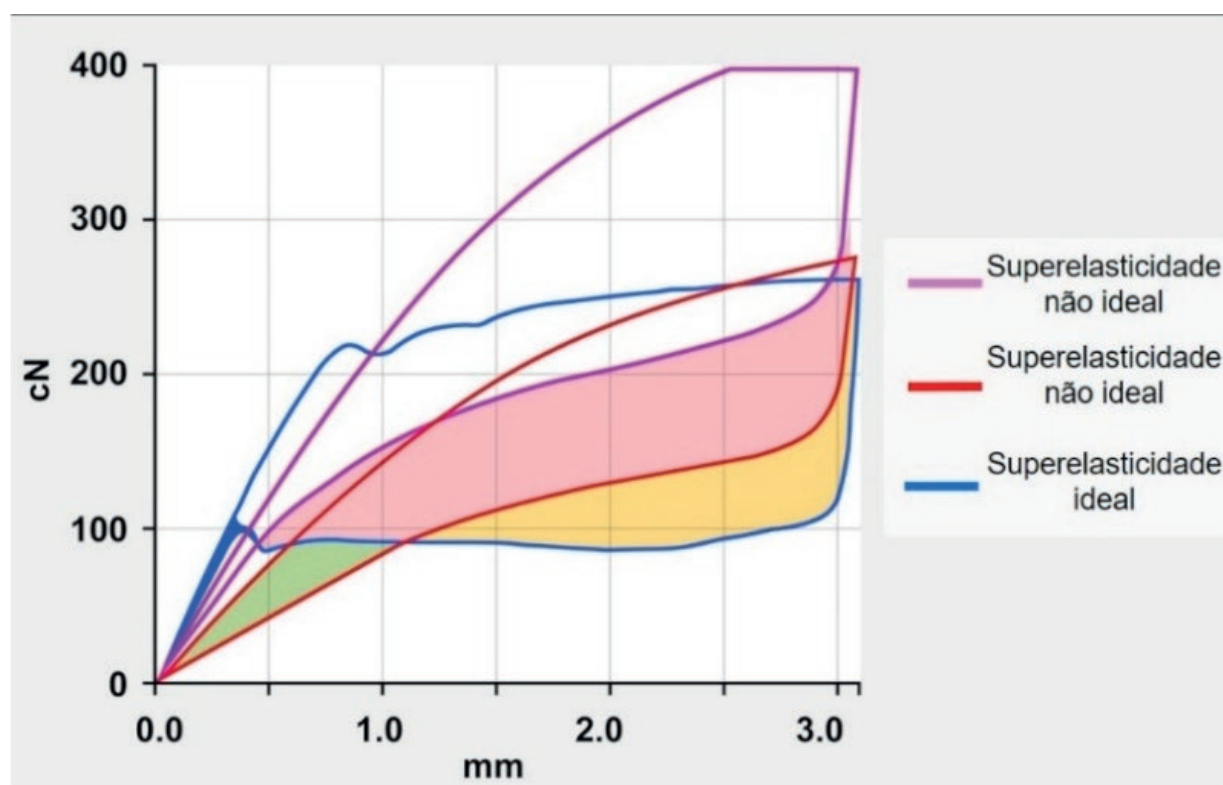


Figura 10 – Gráfico tensão x deflexão comparando as curvas representativas da superelasticidade ideal (formato de bandeira) e não-ideal (formato de folha). **Fonte:** Os autores.



Figura 11 – Fio com Af próximo da temperatura corporal exercendo a superelasticidade ideal. Nestas situações clínicas mediante uma pequena deflexão o fio se torna mais flexível (martensítico). Estes fios deveriam ser os de escolha para uso na Ortodontia. **Fonte:** Os autores.

Considerações clínicas sobre o uso dos fios superelásticos

Na utilização de fios superelásticos na clínica ortodôntica é importante ressaltarmos alguns aspectos relevantes:

A maioria deles apresentam temperatura austenítica final (Af) baixa e compatível com a temperatura ambiente e estão totalmente austenítico nas temperaturas ambiente e bucal (maior rigidez e elástico). Assim sendo, estes fios exercem clinicamente a superelasticidade não ideal em que grandes deflexões são requeridas para atingir a fase martensítica e assim exercer a superelasticidade (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992). É praticamente impossível inserir arcos mais calibrosos nas fases iniciais do alinhamento e nivelamento (GATTO et al., 2013). Clinicamente se comportam como fios de NiTi convencionais ou de primeira geração (GARREC; JORDAN, 2004);

a) Alguns fios superelásticos exigem grande tensão (acima de 500g) para exercer a superelasticidade e compensar a temperatura austenítica final (Af) baixa e próxima da temperatura ambiente (GATTO et al., 2013);

b) Fios superelásticos são importantes somente em deflexões maiores que 0,5mm uma vez que nenhum fio apresenta um platô constante de força em deflexões menores que 0,5mm (MELING; ODEGAARD, 2001);

c) Se não existe deflexões maiores que 0,5mm, os fios superelásticos não apresentam importância nenhuma (GARREC; JORDAN, 2004).

Fios com forças segmentadas

Com a possibilidade de individualizar os níveis de força liberados por fios de níquel-titânio (ex: NeoSentalloy), no ano de 1991 foi introduzido no mercado um fio de NiTi com forças segmentadas (BioForce GAC Dentsply), em que os segmentos posteriores do arco, que correspondem à região de molares, receberam tratamento térmico por 5 minutos. Na região de pré-molares o arco era submetido ao tratamento térmico em sais de nitrato por aproximadamente 15 a 60 minutos, enquanto o segmento anterior recebia o mesmo tratamento térmico por cerca de 1 a 2,5 horas a uma temperatura de 500° C.

Os fios com forças segmentadas consideram que a aplicação de força e a sua influência na quantidade de movimentação dentária é dependente da área da superfície radicular e da área da superfície periodontal do dente a ser movimentado.

Estes fios com forças segmentadas liberam forças diferenciadas ao longo de todo o comprimento do arco, sendo que forças mais leves são liberadas no segmento anterior e forças progressivamente maiores são transmitidas pelo segmento posterior do arco. O fio Bioforce é um exemplo clássico de fio com forças segmentadas em que três níveis de força podem ser encontrados: 80g na região anterior do fio, 180g na região de pré-molares e 300g na região de molares. O platô martensítico de desativação destes fios ocorre em níveis de força diferentes e em função da região do arco a ser considerada (Figuras 12-14).

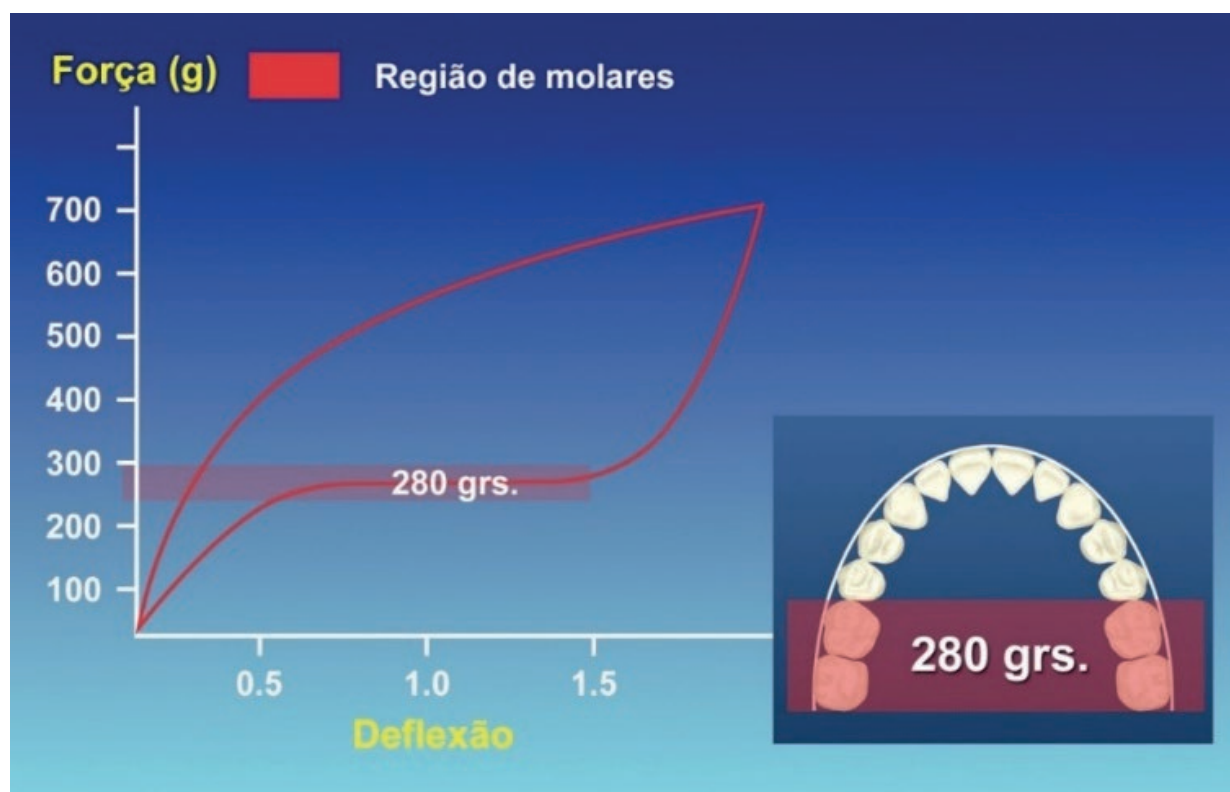


Figura 12 – Fio Bioforce com platô martensítico de desativação na região de molares liberando forças em torno de 280g a 300g. Reproduzido de Teramoto. **Fonte:** Teramoto (2010).

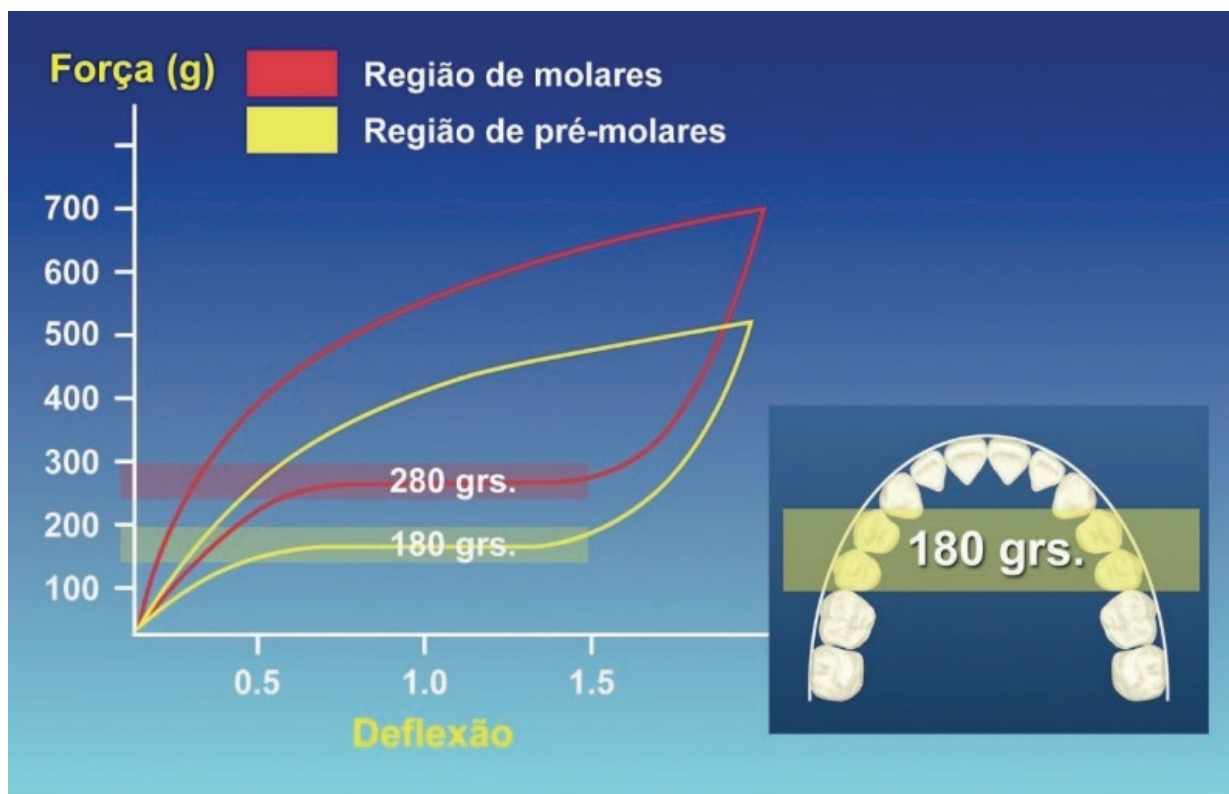


Figura 13 – Fio Bioforce com platô martensítico de desativação na região de pré-molares liberando forças em torno de 180g. Reproduzido de Teramoto. **Fonte:** Teramoto (2010).

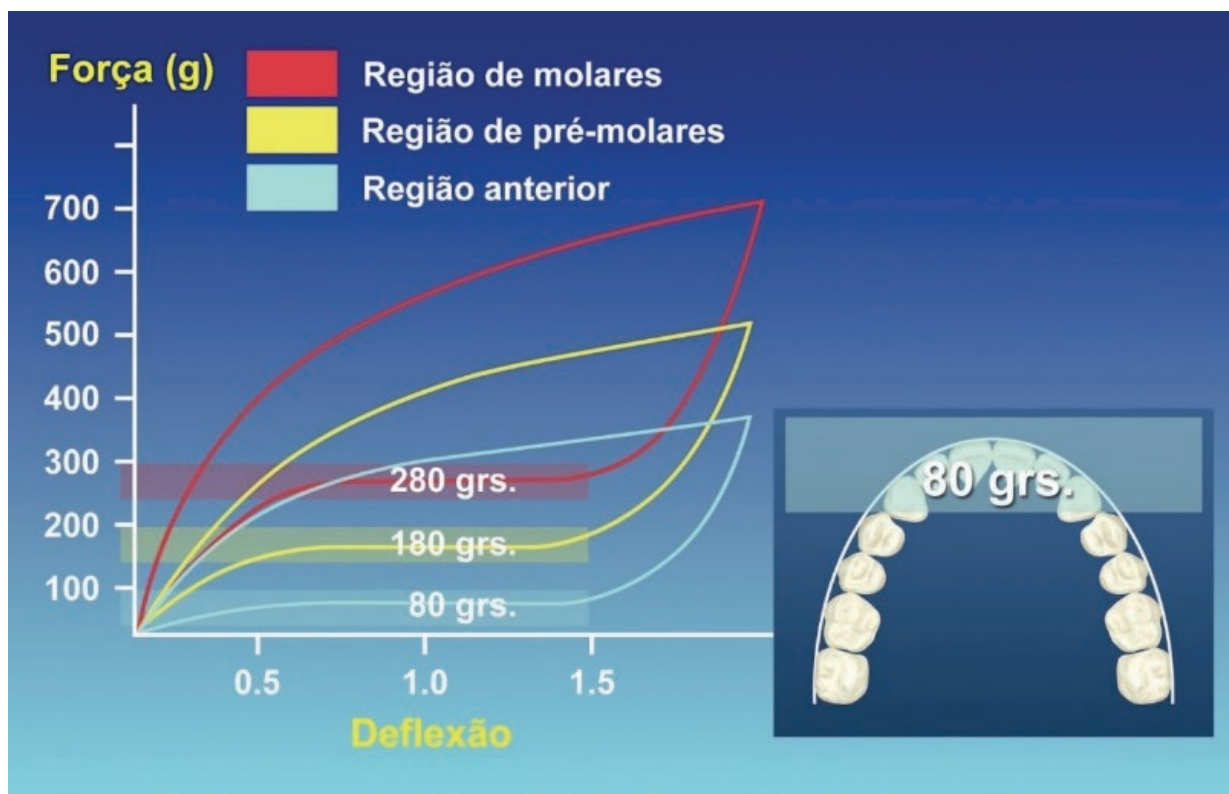


Figura 14 – Fio Bioforce com platô martensítico de desativação na região anterior liberando forças em torno de 80g. Reproduzido de Teramoto. **Fonte:** Teramoto (2010).

Esses fios possuem a vantagem de otimizar a magnitude da força liberada em diferentes segmentos do arco e desta forma possibilitam a utilização de secções retangulares nos estágios iniciais no tratamento ortodôntico reduzindo assim o número de fios a serem utilizados durante o tratamento (IBE; SEGNER, 1998; MEHTA, 2015).

Outros métodos para produzir fios que liberam níveis de força diferenciados ao longo do arco também foram testados, no entanto não obtiveram muito sucesso (GIL et al., 2013; IBE; SEGNER, 1998; MEHTA, 2015; SEVILLA et al., 2008; TERAMOTO, 2010).

Ligas de Ni-Ti enriquecidas com cobre

Por que adicionar Cu às ligas de Ni-Ti? Principais finalidades da adição de Cu;

No ano de 1991, a Ormco solicitou uma patente para os fios de cobre-níquel-titânio, afirmando que o motivo para a produção destes fios era que existiam algumas limitações inerentes aos arcos de níquel-titânio existentes e comumente utilizados na Ortodontia. A primeira limitação indicada pela Ormco era que a quantidade de força aplicada pelo arco de NiTi ao braquete (força de desativação) era relativamente baixa, exigindo assim um tempo de tratamento demasiadamente longo. A segunda limitação era que a força necessária para inserir o fio no braquete (força de ativação) era bastante alta, dificultado a utilização de fios mais calibrosos no início do tratamento, especialmente se o dente estivesse mal posicionado.

Além disso, a empresa acreditava que uma força de desativação constante seria realmente efetiva apenas para uma distância relativamente curta e em um nível de força baixo. Ao adicionar cobre nas ligas de NiTi, especulava-se que as desvantagens mencionadas anteriormente poderiam ser eliminadas ou minimizadas. Assim sendo, a incorporação de cobre aos fios de níquel-titânio promoveria uma força de ativação menor e ao mesmo tempo manteria a força de desativação relativamente alta para um movimento ortodôntico mais efetivo. Este fenômeno de aproximação das magnitudes de força liberadas pelos fios na ativação e desativação é conhecido clinicamente como baixa histerese (FERREIRA; LUERSEN; BORGES, 2012; LAUB; MELING; ODEGAARD, 2001) - (Figura 15). Isto significa dizer que grande parte da força utilizada para encaixar o fio na canaleta de bráquetes desalinhados estaria disponível para movimentar os dentes (LAUB). A patente da Ormco (US 5,044,947) na fabricação de fios de NiTi enriquecidos com cobre permaneceu por 20 anos e encerrou no ano de 2010. Atualmente outras marcas de fios de NiTi contendo cobre em sua composição podem ser encontradas no mercado (Figura 16).

Em suma, o objetivo final de incorporar cobre nas ligas de NiTi é promover uma diminuição da histerese e obter uma movimentação dentária mais eficiente (ROSEN, 2016).

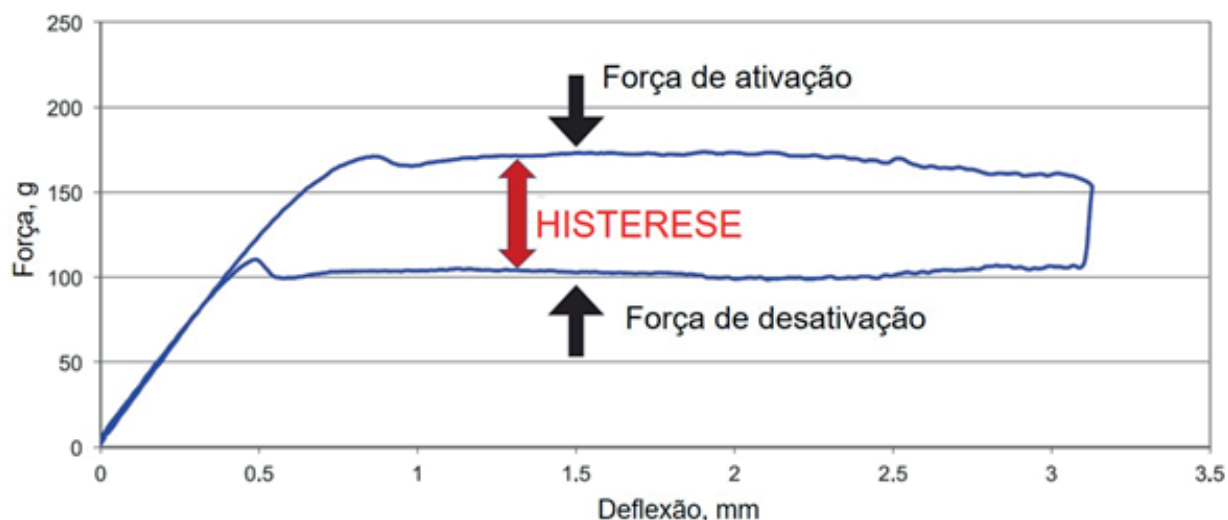


Figura 15 – A obtenção de fios com baixa histerese é o principal objetivo da adição de cobre nas ligas de NiTi. **Fonte:** Os autores.

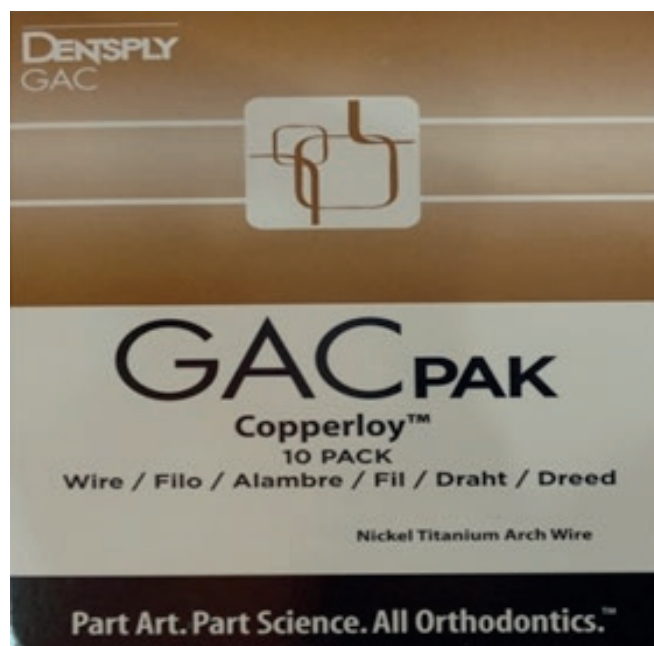


Figura 16 – Copperloy – fio de NiTi enriquecido com cobre comercializado pela GAC. **Fonte:** Os autores.

Estudo recente revelou que, de uma forma geral, a incorporação de cobre nas ligas de níquel-titânio promove uma diminuição não somente da histerese, mas também das forças de ativação e desativação (PIMENTA, 2017).

Relação existente entre os níveis de força liberados por fios de Ni-Ti termoativados e a temperatura austenítica final (Af)

Ao considerarmos as duas principais características de um fio termoativado que são a força efetiva e a temperatura austenítica final (Af) podemos afirmar que existe uma correlação negativa entre estes dois parâmetros. Isto significa dizer que quanto maior for a temperatura austenítica final, menor será a força liberada por estes fios na desativação e vice-versa. Mehta (MEHTA, 2015) avaliou o comportamento térmico e as características de carga/deflexão de fios com forças segmentadas. Os resultados mostraram que o fio Bioforce, que libera uma força de 80g no segmento anterior, possui um Af nessa região de 30,2°C. Ao avaliar o segmento de pré-molares, que libera uma força de 180g, encontrou-se um Af de 27,5°C.

O segmento de molares, que libera uma força de 300g, possui um Af de 25,9°C - (Figura 17) (MEHTA, 2015; SILVA, 2017).

Estudo recente investigou as forças liberadas por fios comercializados no Brasil de mesma marca comercial e com diferentes temperaturas austenítica final (Af) (Morelli 27°C e 35°C; Aditek 37°C e 40°C). Os resultados mostraram que os fios que apresentam o maior Af apresentam os menores valores de força na desativação (SILVA, 2017).

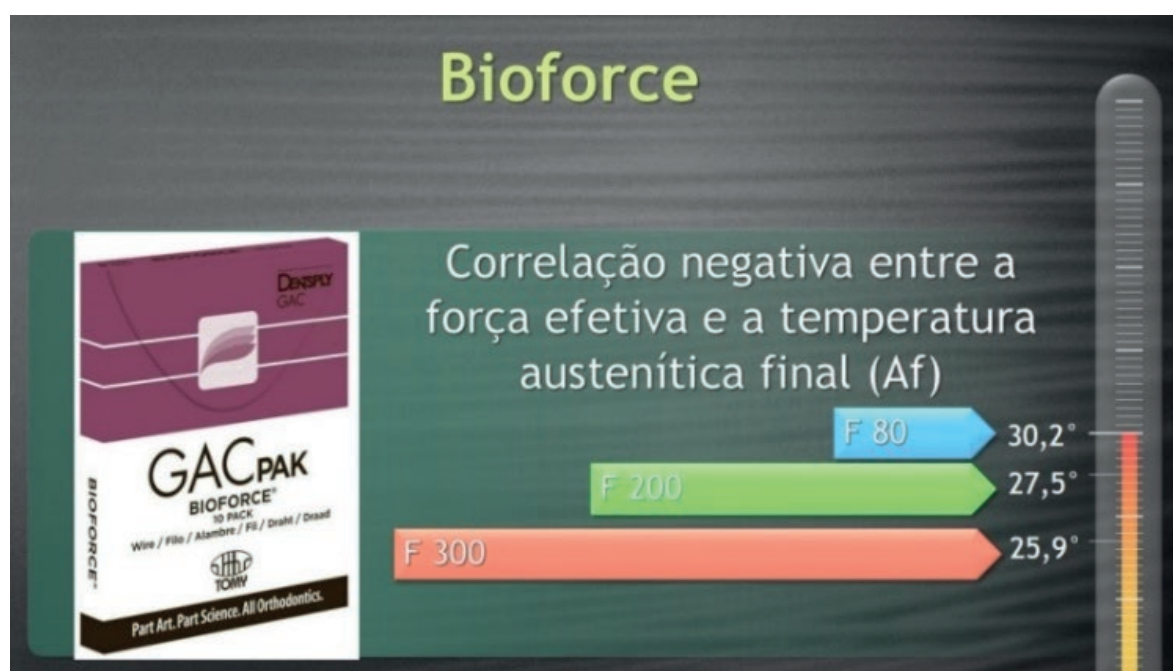


Figura 17 – Temperatura austenítica final (Af) e força efetiva são duas variáveis que apresentam correlação negativa. Assim sendo, Af de fios termoativados devem ser entendidos como indicativos de força. **Fonte:** Os autores.

Melhor aplicação clínica de fios termoativados com diferentes temperaturas de ativação (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009; SACHDEVA, 1997)

Uma das vantagens de incorporar cobre nas ligas de NiTi é a possibilidade de fabricação de fios em diferentes temperaturas de transição (Af) possibilitando assim a individualização do tratamento em função dos níveis de força desejados e de características inerentes ao paciente. Abaixo estão descritas as principais aplicações clínicas dos fios de CuNiTi fabricados com diferentes temperaturas de ativação.

27°C – a principal indicação destes fios é a utilização em pacientes respiradores bucais, uma vez que a temperatura da cavidade bucal destes pacientes é menor quando comparado aos pacientes com respiração nasal. Considerando o comportamento clínico, estes fios possuem grandes semelhanças ao NiTi convencional uma vez que se apresentam quase que totalmente rígidos na temperatura ambiente.

Pelo fato de serem ativados em temperaturas inferiores à corpórea, exibem manifestação inicial do efeito memória de forma logo após a sua inserção nos bráquetes e, em pacientes com grandes irregularidades dentárias que apresentam uma maior dificuldade de inserção destes fios, não é recomendável a sua utilização uma vez que a sua ativação ocorrerá antes do término da amarração dos fios nos bráquetes.

35°C – é a temperatura mais utilizada pelos ortodontistas. Estes fios são indicados para a fase do alinhamento e nivelamento e após a recolagem de acessórios ortodônticos. Pelo fato de serem ativados à temperatura corpórea, não iniciam a transformação reversa de fases de forma tão rápida quanto os fabricados a 27°C. Em função de forças moderadas estarem associadas a estes fios, é possível a utilização de arcos retangulares e/ou quadrados nas fases iniciais do alinhamento e nivelamento.

40°C – estes fios liberam forças suaves e intermitentes e as melhores indicações são para pacientes com menor tolerância à dor e pacientes com problemas periodontais

Com a utilização destes fios a movimentação dentária ocorre de maneira mais lenta e em virtude disso pode-se aumentar o intervalo de tempo entre as consultas de manutenção. Como são ativados a 40°C, os pacientes devem ser orientados a ingerir líquidos quentes várias vezes durante o dia para promover a ativação do arco.

Vantagens da utilização de fios de Ni-Ti enriquecidos com cobre em relação às ligas de Ni-Ti termoativadas convencionais

Os fios de níquel-titânio enriquecidos com cobre apresentam vantagens extremamente interessantes quando utilizados na fase do alinhamento e nivelamento dentário: 1) Baixa histerese pela diminuição da carga de ativação, facilitando a adaptação dos fios mesmo em casos com apinhamentos severos (BERGER; WARAM, 2007; GIL; PLANELL, 1999; LAUB; ROSEN, 2016); 2) Menor Intervalo de Transição Térmica (ITT) quando comparado aos fios de NiTi convencionais (BERGER; WARAM, 2007); 3) Não produzem necessariamente forças menores na desativação (BERGER; WARAM, 2007); 4) Estabiliza a temperatura austenítica final (Af) da liga (GIL; PLANELL, 1999); 5) Maior sensibilidade à temperatura; 6) Possibilidade de fabricação de fios com Af variável permitindo a individualização do tratamento (ROSEN, 2016);

7) A tensão necessária para induzir a transformação martensítica é menor nas ligas contendo cobre - (Figura 18).



Figura 18 – Fio de NiTi enriquecido com 6% de cobre de calibre 0,016” x 0,016” sendo utilizado no início do alinhamento e nivelamento em um caso de retratamento. **Fonte:** Os autores.

REFERÊNCIAS

ANDREASEN, G. F.; BARRETT, R. D. An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. **Am J Orthod**, v. 63, n. 5, p. 462-70, 1973.

BERGER, J.; WARAM, T. Force levels of nickel titanium initial archwires. **J Clin Orthod**, v. 41, n. 5, p. 286-92, 2007.

BISHARA, S. E. et al. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. **Angle Orthod**, v. 65, n. 2, p. 117-22, 1995.

BRADLEY, T. G.; BRANTLEY, W. A.; CULBERTSON, B. M. Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 109, n. 6, p. 589-97, 1996.

CHEN, R.; ZHI, Y. F.; ARVYSTAS, M. G. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. **Angle Orthod**, v. 62, n. 1, p. 59-66, 1992.

FERREIRA, M. A.; LUERSEN, M. A.; BORGES, P. C. Nickel-titanium alloys: A systematic review. **Dental Press J Orthod**, v. 17, n. 3, p. 71-82, 2012.

FIGUEIREDO, M. M. et al. Comparison of deactivation forces between thermally activated nickel-titanium archwires. **J Orthod**, v. 39, n. 2, p. 111-6, 2012.

REFERÊNCIAS

GARREC, P.; JORDAN, L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. **Angle Orthod**, v. 74, n. 5, p. 691-6, 2004.

GATTO, E. et al. Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires. **Eur J Orthod**, v. 35, n. 1, p. 115-23, 2013.

GIL, F. et al. NiTi superelastic orthodontic wires with variable stress obtained by ageing treatments. **Materials Letters**, v. 104, p. 5-7, 2013.

GIL, F. J.; PLANELL, J. A. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. **J Biomed Mater Res**, v. 48, n. 5, p. 682-8, 1999.

IBE, D. M.; SEGNER, D. Superelastic materials displaying different force levels within one archwire. **J Orofac Orthop**, v. 59, n. 1, p. 29-38, 1998.

KUSY, R. P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. **Angle Orthod**, v. 67, n. 3, p. 197-207, 1997.

REFERÊNCIAS

LAUB, L. Nickel-Titanium wires: how to explain it to your mother. In: CLINICAL REVIEW. Denver: Mothor, [2003?], p.42-49. Disponível em: <https://www.rmortho.com/wp-content/uploads/2013/08/Clinical_Final_LR.pdf>. Acesso em: 16 out. 2017.

MEHTA, A. S. K. **Thermomechanical characterization of variable force NiTi orthodontic archwires.** [Master's Thesis]: Marquette University; 2015.

MELING, T. R.; ODEGAARD, J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 119, n. 3, p. 263-273, 2001.

MIURA, F. et al. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 90, n. 1, p. 1-10, 1986.

PIMENTA, D. E. N. **Comparação da relação força/deflexão em fios termoativados convencionais e com adição de cobre.** 2017. 46 f. Dissertação [Mestrado Profissionalizante em Odontologia]. Maringá: UNINGÁ, 2017.

QUINTÃO, C. C. et al. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. **World J Orthod**, v. 10, n. 1, p. 29-32, 2009.

REFERÊNCIAS

QUINTÃO, C. C. A.; BRUNHARO, I. H. V. P. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 14, n. 6, p. 144-157, 2009.

ROSEN, M. A. **Mechanical properties of Copper-Nickel-Titanium archwires**. [Master's Thesis]: Marquette University, 2016.

SACHDEVA, R. C. L. Ortodontia com temperatura de transformação variável - Copper Ni-Ti torna isto uma realidade. **Clinical Impressions**, v. 1, p. 2-9, 1997.

SEVILLA, P. et al. Laser welding of NiTi orthodontic archwires for selective force application. **J Mater Sci Mater Med**, v. 19, n. 2, p. 525-529, 2008.

SILVA, A. L. F. **Comparação da superelasticidade de fios com diferentes temperaturas austenítica final (Af)**. 2017. Dissertação [Mestrado Profissionalizante em Odontologia]. Maringá: Centro Universitário Ingá; 2017.

SPINI, T.S. et al. Avaliação do intervalo de transição térmica das ligas de níquel-titânio termoativadas. **Ortodontia**, v. 45, n. 5, p. 575-580, 2012.

REFERÊNCIAS

SPINI, T. S. et al. Transition temperature range of thermally activated nickel-titanium archwires. **J Appl Oral Sci**, v. 22, n. 2, p.109-117, 2014.

TERAMOTO, A. SENTALLOY® - the Story of Superelasticity. **A White Paper Report**, p.1-12, 2010.

VIAZIS, A. D. **Atlas of Advanced Orthodontics: a guide to clinical efficiency**. [S.l.]: Saunders, 1998.

CAPÍTULO 2 - A UTILIZAÇÃO DE MINI- IMPLANTES NA MECÂNICA ORTODÔNTICA

Fabício Pinelli Valarelli
Rodrigo Hermont Cançado
Karina Maria Salvatore de Freitas
Érika Mendonça Fernandes Franco
Daniella Silveira Amarante

Introdução

Na ortodontia atual, a busca pela movimentação dentária com o mínimo de efeitos colaterais tem se tornado primordial. Para isso, um planejamento cuidadoso da ancoragem dentária, definido como o controle das forças de reação da mecânica ortodôntica, tem sido um desafio constante para os ortodontistas (BAE et al., 2002).

Define-se como ancoragem ortodôntica a resistência ao movimento dentário indesejado, podendo ser fornecida por estruturas intrabucais ou extrabucais e segue o princípio de ação e reação à força – Terceira Lei de Newton (CHEN et al., 2006).

Na ortodontia, ao aplicarmos uma força a um dente, inevitavelmente, as unidades dentárias que servem de ancoragem recebem uma força com igual intensidade, contudo em sentido contrário, proporcionando assim, movimentação semelhante entre os dentes que participam da ancoragem.

O controle sobre a movimentação das unidades de ancoragem é essencial para o sucesso do tratamento ortodôntico, tendo como objetivo potencializar os movimentos dentários desejados e reduzir os movimentos indesejados (ALDIKACTI et al., 2004; HUANG; SHOTWELL; WANG, 2005; KURODA et al., 2007; PARK; JEONG; KWON, 2006).

As diversas formas de ancoragens convencionais descritas na literatura, como barra-lingual e transpalatina, botão de Nance, elásticos intermaxilares, aparelho extrabucal e outras, apesar de eficazes em muitos casos, em outros permitem certo grau de movimentação indesejada ou são extremamente dependentes da colaboração do paciente. A otimização dos resultados no tratamento de casos simples ou complexos, com mecânicas mais eficientes pode ser conseguida atualmente pelo ortodontista por meio de dispositivos transitórios de ancoragem esquelética (FABER; ARAÚJO, 2008).

Um dos primeiros estudos que utilizou ancoragem esquelética foi realizado por Gainsforth e Higley, em 1945, no qual demonstraram a utilização de parafusos vitallium (Dentsply) na mandíbula de cães com a finalidade de promover ancoragem durante o uso de elásticos para avanço mandibular. Apesar de não terem obtido sucesso nos resultados devido à perda de todos os implantes por infecção concluíram que a ancoragem esquelética poderia ser obtida para a realização dos movimentos ortodônticos no futuro, o que estimulou uma sucessão de outros experimentos semelhantes (GAINSFORTH; HIGLEY, 1945).

A partir dos estudos de Branemark et al. (BRANEMARK; ALBREKTSSON, 1982; BRANEMARK et al., 1977), os diversos tipos de implantes confeccionados que apresentavam uma baixa proporção de sucesso foram substituídos por implantes de Titânio, inseridos com uma técnica cirúrgica aperfeiçoada. Como resultado, a osseointegração tornou-se um evento biológico frequente e a proporção de sucesso dos implantes dentários aumentou significativamente para 90%. Com isso, o uso dos implantes tornou-se uma prática comum na reabilitação protética e como ancoragem no tratamento ortodôntico de pacientes edêntulos (BRANEMARK et al., 1969; ROBERTS et al., 1984; WEHRBEIN; FEIFEL; DIEDRICH, 1999).

Como alternativa aos implantes convencionais muito volumosos, passou-se a serem realizadas pesquisas com diferentes tamanhos e formatos de parafusos e placas de titânio (SUGAWARA et al., 2006).

O desenvolvimento de miniparafusos ocorreu somente em 1997, onde foi descrito um mini-implante específico para ser utilizado na prática ortodôntica, com 1,2mm de diâmetro. Este dispositivo era confeccionado de titânio e oferecia ancoragem suficiente para o movimento de intrusão dos incisivos inferiores (6mm durante 4 meses). Especulou-se que os mini-implantes poderiam ser adotados para tração horizontal, quando colocados na crista alveolar e que, por seu pequeno tamanho, podiam ser inseridos entre as raízes dos molares para intrusão dos mesmos ou no palato, como ancoragem para distalização dos molares (KANOMI, 1997). A partir de então, inúmeras pesquisas foram realizadas e diferentes dispositivos foram fabricados.

Nos últimos anos, os mini-implantes têm auxiliado os ortodontistas em diversos tipos de movimentos dentários anteriormente considerados complexos com o tratamento ortodôntico convencional, tornando possível a intrusão e mesialização de molares, a retração de dentes anteriores, distalização dos posteriores (GELGOR et al., 2004), verticalização de molares e mecânicas assimétricas, sem perda de ancoragem (BAE et al., 2002; PARK et al., 2001), além de se estabelecer como um método eficaz de ancoragem nos casos com número reduzido de dentes, reabsorção radicular, problemas periodontais e, principalmente, para pacientes não colaboradores (LEE et al., 2007).

As indicações para a utilização dos mini-implantes como ancoragem ortodôntica devem estar associadas às seguintes condições:

- Indivíduos com quantidade de dentes insuficiente para a aplicação da ancoragem convencional;
- Indivíduos em que as forças de reação causariam muitos efeitos colaterais indesejáveis;
- Casos com necessidade de mecânicas assimétricas em qualquer dos planos do espaço;
- Casos complexos como alternativa à cirurgia ortognática (MELSEN; VERNA, 2005).

Com o advento da ancoragem esquelética o modo dos ortodontistas planejarem o tratamento das más oclusões severas sofreu uma revolução, pois muitos tipos de movimentos dentários puderam ser realizados, o que não era possível com ancoragem dentária ou extrabucal (KOKICH, 2004).

Os mini-implantes tornaram-se a melhor opção de tratamento nos casos em que o custo biológico e financeiro era alto, como a intrusão de dentes posteriores que, anteriormente, uma das opções de reabilitação posterior seria o tratamento endodôntico do elemento seguido pela reabilitação protética ou cirurgia de reposição apical do bloco ósseo posterior da maxila (ZÉTOLA; MICHAELIS; MOREIRA, 2005).

Considerando o exposto anteriormente, vários protocolos de tratamento com ancoragem esquelética têm sido realizados para corrigir inúmeras más oclusões:

- Correção da má oclusão de Classe I, biprotrusão, com extrações de quatro pré-molares (PARK et al., 2001, 2007);
- Distalização dos molares superiores e correção da má oclusão de Classe II (GELGOR et al., 2004; KINZINGER; DIEDRICH; BOWMAN, 2006);

- Distalização em massa de todos os dentes superiores para a correção da má oclusão de Classe II (JEON et al., 2006; LEE; PARK; KYUNG, 2001);
- Distalização em massa de todos os dentes inferiores para a correção da má oclusão de Classe III (PARK; LEE; KWON, 2005; SUGAWARA et al., 2008);
- Correção da mordida aberta anterior (PARK; KWON; SUNG, 2004, 2006);
- Correção da sobremordida profunda (KIM; KIM; LEE, 2006);
- Retração de caninos (HERMAN; CURRIER; MIYAKE, 2006);
- Intrusão de molares extruídos pela perda de antagonistas (BAE et al., 2002; PARK et al., 2003);
- Mesialização dos molares para fechamento de espaços (KURODA et al., 2005; KYUNG; CHOI; PARK, 2003);
- Verticalização e correção da posição dos molares (GIANCOTTI; ARCURI; BARLATTANI, 2004; PARK; KYUNG; SUNG, 2002);
- Extrusão ortodôntica por razões periodontais e/ou protéticas (ROTH; YILDIRIM; DIEDRICH, 2004);
- Correção da inclinação do plano oclusal (CARANO et al., 2005);

- Correção da linha média dentária (CARANO et al., 2005);
- Tracionamento de caninos impactados (PARK; KWON; SUNG, 2004).

Planejamento

O indivíduo candidato à instalação de mini-implantes deverá passar por uma anamnese com o intuito de verificar possíveis contraindicações para o uso deste método de ancoragem. As contraindicações podem ser classificadas como absolutas ou temporárias. Constituem contraindicações absolutas para a instalação de mini-implantes, pacientes que não podem ser submetidos a intervenções cirúrgicas; em geral, os que apresentam determinados distúrbios metabólicos como diabetes juvenil, distúrbios hematológicos envolvendo eritrócitos (anemia), leucócitos (defesa reduzida), os portadores de distúrbios ósseos locais e sistêmicos e ainda os indivíduos que estão em tratamento radioterápico. Constituem as principais contraindicações temporárias os casos de indivíduos com higiene bucal deficiente, insuficiência de espaço entre as raízes e gestantes (SPIEKERMANN, 2000).

Devido às características e variações anatômicas individuais de cada paciente, somente uma criteriosa avaliação radiográfica e clínica dos tecidos moles e duros da região, associada à anamnese, acessibilidade e biomecânica desejada, permitirá definir o tipo do mini-implante e seu local de instalação (LEE et al., 2007).

Para a correta escolha do local de inserção dos mini-implantes ortodônticos, muitos fatores devem ser considerados tais como: a sua necessidade, que deve ser maior que o risco que o paciente sofrerá; áreas que causam muita irritação aos tecidos devem ser evitadas, como inserções musculares; não deve causar desconforto ao paciente; favorecer a biomecânica do tratamento. Sua instalação deve ser, preferencialmente, em regiões com gengiva inserida para melhor cicatrização e com boa qualidade e quantidade de tecido ósseo no local, sem lesar nenhuma estrutura anatômica (LEE et al., 2007).

Partes do Mini-Implante

Os mini-implantes são divididos em três partes:

Cabeça

Apresenta formatos variados de botão, gancho, pino com orifício ou design de braquete. É desejável que a cabeça apresente um diâmetro maior que o do pescoço transmucoso, para evitar seu recobrimento pelos tecidos moles (LEE et al., 2007).

Perfil transmucoso

Serve para acomodar os tecidos moles e fazer a ligação com o meio externo. Portanto, deve ser lisa e polida para evitar acúmulo de placa bacteriana e alimentos, diminuindo os riscos de inflamação da mucosa. Essa cinta tem comprimentos variados (0,5 a 4 mm), para se adequar a espessura do tecido mole do local de implantação (ARAÚJO et al., 2006).

Rosca ou parte ativa

É a porção que fica em contato direto com o osso e é responsável pela retenção e estabilidade. Deve apresentar resistência à fratura suficiente para suportar as forças liberadas na inserção, na remoção e durante seu uso}.

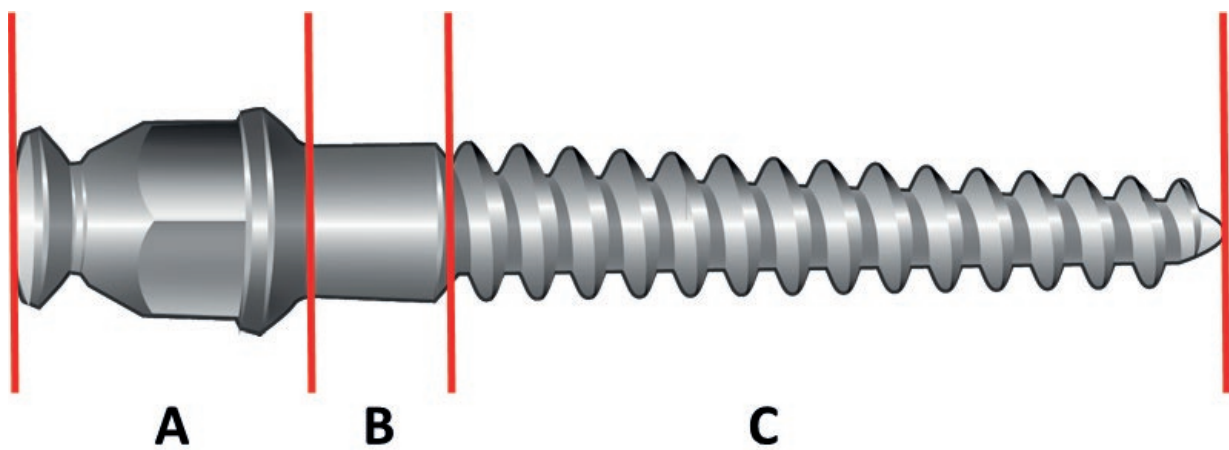


Figura 1 – Partes do mini-implante: A) cabeça; B) perfil transmucoso e C) - parte ativa. **Fonte:** Os autores

Tipos de Mini-Implantes

Os mini-implantes se dividem em dois grupos dependentes de sua ponta ativa:

- **Auto-rosqueável (Pré-perfuração)**

Este tipo de mini-implante necessita de uma perfuração prévia com uma broca piloto, criando o espaço no osso para inserção do parafuso. O material necessário para sua inserção seria o kit de instalação, broca do kit de instalação, contra-ângulo e motor de implante.

- **Auto-perfurante**

Esse tipo de mini-implante age como uma broca quando está sendo inserido, ou seja, não necessita do orifício piloto. Para sua inserção é necessário o kit de instalação e, por opção de cada profissional, pode-se usar a lança para fazer a perfuração da cortical.

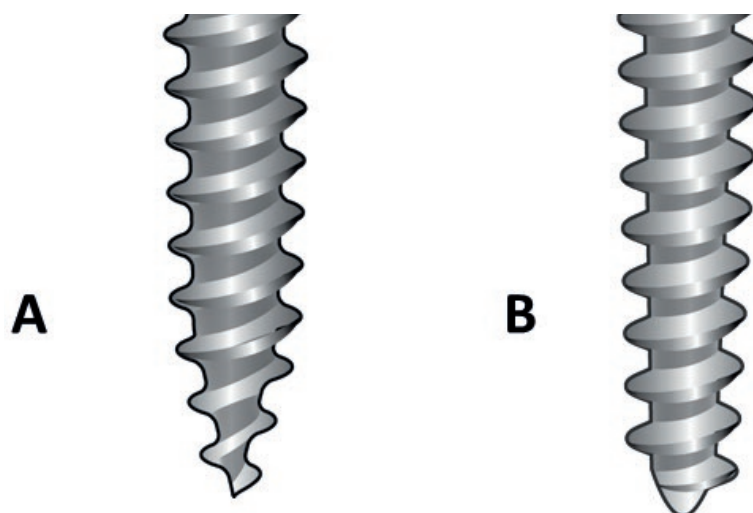


Figura 2 – Tipos de mini-implantes: A) auto-perfurante e B) auto-rosqueável. **Fonte:** Os autores.

Sítios de Inserção

O sítio de inserção depende da amplitude de movimentação que o ortodontista pretende fazer em cada tratamento. Uma avaliação da documentação ortodôntica (radiografias, modelos e fotografias) do paciente deve ser feita para determinar o local que o mini-implante será inserido com segurança, a fim de se evitar algum insucesso na inserção (raízes, cortical delgada).

O local de inserção é importante, pois garante o sucesso da cirurgia, bem como a ancoragem necessária para a movimentação dentária pretendida.

Para uma inserção bem-sucedida, devemos ter densidade óssea suficiente, espessura cortical e distância entre as raízes dos dentes, pois o mini-implante geralmente é inserido monocorticalmente, embora em alguns casos, implantes longos possam ser usados para ancoragem bicortical na mandíbula. A estabilidade do mini-implante se dá por retenção mecânica das roscas e por capacidade elástica do osso.

A estabilidade primária é um fator importante para alcançarmos bons resultados. Para obtenção da estabilidade primária é necessária uma boa qualidade óssea. A densidade óssea é classificada em 4 grupos, de D I a D IV.

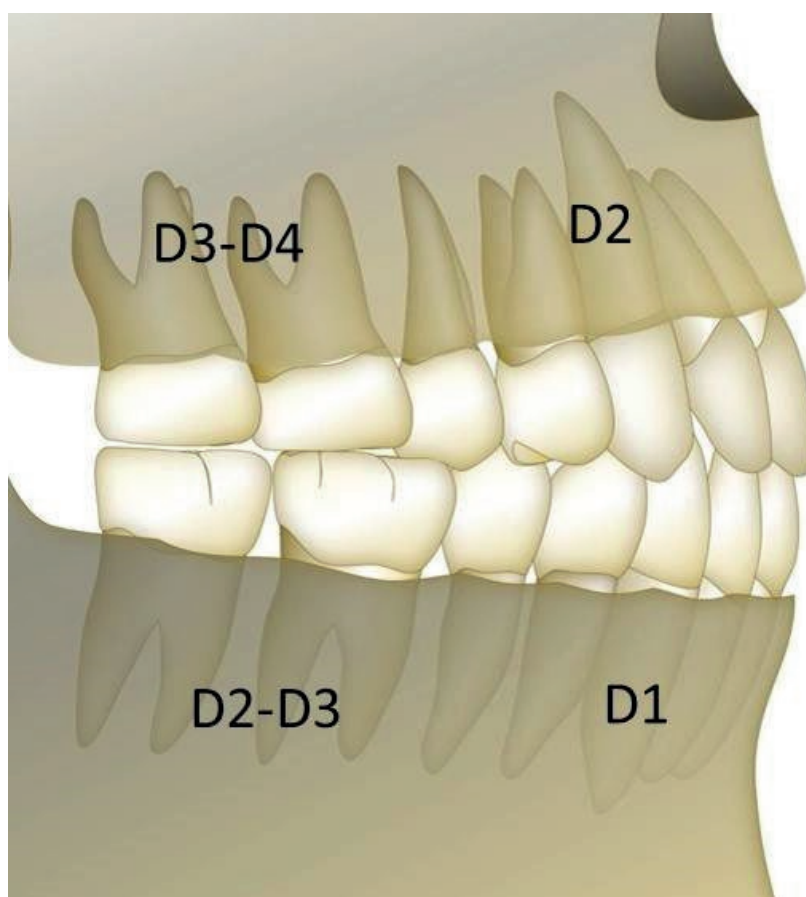


Figura 3 – Classificação das densidades ósseas. **Fonte:** Os autores.

- **D 1** – cortical espessa, trabeculado denso e pouca irrigação (encontra-se principalmente na região de sínfise mentoniana)
- **D 2** - cortical espessa e densa, em menor grau que o anterior e com certo grau de porosidade na crista do rebordo. Este é o melhor tipo de osso para inserção de mini-implante (encontrado geralmente na maxila de incisivos ao 2º pré-molar e na mandíbula sentido distal a partir dos pré-molares)

- **D 3** – cortical fina e trabeculado também fino em seu interior. É muito poroso e com maior risco de não se obter a estabilidade primária (encontrado na maxila no sentido distal do primeiro molar e na mandíbula sentido distal a partir dos pré-molares).
- **D 4** – trabeculado fino e cortical mínima ou ausente. Neste tipo de osso o mini-implante é contraindicado (encontrado na região de túber da maxila e molares).

Em resumo, a posição ideal para instalação dos mini-implantes é relativa, depende do movimento desejado e da disponibilidade de espaço para sua inserção. Para cada tipo de movimento, há posições adequadas para fixação dos parafusos.

Métodos de Instalação

O processo de instalação começa determinando o local do parafuso, observando o posicionamento das raízes dos dentes adjacentes, utilizando guia cirúrgico ou não (isto dependerá da habilidade do cirurgião), determinação da faixa de inserção vertical (maior sucesso quando instalado em gengiva inserida) de acordo com o planejamento biomecânico.

A seleção do diâmetro e comprimento dos mini-implantes é um fator importante a ser considerado. Apesar da facilidade da instalação nos diversos sítios (tanto maxilar quanto mandibular), é necessária a eleição de implantes de diâmetro e tamanho adequados à área de inserção (ARAÚJO et al., 2006).

Em radiografias panorâmicas pré-tratamento ortodôntico, verifica-se que poucos espaços interdentários contém dimensões suficientes para a inserção de mini-implantes. Entretanto, nas radiografias pós-tratamento há um aumento considerável destes espaços. Isto sugere que, em algumas situações, um alinhamento inicial é necessário antes da instalação do mini-implante.

A instalação do mini-implante pode ser realizada em ambiente ambulatorial, sob anestesia local infiltrativa subperiosteal, ou com a utilização de anestésico tópico de efeito profundo (SANTOS et al., 2012).

Em pacientes com limiar de dor alto, principalmente para instalações em maxila, pode-se utilizar anestésico tópico como a lidocaína a 20%.

Este tipo de anestésico deve ser utilizado em situações específicas, para que o paciente não sinta dor durante a instalação, pois caso seja necessária uma segunda intervenção é importante que a primeira tenha sido o menos incômodo possível (MARASSI, 2006; SANTOS et al., 2012).

O agente anestésico tópico ideal é aquele que promove anestesia total em curto período de tempo, atua na pele íntegra sem causar efeitos adversos sistêmicos e não causa dor ou desconforto (LENER et al., 1997). O procedimento de instalação de mini-implantes utilizando apenas anestésico tópico tem se mostrado eficiente e viável, diminuindo assim o desconforto do paciente, a ansiedade e o medo relacionados à anestesia com o uso de agulha (SANTOS et al., 2012).

Procede-se a instalação do mini-implante conforme a escolha clínica. Após instalação o mini-implante deve apresentar bom travamento. É importante a realização de radiografia periapical final da região com o objetivo de verificar se o mini-implante foi colocado corretamente (ARAÚJO et al., 2006).

O profissional pode optar entre dois métodos de perfuração: perpendicular ou angulada; sendo esta última a mais indicada, pois tem a vantagem de proporcionar uma maior área de contato do implante com a cortical óssea. Na maxila geralmente, se utiliza uma angulação de 30 a 60 graus em relação ao longo eixo dos dentes, por vestibular ou palatina. Essa mesma angulação também é utilizada na mandíbula. Na sutura palatina utiliza-se de 90 a 110 graus em relação ao palato. Em mini-implantes bicorticais utiliza-se 90 graus.

Sendo assim, o sucesso do tratamento com mini-implantes depende da habilidade do cirurgião, da condição física do paciente, da seleção do local adequado, da estabilidade inicial e da higiene bucal (KYUNG; CHOI; PARK, 2003).

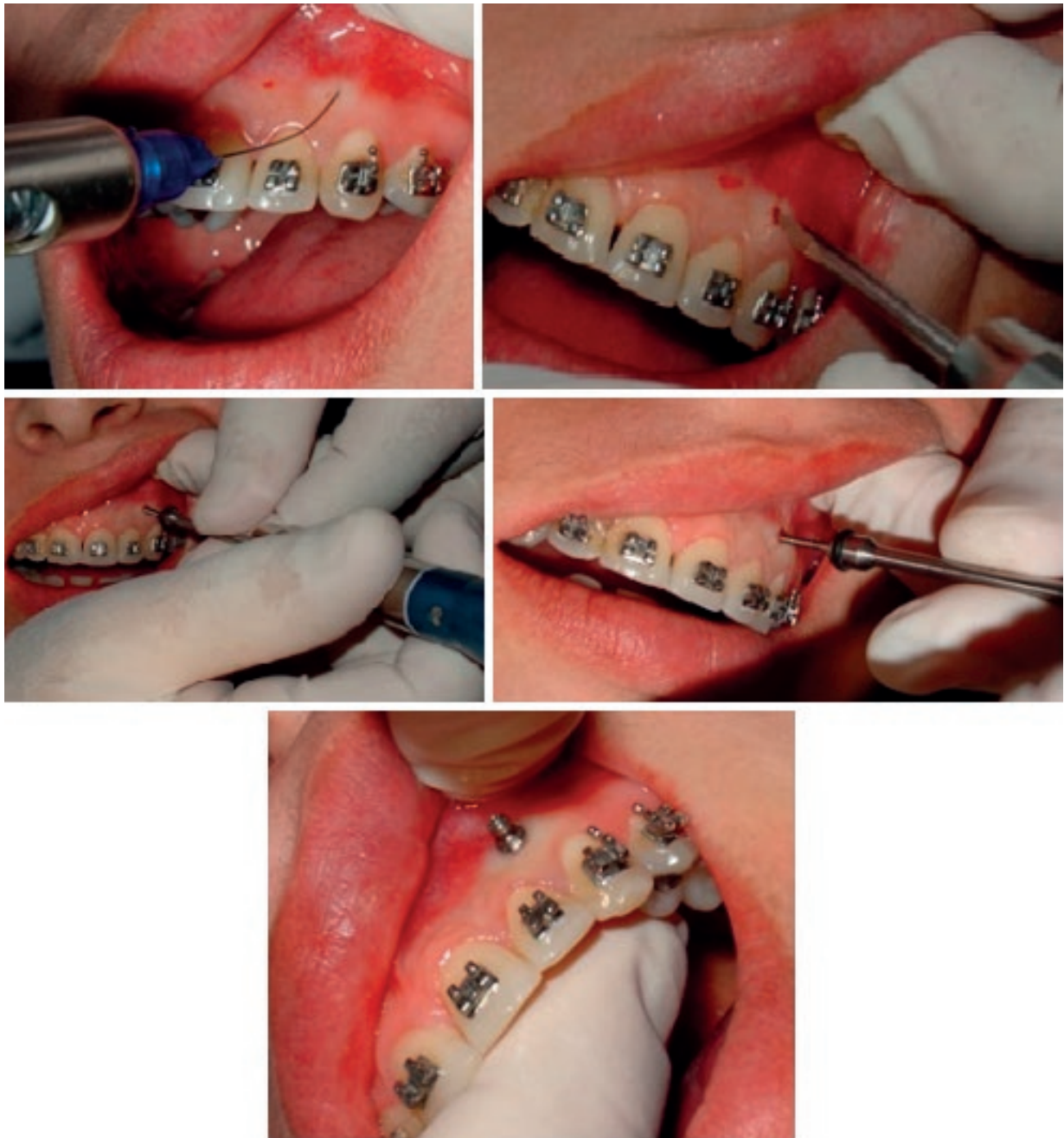


Figura 4 - Instalação do Mini-implante. Fonte: Os autores.

APLICAÇÕES CLÍNICAS

Intrusão

Os mini-implantes estão indicados para intrusão de dentes anteriores e posteriores. São úteis no tratamento de mordidas profundas, mordidas abertas anteriores, correção da curva de Spee e ainda nos casos de extrusão devido à ausência dos antagonistas.

- **Intrusão de dentes anteriores**

Em relação aos dentes superiores, pode-se utilizar um único mini-implante na linha média próximo à espinha nasal em casos de incisivos verticalizados (Figura 5-6).

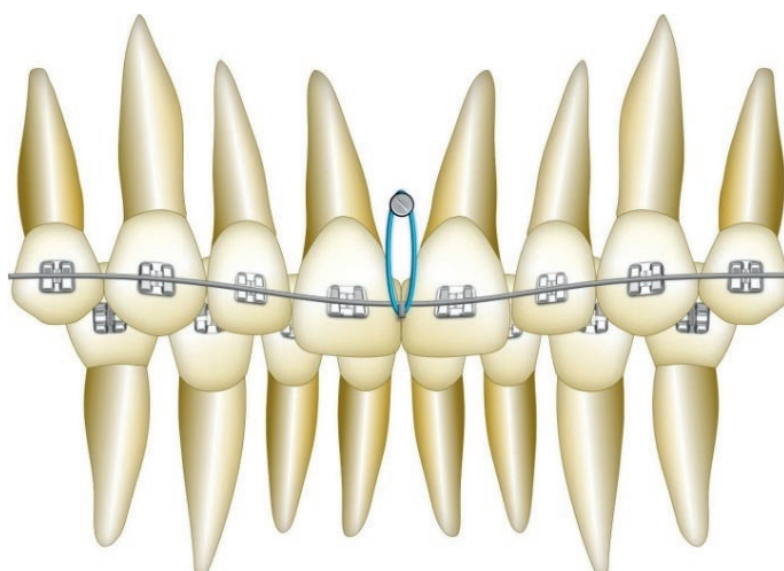


Figura 5 – posicionamento do mini-implante para intrusão dos incisivos superiores- entre incisivos superiores. **Fonte:** Os autores.



Figura 6 - Mini-implante instalado na linha média próximo à espinha nasal. **Fonte:** Os autores.

Na arcada inferior, o mini-implante deve ser posicionado o mais baixo possível, entre os incisivos centrais, para gerar uma força de intrusão e vestibularização das unidades dentárias inferiores. Nos casos em que a vestibularização não for desejada, dois mini-implantes podem ser utilizados entre centrais e laterais ou entre laterais e caninos, fazendo com que a força passe mais próxima ao centro de resistência -(Figuras 7-8) (ARAÚJO et al., 2006).

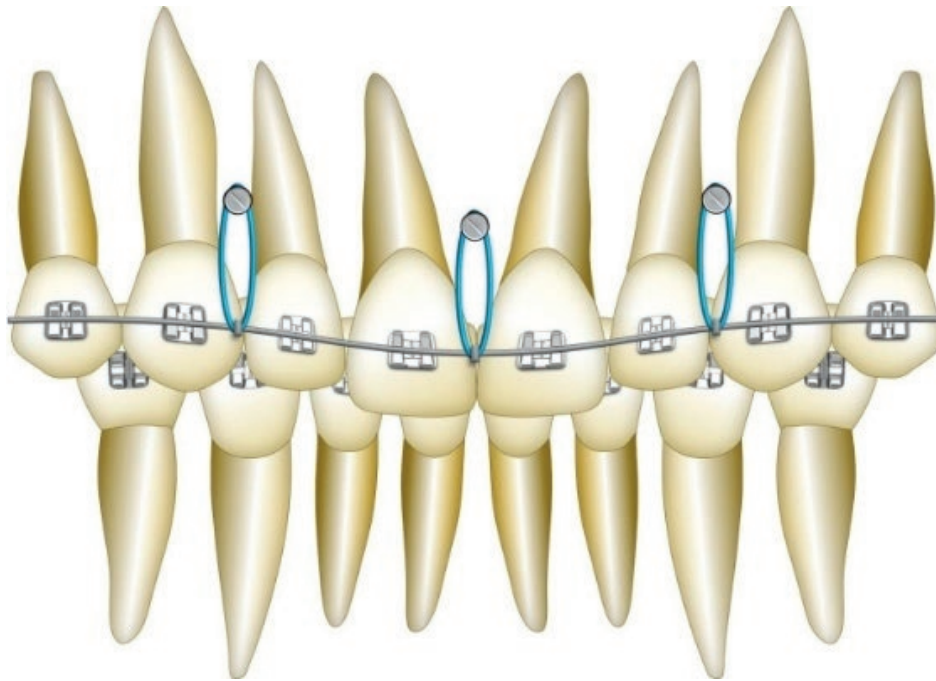


Figura 7 - posicionamento do mini-implante para intrusão dos incisivos superiores- entre incisivos laterais e caninos. Fonte: Os autores.

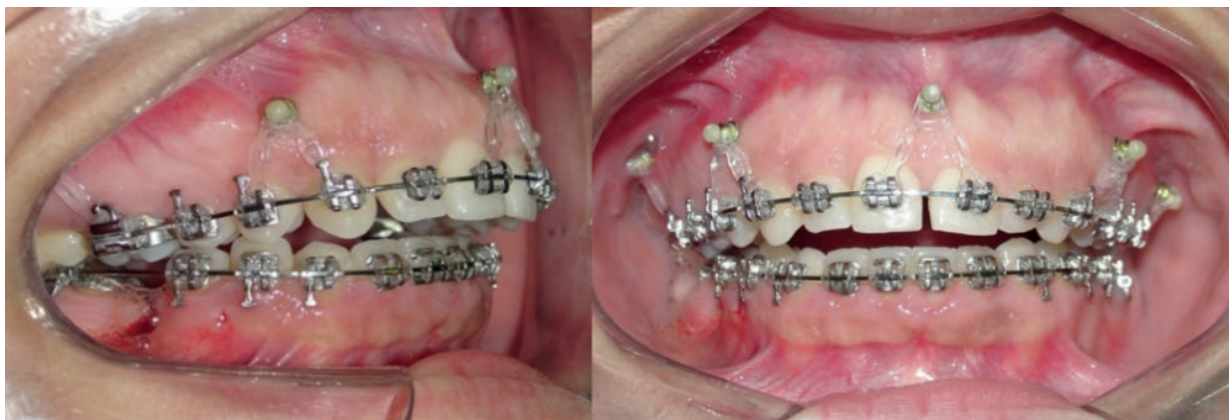


Figura 8 - Intrusão anterior e correção do sorriso gengival. Fonte: Os autores.

- **Intrusão de dentes posteriores**

Dependendo do número de dentes a serem intruídos, a posição e a quantidade de mini-implantes podem variar. Dois mini-implantes, um por vestibular e um por palatina, podem ser utilizados para a intrusão de um elemento, com o objetivo de intruir e controlar a inclinação (Figura 9). Para a realização da força intrusiva, molas de Nitinol ou corrente elástica podem ser utilizadas (ARAÚJO et al., 2006), aplicando 150g de força para cada molar (Figura10).

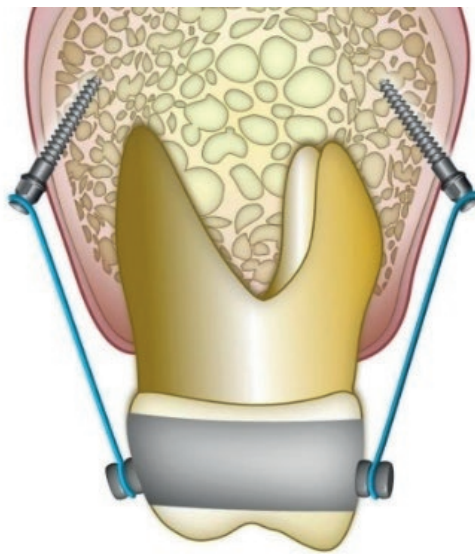


Figura 9 – posição dos mini-implantes para intrusão de um molar isoladamente. **Fonte:** Os autores.

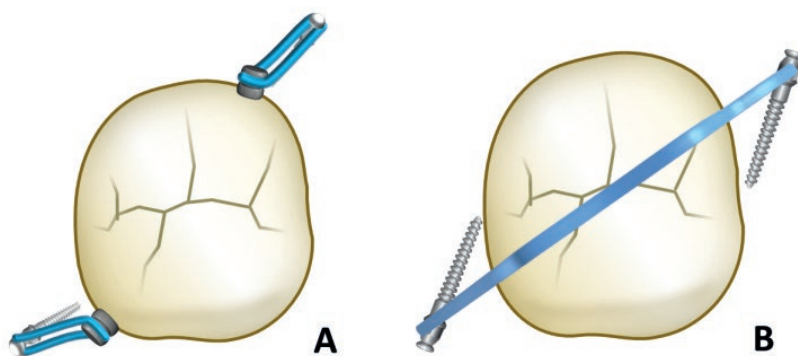


Figura 10 – utilização de mini-implantes para intrusão de molar. A) ativação com cadeia elástica por vestibular e palatina. B) cadeia elástica passando por oclusal. **Fonte:** Os autores.

Quando a intrusão de um grupo de dentes posteriores do mesmo hemiarco é desejada, três ou quatro mini-implantes podem ser utilizados, aplicando 150 g de força com molas de níquel-titânio ou cadeia elástica (Figura 11 - 12). Uma barra transpalatina pode ser confeccionada com o intuito de evitar o efeito colateral de inclinação para a vestibular dos molares (Figura 13 - 14).

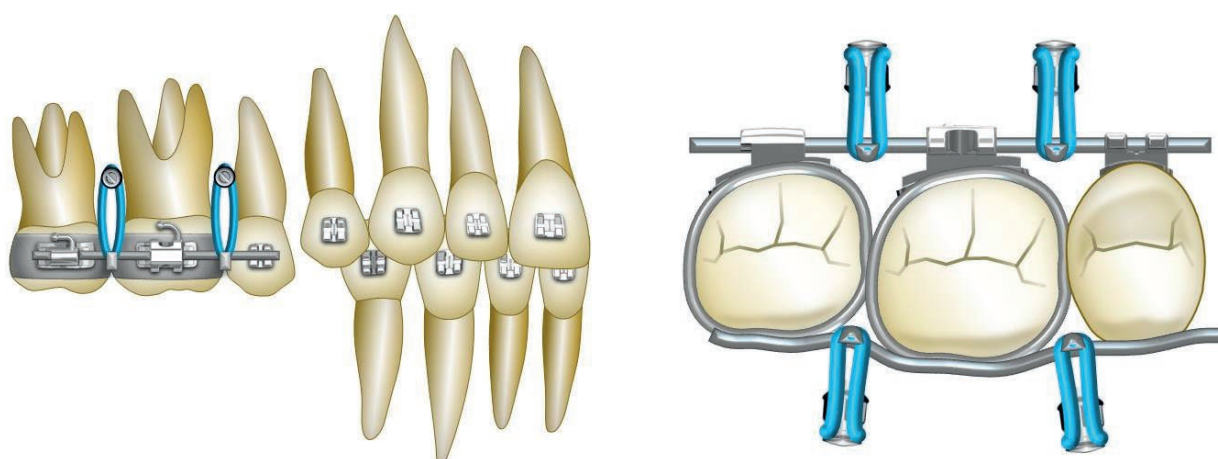


Figura 11 – Intrusão Posterior em Bloco. **Fonte:** Os autores.



Figura 12 – Intrusão Posterior. **Fonte:** Os autores.

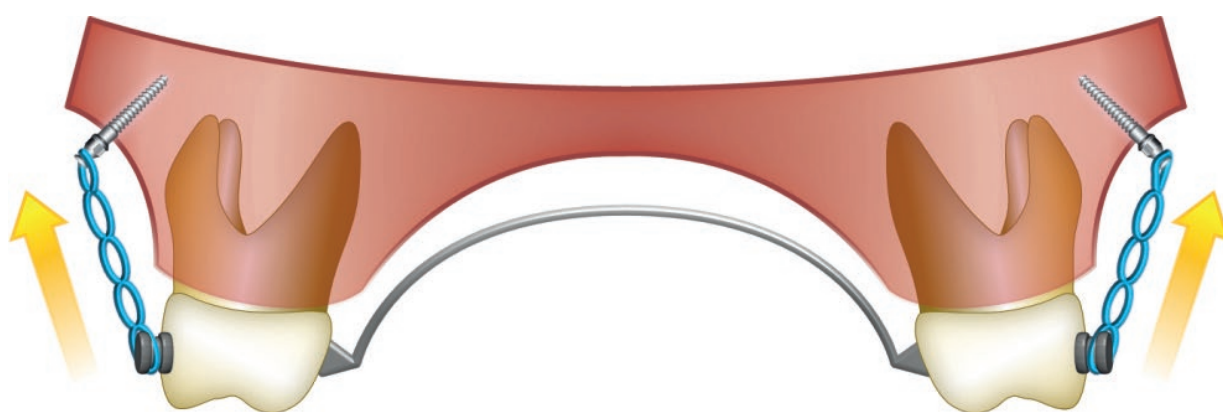


Figura 13 – Intrusão de molares com apoio de barra transpalatina. **Fonte:** Os autores.

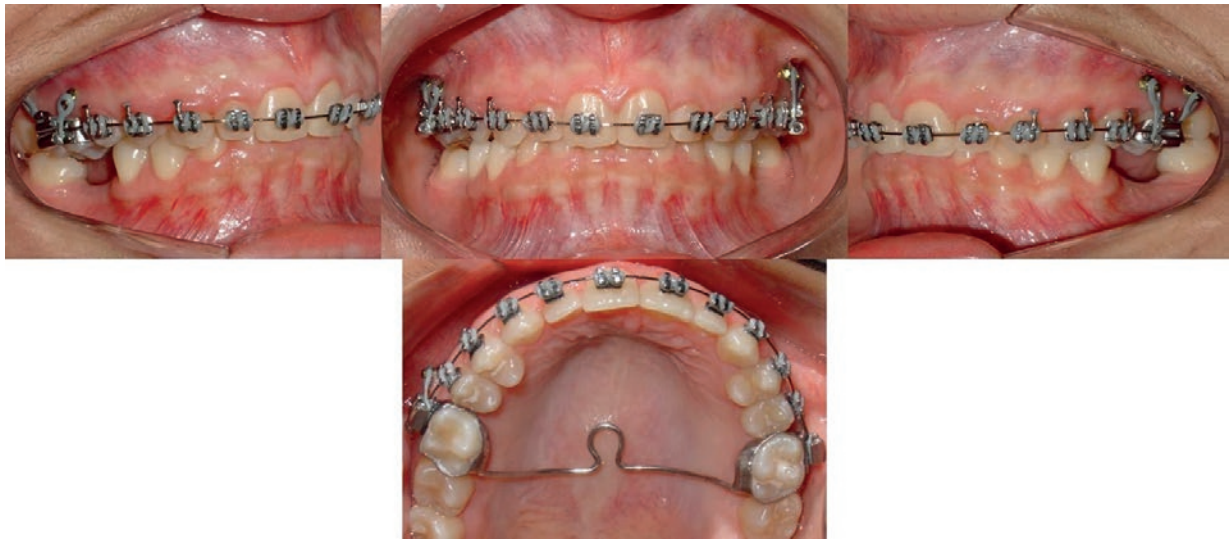


Figura 14 – Intrusão Posterior com auxílio de Barra Transpalatina. Fonte: Os autores.

É possível corrigir mordida aberta anterior em pacientes portadores de maloclusão de Classe II/III de Angle utilizando os Molares Inferiores como ancoragem, intruindo simultaneamente, molares Superiores/Inferiores, utiliza-se de 200 a 300g por dente, evitando a perda de ancoragem e a alteração do perfil do paciente (KYUNG; CHOI; PARK, 2003).

Distalização de molar

Uma das mecânicas para a distalização de molares é o posicionamento do mini-implante entre segundo pré-molar e primeiro molar, utilizando-se de cursores ou molas (Figura 15).

Outra alternativa de tratamento seria a instalação de um mini-implante na sutura palatina mediana (Figura 16), ou então, dois mini-implantes no rebordo alveolar palatino, sendo, em ambos os casos, auxiliados na movimentação através de uma barra transpalatina (Figura 17) (ARAÚJO et al., 2006).

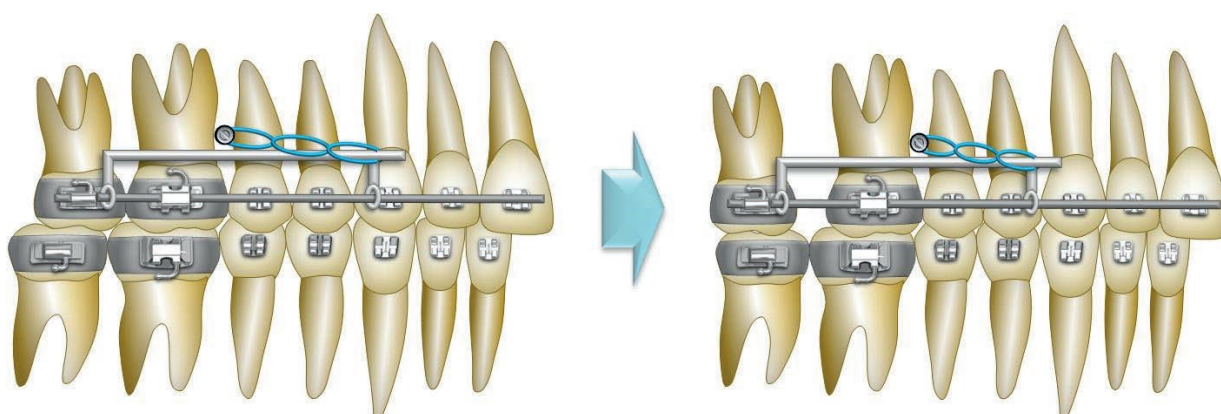


Figura 15 – Distalização de molares com mini-implantes e cursor. **Fonte:** Os autores.

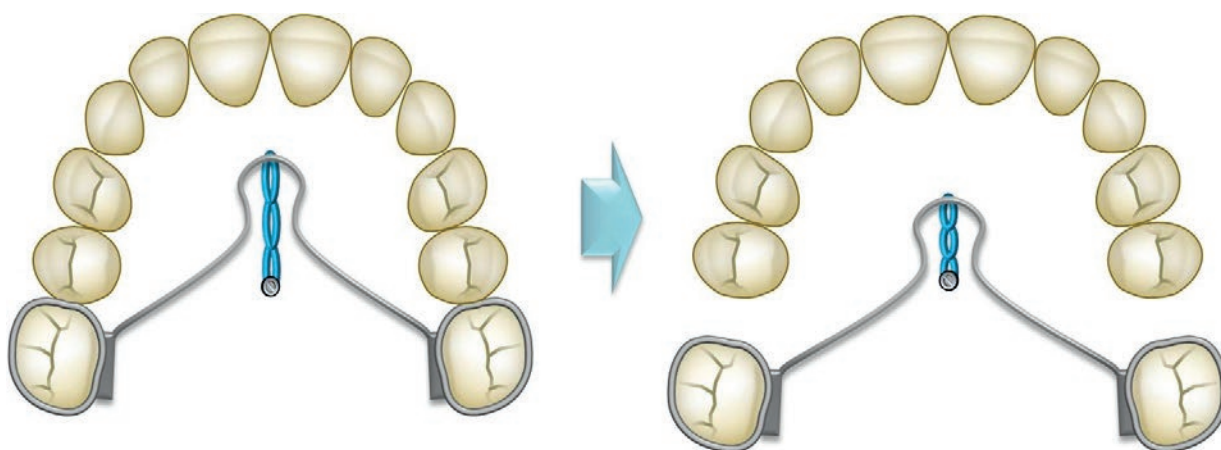


Figura 16 – distalização de molares com mini-implantes na rafe palatina, utilizando barra transpalatina. **Fonte:** Os autores.

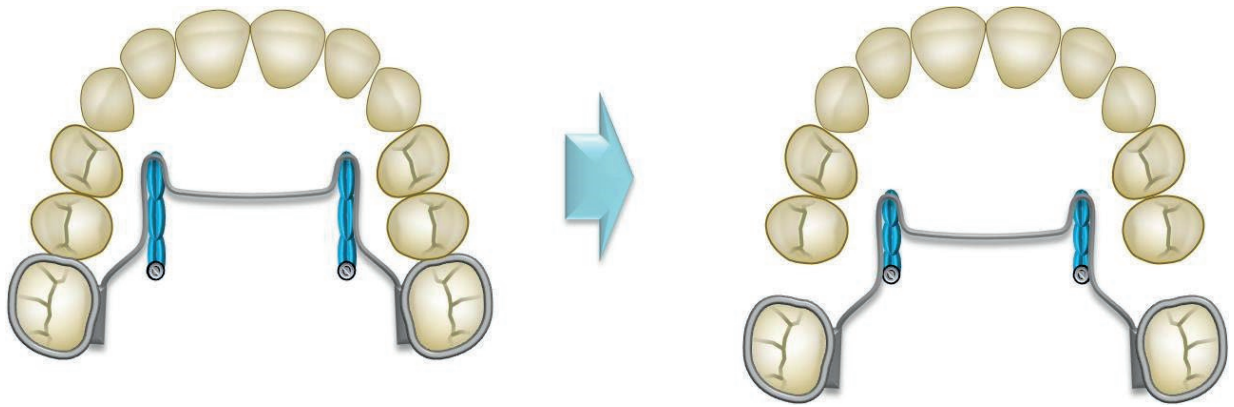


Figura 17 – distalização de molares com dois mini-implantes no rebordo alveolar palatino, utilizando barra transpalatina.
Fonte: Os autores.



Figura 18 – Distalização com Cantilever. **Fonte:** Os autores.

Verticalização e desimpacção de molar

Nos casos de inclinação dos molares devido à perda precoce dos decíduos ou em casos de impacção dos segundos ou terceiros molares permanentes a mecânica de verticalização é indicada (Figura 19). A região retromolar é uma boa opção para desinclinação e verticalização dos molares, pois esta região serve de ponto de apoio para a mecânica, e este apoio na distal do dente em questão associado a mecânica de verticalização resulta em uma abertura de espaço. A ativação pode ser feita através de molas fechadas, cadeia elástica ou com fio amarrado ao mini-implante e a um acessório colado no dente, como pode ser observado nas figuras 20 e 21 (ARAÚJO et al., 2006).



Figura 19 – radiografia panorâmica mostrando a impacção de terceiro molar inferior. **Fonte:** Os autores.

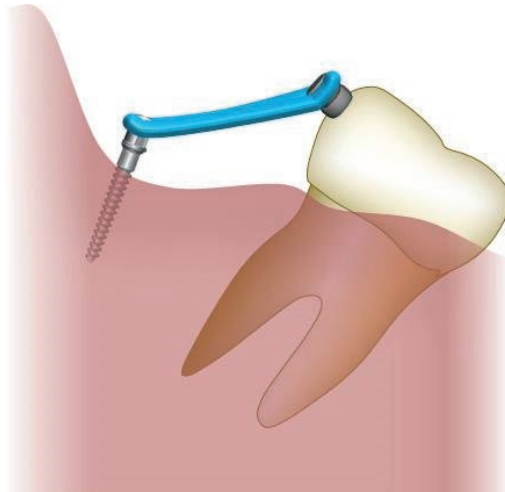


Figura 20 – mini-implante na região retromolar para verticalização com abertura de espaço **Fonte:** Os autores.

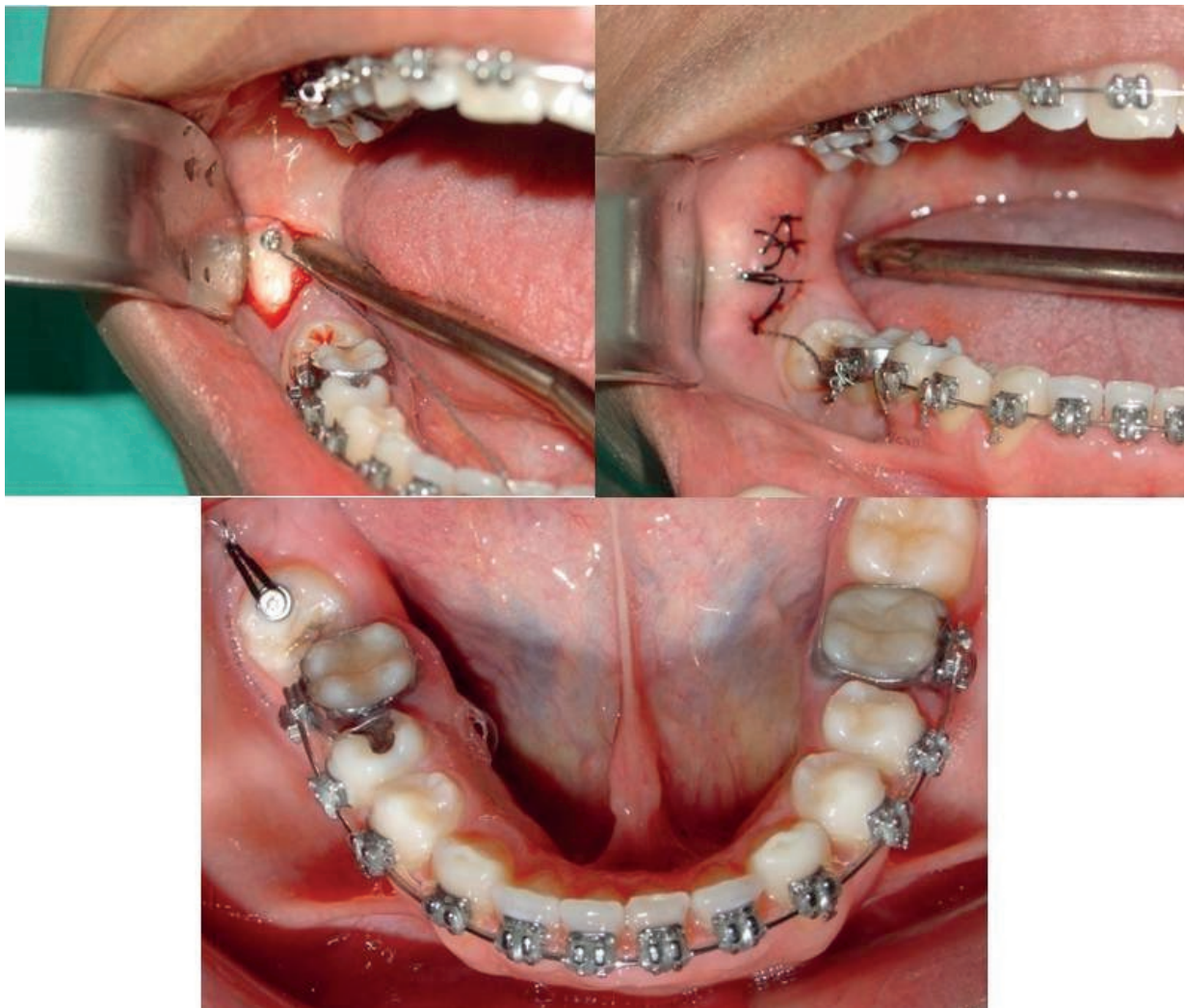


Figura 21 – Verticalização com mini-implante na região retromolar. **Fonte:** Os autores.

Quando for indicada a verticalização de molar com fechamento de espaço, o mini-implante deve ser instalado numa região mais anterior. Como exemplo de aplicação de força, um fio pode ser inserido na distal no braquete do molar, passando abaixo do seu ponto de resistência (Figura 22 - 23) (ARAÚJO et al., 2006).



Figura 22 – Verticalização de molar inferior com fechamento de espaço. **Fonte:** Os autores.



Figura 23 – Verticalização de Molar Inferior. **Fonte:** Os autores.

Correção do plano oclusal

Geralmente encontra-se inclinação do plano oclusal em pacientes com perdas dentárias, portadores de assimetrias faciais, disfunções musculares severas e algumas patologias localizadas. A correção do plano oclusal exige uma mecânica complexa e a utilização de mini-implantes pode ser um recurso simples, como se observa nas figuras 24 e 25 (CARANO et al., 2005).

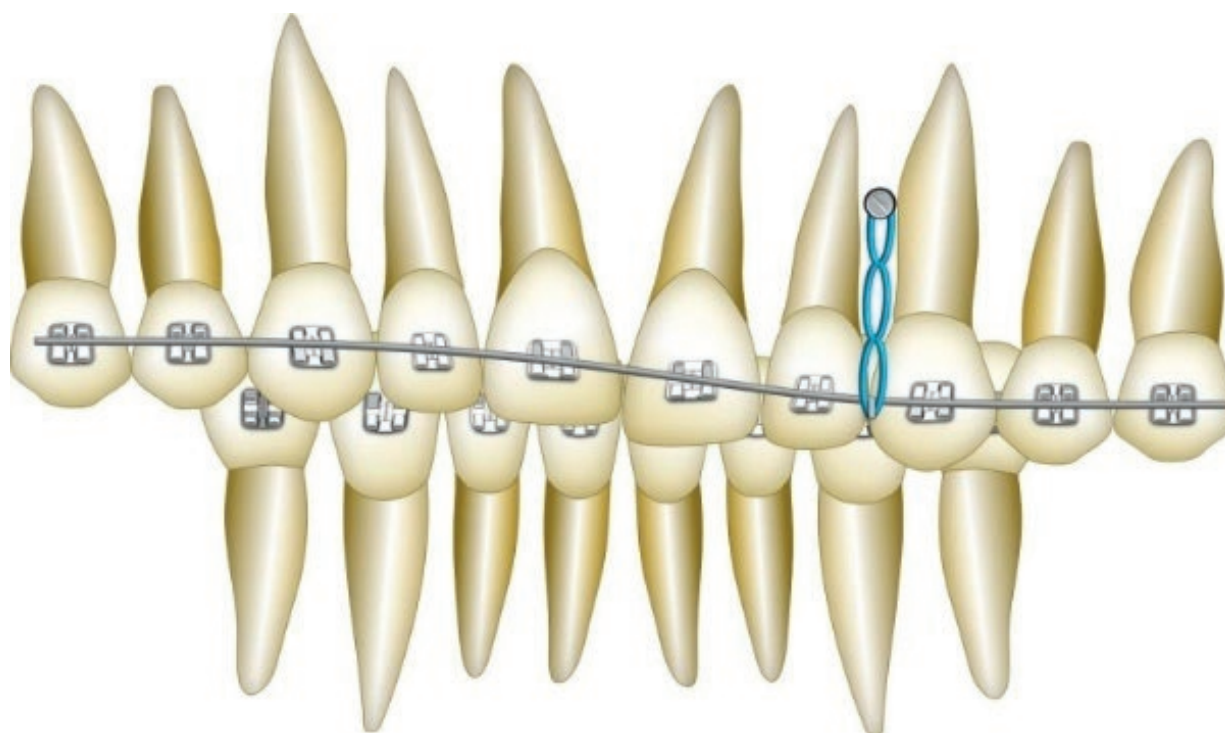


Figura 24 – Mini-implante para correção do plano oclusal.
Fonte: Os autores.



Figura 25 – Correção do Plano Oclusal. **Fonte:** Os autores.

Retração de dentes anteriores

O uso de mini-implantes em retração de dentes anteriores, onde a ancoragem máxima é desejada, torna este tratamento possível e simplificado. Podemos citar, como exemplo de casos onde a ancoragem absoluta é desejada, os casos de biprotrusão severa ou Classes II completas (tratamento com extração de pré-molares) e diastemas anteriores generalizados (fechamento através da retração dos incisivos e caninos) (ARAÚJO et al., 2006).

O local de eleição na maxila para inserção dos mini-implantes seria entre o segundo pré-molar e o primeiro molar por vestibular. Para o arco inferior, a região adequada seria entre o primeiro e segundo molar, também por vestibular (ARAÚJO et al., 2006).

Para favorecer o controle da sobremordida através da linha de direção da força, pode-se instalar os mini-implantes numa posição mais alta ou mais baixa (CARANO et al., 2005).

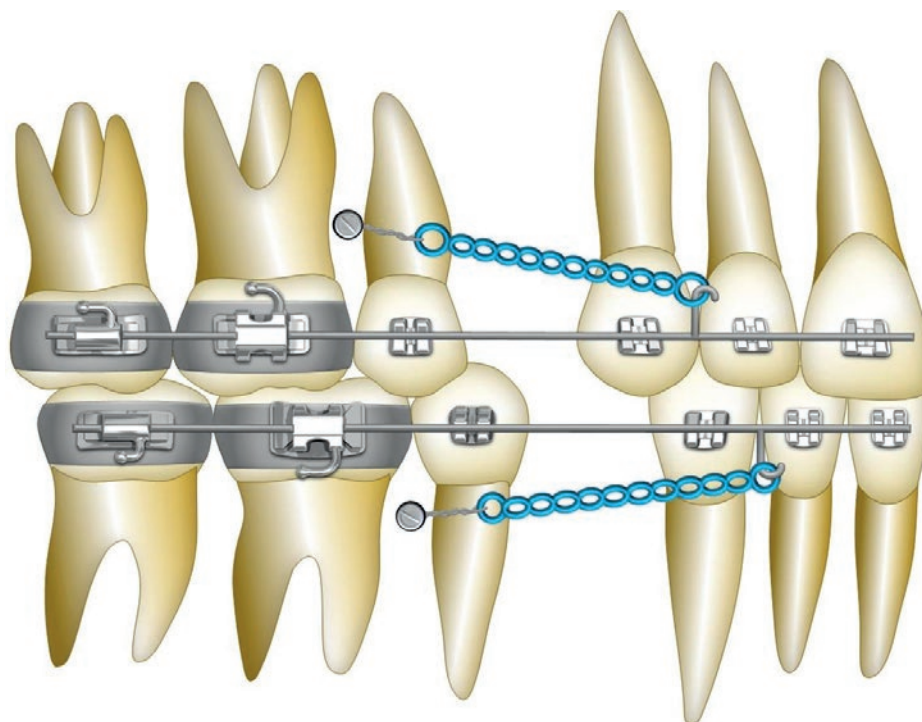


Figura 26 – Mini-implante para retração em massa da bateria anterior superior e inferior. **Fonte:** Os autores.



Figura 27 – Retração anterior com mini-implante. **Fonte:** Os autores.

Mesialização de dentes posteriores

Os mini-implantes devem ser instalados entre canino e primeiro pré-molar, entre primeiro e segundo pré-molares, ou entre pré-molares e molares por vestibular, e preconiza-se também, quando possível, a instalação por palatina ou lingual para evitar rotações dentárias. Esta mecânica é utilizada nos casos em que a retração da bateria anterior não é mais desejada, no fechamento de perdas dentárias, na compensação de casos de Classe II ou III ou na descompensação de casos cirúrgicos (KYUNG; CHOI; PARK, 2003).

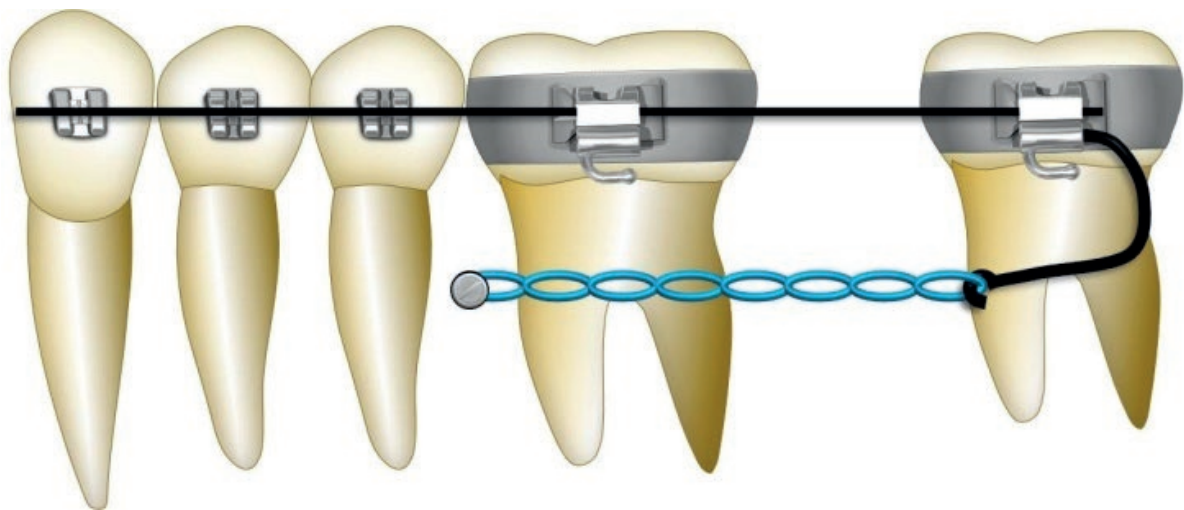


Figura 28 – Mini-implante para mesialização de terceiro molar inferior. **Fonte:** Os autores.



Figura 29 – Mesialização de terceiro molar inferior esquerdo. **Fonte:** Os autores.

Tracionamento de dentes inclusos

O tracionamento de um dente incluído pode ser feito sem a necessidade de montagem do aparelho ortodôntico fixo e sem efeitos colaterais, sendo sua maior vantagem a diminuição do tempo de tratamento. O posicionamento do mini-implante varia de acordo com a localização do dente a ser tracionado (ARAÚJO et al., 2006).

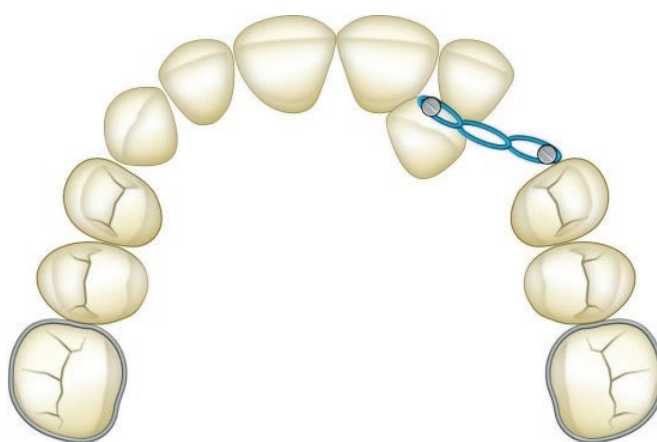


Figura 30 – Tracionamento de canino incluído com mini-implante. **Fonte:** Os autores.

Correção da linha média

Os mini-implantes servem como ancoragem nos casos de desvio de linha média dentária e ausência de dentes posteriores. A área de inserção do mini-implante deve ser distalmente ao espaço a ser utilizado para a correção do desvio, como aponta a figura 34 (ARAÚJO et al., 2006).

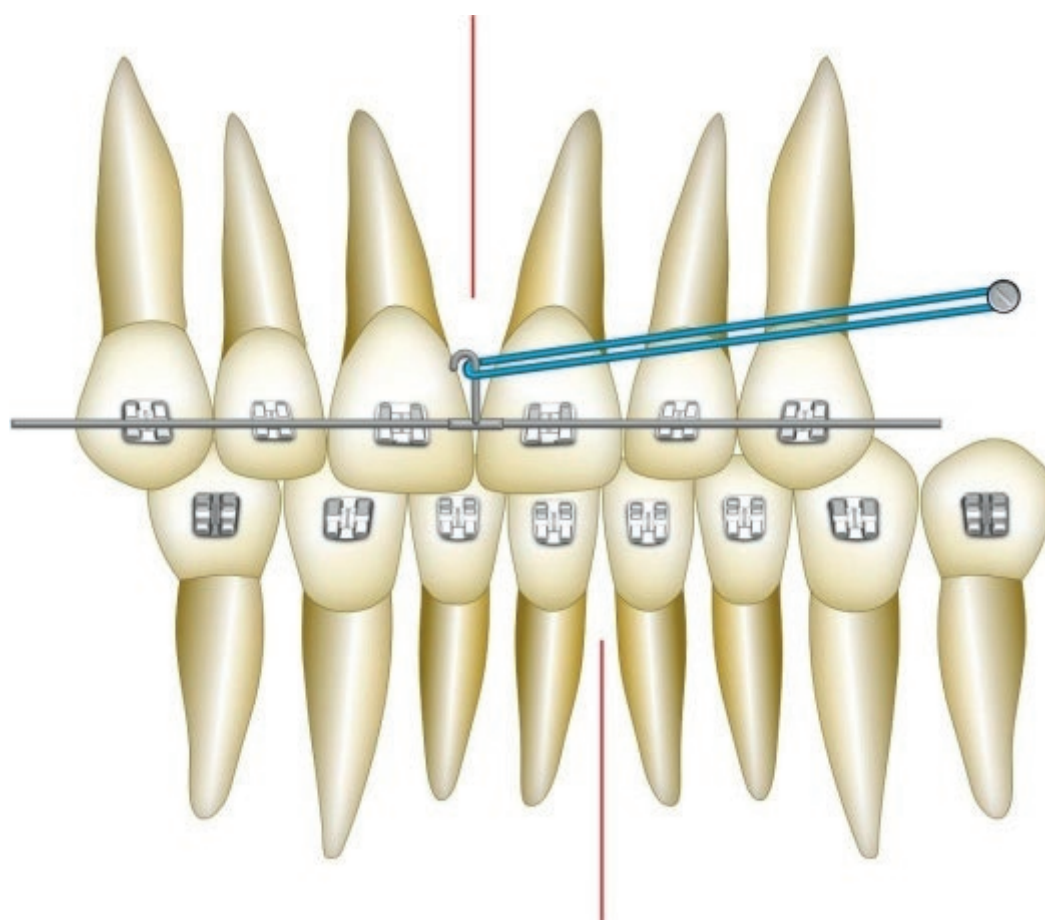


Figura 31 – Mini-implante para correção da linha média superior. **Fonte:** Os autores.

Elásticos intermaxilares

Os elásticos intermaxilares apoiados nos mini-implantes, assim como na mecânica convencional, servem para correção de Classe II ou III, para distalização de dentes posteriores ou retração de anteriores. Contudo, ao contrário de mecânica convencional, não haverá o efeito colateral no arco oposto (CARANO et al., 2005).

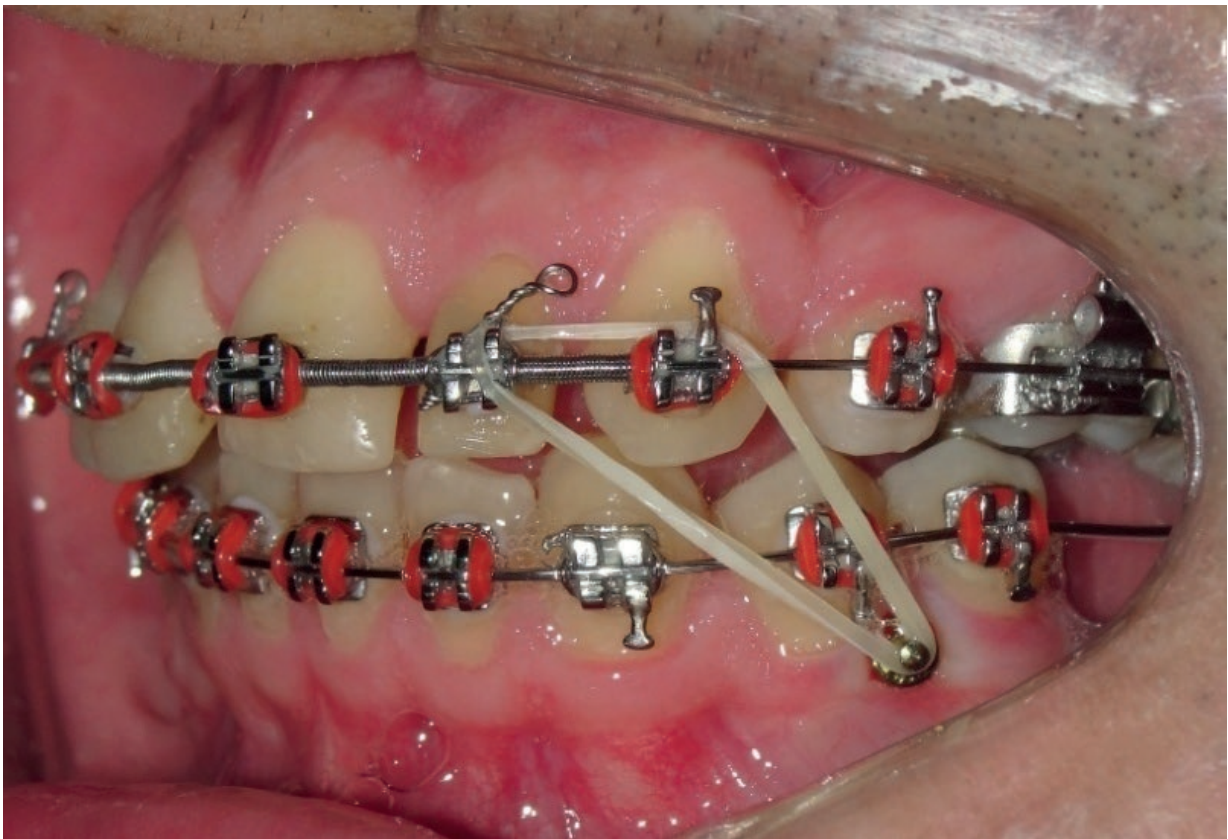


Figura 32 – Mini-implante no uso de elástico intermaxilar.
Fonte: Os autores.

Remoção dos mini-implantes

Os mini-implantes são removidos facilmente, adaptando a chave à cabeça do mini-implante e realizando um contra-torque ao hexágono. Não há a necessidade de realizar procedimento anestésico, pois o paciente sentirá apenas um pequeno desconforto. Após a remoção não é necessário nenhum tipo de sutura.

Estabilidade e insucessos

O sucesso do tratamento quando da utilização de mini-implantes ortodônticos depende de cinco fatores:

- Habilidade do cirurgião;
- Condição física do paciente;
- Seleção do local de implantação;
- Estabilidade primária;
- Higiene Bucal.

Quando ocorre insucesso durante o uso dos mini-implantes, normalmente se associa à mobilidade durante o tratamento, e geralmente ocorre nos três primeiros meses (KYUNG; CHOI; PARK, 2003).

Durante sua instalação, se o mesmo não apresentar estabilidade mecânica adequada, pode-se prever que poderá ocorrer falha. Essa estabilidade inicial é denominada estabilidade primária, sendo essencial para a obtenção de um resultado satisfatório e seguro (KYUNG; CHOI; PARK, 2003).

O ortodontista deverá, durante a instalação do mini-implante, observar a necessidade ou não de imprimir uma força maior ou menor na chave digital. Isso significa que quanto maior for a necessidade de imprimir essa força, maior será a resistência e estabilidade inicial. Após sua instalação, movimentar o mini-implante com um instrumental em vários sentidos e observar sua estabilidade: nos casos de movimentação com área isquêmica na região peri-implantar, o dispositivo deverá ser substituído por outro de maior diâmetro ou modificar o sítio de instalação para melhorar a estabilidade primária (ARAÚJO et al., 2006).

Alguns fatores, associados ou não, podem ser desfavoráveis para o sucesso dos mini-implantes, tais como:

Fatores Iatrogênicos:

- Calor excessivo provocado pela broca;
- Aproximação do mini-implante à estrutura radicular, causando dano;
- Estabilidade primária inadequada;
- Contaminação do mini-implante;
- Higienização bucal deficiente;
- Inflamação causada pelos módulos elásticos;
- Injúria a estruturas anatômicas;
- Fratura do mini-implante;

Fatores Intrínsecos:

- Problemas sistêmicos;
- Qualidade e quantidade óssea no local de inserção;
- Relação entre a quantidade de gengiva inserida e mucosa alveolar disponível;
- Idade;
- Condição física;
- Microflora bucal, salivação;
- Respiração bucal.

Fatores relacionados ao implante:

- Qualidade do material;
- Tipo de mini-implante;
- Forma do mini-implante;
- Diâmetro do mini-implante;
- Comprimento do mini-implante;
- Tratamento da superfície.

Em se tratando da característica do mini-implante, observa-se que os mini-implantes autoperfurantes proporcionam maior estabilidade primária e uma taxa de sucesso maior do que quando comparados ao auto-rosqueantes, permitindo então a aplicação de carga imediata (KYUNG; CHOI; PARK, 2003).

A qualidade e quantidade do tecido ósseo devem ser levadas em consideração quando da instalação dos mini-implantes, pois irão influenciar na estabilidade primária deste dispositivo implantado. Devem ser observadas também as diferentes densidades ósseas (D1, D2, D3, D4, D5), a espessura da cortical, a relação entre o osso e o mini-implante, bem como o trauma cirúrgico ocorrido para então planejar o sítio de inserção do mini-implante e evitar possíveis complicações.

Associa-se também o insucesso dos mini-implantes a falhas na interface implante/tecido mole, geralmente em decorrência do acúmulo de placa bacteriana ao redor do implante ou até mesmo a alguma irritação mecânica, as quais podem gerar inflamação e até mesmo inflamação/infecção peri-implantar. A inflamação peri-implantar está associada a um aumento de 30% de falha, sendo este um fator de risco importante no que diz respeito à do mini-implante, devendo sempre ser controlada pelo ortodontista (PARK; JEONG; KWON, 2006). Caso a infecção se torne mais grave, esta pode evoluir para um abscesso e comprometer a saúde das estruturas anatômicas adjacentes (LEE et al., 2007).

Na instalação desses dispositivos, deve-se preferir um local com presença de mucosa ceratinizada e também de gengiva inserida, devido à sua menor mobilidade e conseqüente redução da irritação tecidual. Isso evitará possíveis risco de infecção peri-implantar e falhas na estabilidade primária do mini-implante.

Quando se observar inflamação, infecção, secreção purulenta, febre, desconforto, afetando estruturas periodontais adjacentes, recomenda-se remover o dispositivo (LEE et al., 2007).

Ainda em relação à instalação, deve-se preferir inserir o mini-implante com uma distância segura entre este e a raiz dentária. Várias pesquisas têm demonstrado taxas de insucessos entre a correlação da proximidade do mini-implante e a raiz dentária (KURODA et al., 2007).

Embora muitos estudos considerarem que a aplicação de força imediatamente após a instalação dos mini-implantes não interfiram em sua estabilidade, é importante levar em consideração que nos casos onde houver uma qualidade e quantidade pobre de tecido ósseo, um excessivo trauma durante a instalação ou quando o dispositivo estiver instalado em localização não ideal, mesmo com aplicação de forças leves poderá ocasionar estresse excessivo ao tecido ósseo (LEE et al., 2007).

A fratura é outro fator de risco e complicação que ocorre na utilização dos mini-implantes. Ela acontece normalmente durante sua inserção ou remoção, mas também pode ser ocasionada durante a aplicação de força no tratamento ortodôntico. A qualidade e a densidade óssea podem influenciar na resistência ao torque de inserção e, quando associada a uma instalação inadequada com uma subperfuração, aumenta o risco à fratura do dispositivo, geralmente ocasionada na região próxima à cabeça do mini-implante.

Mini-implante com menor diâmetro tem sido relacionado à maior possibilidade de fratura. Geralmente as fraturas ocorrem mais no processo de remoção do que de inserção do dispositivo de ancoragem (MELSEN; VERNA, 2005).

Visto isso, o profissional deverá tomar cuidados especiais durante a instalação do mini-implante, levando em consideração o tipo, tamanho e perfil do mini-implante, sítio de inserção (densidade óssea), e também o planejamento da aplicação e direção da força ortodôntica, a fim de se evitar deformação, fratura, inflamação, danos à estruturas adjacentes ao dispositivo e perda da estabilidade primária.

Conclusões

Ao analisar esses resultados se pode inferir que a ancoragem esquelética proporciona um adequado controle de forças, tanto em magnitude quanto em direção. Este recurso vem como uma opção a mais no tratamento ortodôntico, a fim de simplificar a mecânica e, em alguns casos, viabilizar a terapia, diminuindo o tempo de tratamento;

Os mini-implantes, por sua vez, podem ser utilizados para facilitar a mecânica, diminuir os efeitos colaterais indesejáveis que provavelmente aconteceria com a mecânica convencional e promover movimentos mais complexos, os quais anteriormente não seriam possíveis de serem realizados. Contudo, o bom senso e o diagnóstico precisos são fatores essenciais para o sucesso dos tratamentos.

REFERÊNCIAS

ALDIKACTI, M. et al. Long-term evaluation of sandblasted and acid-etched implants used as orthodontic anchors in dogs. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 125, n. 2, p. 139-47, 2004.

ARAÚJO, T. M. et al. Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 11, n. 4, p. 126-56, 2006.

BAE, S. M. et al. Clinical application of micro-implant anchorage. **J Clin Orthod**, v. 36, n. 5, p. 298-302, 2002.

BRANEMARK, P. I.; ALBREKTSSON, T. Titanium implants permanently penetrating human skin. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v. 16, n. 1, p. 17-21, 1982.

_____. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v. 3, n. 2, p. 81-100, 1969.

_____. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v. 16, p. 1-132, 1977.

CARANO, A. et al. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. **J Clin Orthod**, v. 39, n. 1, p. 9-24, 2005.

REFERÊNCIAS

CHEN, C. H. et al. The use of microimplants in orthodontic anchorage. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 64, n. 8, p. 1209-13, 2006.

FABER, J.; ARAÚJO, T. M. Ancoragem Esquelética no início do século XXI. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 13, n. 5, p. 5, 2008.

GAINSFORTH, B. L.; HIGLEY, L. B. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. **Am J Orthod Oral Surg**, v. 31, p. 406-17, 1945.

GELGOR, I. E. et al. Intraosseous screw-supported upper molar distalization. **Angle Orthod**, v. 74, n. 6, p. 838-50, 2004.

GIANCOTTI, A.; ARCURI, C.; BARLATTANI, A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 126, n. 1, p. 113-7, 2004.

HERMAN, R. J.; CURRIER, G. F.; MIYAKE, A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 130, n. 2, p. 228-35, 2006.

REFERÊNCIAS

HUANG, L. H.; SHOTWELL, J. L.; WANG, H. L. Dental implants for orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 127, n. 6, p. 713-22, 2005.

JEON, J. M. et al. En-masse distalization with miniscrew anchorage in Class II nonextraction treatment. **J Clin Orthod**, v. 40, n. 8, p. 472-6, 2006.

KANOMI, R. Mini-implant for orthodontic anchorage. **J Clin Orthod**, v. 31, n. 11, p. 763-7, 1997.

KIM, T. W.; KIM, H.; LEE, S. J. Correction of deep overbite and gummy smile by using a mini-implant with a segmented wire in a growing Class II Division 2 patient. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 130, n. 5, p. 676-85, 2006.

KINZINGER, G. S.; DIEDRICH, P. R.; BOWMAN, S. J. Upper molar distalization with a miniscrew-supported Distal Jet. **J Clin Orthod**, v. 40, n. 11, p. 672-8, 2006.

KOKICH, V. Entrevista. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 9, n. 6, 2004.

KURODA, S. et al. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 131, n. 1, p. 9-15, 2007.

REFERÊNCIAS

KURODA, S. et al. Skeletal Class III oligodontia patient treated with titanium screw anchorage and orthognathic surgery. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 127, n. 6, p. 730-8, 2005.

KYUNG, S. H.; CHOI, J. H.; PARK, Y. C. Miniscrew anchorage used to protract lower second molars into first molar extraction sites. **J Clin Orthod**, v. 37, n. 10, p. 575-9, 2003.

LEE, J.S. et al. **Applications of orthodontic mini-implants**. Montreal: Quintessence Publishing Co, Inc; 2007.

LEE, J. S.; PARK, H. S.; KYUNG, H. M. Micro-implant anchorage for lingual treatment of a skeletal Class II malocclusion. **J Clin Orthod**, v. 35, n. 10, p. 643-647; quiz 20, 2001.

LENER, E. V. et al. Topical anesthetic agents in dermatologic surgery. A review. **Dermatol Surg**, v. 23, n. 8, p. 673-683, 1997.

MARASSI, C. Carlos Marassi responde (parte II)- Quais as principais aplicações clínicas e quais as chaves para o sucesso no uso dos miniimplantes em ortodontias? **Rev Clin Ortodon Dental Press**, v. 5, n. 5, 2006.

REFERÊNCIAS

MELSEN, B.; VERNA, C. Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. **Semin Orthod**, v. 11, p. 24-31, 2005.

PARK, Y.C. et al. Esthetic segmental retraction of maxillary anterior teeth with a palatal appliance and orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 131, n. 4, p. 537-44, 2007

_____. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 123, n. 6, p. 690-4, 2003.

_____. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod*, v. 35, n. 7, p. 417-22, 2001

_____. S.; JEONG, S. H.; KWON, O. W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 130, n. 1, p. 18-25, 2006.

_____.; KWON, O. W.; SUNG, J. H. Micro-implant anchorage for forced eruption of impacted canines. **J Clin Orthod**, v. 38, n. 5, p. 297-302, 2004.

_____. Nonextraction treatment of an open bite with microscrew implant anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 130, n. 3, p.391-402, 2006.

REFERÊNCIAS

_____.; KWON, T. G.; KWON, O. W. Treatment of open bite with microscrew implant anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 126, n. 5, p. 627-36, 2004.

_____.; KYUNG, H. M.; SUNG, J. H. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. **J Clin Orthod**, v. 36, n. 10, p. 592-6, 2002.

_____.; LEE, S. K.; KWON, O. W. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. **Angle Orthod**, v. 75, n. 4, p. 602-9, 2005.

ROBERTS, W. E. et al. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. **Am J Orthod**, v. 86, n. 2, p. 95-111, 1984.

ROTH, A.; YILDIRIM, M.; DIEDRICH, P. Forced eruption with microscrew anchorage for preprosthetic leveling of the gingival margin. Case report. **J Orofac Orthop**, v. 65, n. 6, p. 513-9, 2004.

SANTOS, S. H. B. et al. Avaliação da utilização de anestésico tópico para instalação de mini-implantes ortodônticos. **OrtodontiaSPO**, v. 45, n. 3, p. 248-56, 2012.

SPIEKERMANN, H., et al. Implantologia. In: ARTMED, (Ed.). Porto Alegre: ARTEMED, 2000. p. 8-9

REFERÊNCIAS

SUGAWARA, J. et al. Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 129, n. 6, p. 723-33, 2006.

SUGAWARA, Y. et al. Adult patient with mandibular protrusion and unstable occlusion treated with titanium screw anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 133, n. 1, p. 102-11, 2008.

WEHRBEIN, H.; FEIFEL, H.; DIEDRICH, P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 116, n. 6, p. 678-86, 1999.

ZÉTOLA, A. L.; MICHAELIS, G.; MOREIRA, F. M. Mini-placa como ancoragem ortodôntica: relato de caso. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 10, n. 4, 2005.

CAPÍTULO 3 -TRATAMENTO DA BIPROTRUSÃO COM AUXÍLIO DAS MINIPLACAS

Ertty Silva
Fernanda Meloti
Sérgio Pinho

Introdução

A protrusão bimaxilar é caracterizada pelo deslocamento anterior e a proclinação dos incisivos superiores e inferiores aumentando a proeminência labial. Normalmente, é encontrada na população Afroamericana e Asiática, mas vários outros grupos étnicos podem apresentar a biprotrusão (LEONARDI et al., 2010).

O tratamento da biprotrusão dentária geralmente necessita de exodontias, pois há um excesso de dentes comparado com o tamanho do osso alveolar maxilar e mandibular. A extração de pré-molares é a opção mais utilizada, mas é muito comum não haver espaço para a erupção dos terceiros molares.

Com a extração de pré-molares ganha-se um certo espaço para erupção desses, mas na maioria das vezes, esse ganho de espaço não é suficiente para os terceiros molares erupcionarem, pois existem problemas com relação a morfologia, a largura mesiodistal, a elevação desfavorável, o caminho da erupção (TÜRKÖZ; ULUSOY, 2013), e, principalmente, a angulação (MICLOTTE et al., 2017). Sendo assim, porque não realizar a extração dos terceiros molares em casos de biprotrusão? Com a ortodontia tradicional, sem ancoragem esquelética, o espaço da extração dos terceiros molares fica muito distante da falta de espaço para os dentes anteriores e o tratamento se torna mais difícil e demorado. Com o auxílio da ancoragem esquelética, os dentes podem ser movimentados rapidamente no sentido posterior, dessa forma, a extração dos terceiros molares torna-se mais viável, sendo uma opção mais anatômica, fisiológica (CONSOLARO, 2017), biológica e biomecanicamente até mais simples.

Com essa opção não há dúvida da não erupção dos terceiros molares, não fica a responsabilidade de fechar um espaço de aproximadamente 7mm que muitas vezes exige a perda de ancoragem dificultando a mecânica e o tempo de tratamento e, principalmente, é uma escolha que favorece a estética e harmonia dentária, proporcionando uma melhor função oclusal (CONSOLARO, 2017) e, conseqüentemente, os tratamentos tornam-se mais estáveis.

Um outro elemento-chave para um tratamento ortodôntico bem-sucedido é o posicionamento dos incisivos inferiores com relação ao osso alveolar da sínfise mandibular (AASEN; ESPELAND, 2005). A posição anteroposterior dos incisivos mandibulares afeta a plenitude dos lábios e contribui para uma aparência facial mais atraente (AL-NIMRI, 2003), além disso, uma inclinação ideal desses dentes desempenha um importante papel funcional na estabilidade da sobremordida (AL-NIMRI, 2003).

É importante notar também que as angulações dos incisivos e as discrepâncias dos dentes podem afetar não apenas o relacionamento dos dentes anteriores, mas também as relações oclusais posteriores (CEYLAN; BAYDAS; BOLUKBASI, 2002; YU et al., 2009).

A avaliação das angulações dos incisivos e da harmonia do tamanho dos dentes deve ser realizada para a obtenção de uma boa intercuspidação dentária. Com o auxílio das miniplacas é possível ter um controle do posicionamento dos incisivos inferiores e deixá-los bem posicionados na sínfise mandibular.

O objetivo desse capítulo foi ilustrar um caso clínico de biprotrusão dentária tratado com uma mecânica ortodôntica diferenciada com o auxílio de miniplacas na ancoragem esquelética.

Caso clínico

Paciente do gênero feminino, 19 anos e 2 meses de idade, leucoderma, que já havia sido submetida a um tratamento ortodôntico e apresentava como queixa principal “boca grande e o sorriso horrível”. Na avaliação das características faciais e intrabucais notou-se um perfil convexo, ângulo nasolabial normal, linha queixo-pescoço diminuída, má oclusão de Classe II subdivisão esquerda, biprotrusão dentária e falta de espaço para os dentes superiores e inferiores (Figura 1 A-H).



Figura 1 – Fotos extra e intrabucais iniciais. (A) Perfil. (B) Frontal. (C) Frontal sorrindo. (D) Lateral direita. (E) Frontal. (F) Lateral esquerda. (G) Oclusal superior. (H) Oclusal inferior.
Fonte: Os autores.

Foi utilizado para o diagnóstico o exame tomográfico protocolo SYM-3D. Na imagem panorâmica gerada a partir da tomografia, foi constatada a presença dos terceiros molares superiores e inferiores (Figura 2 A).

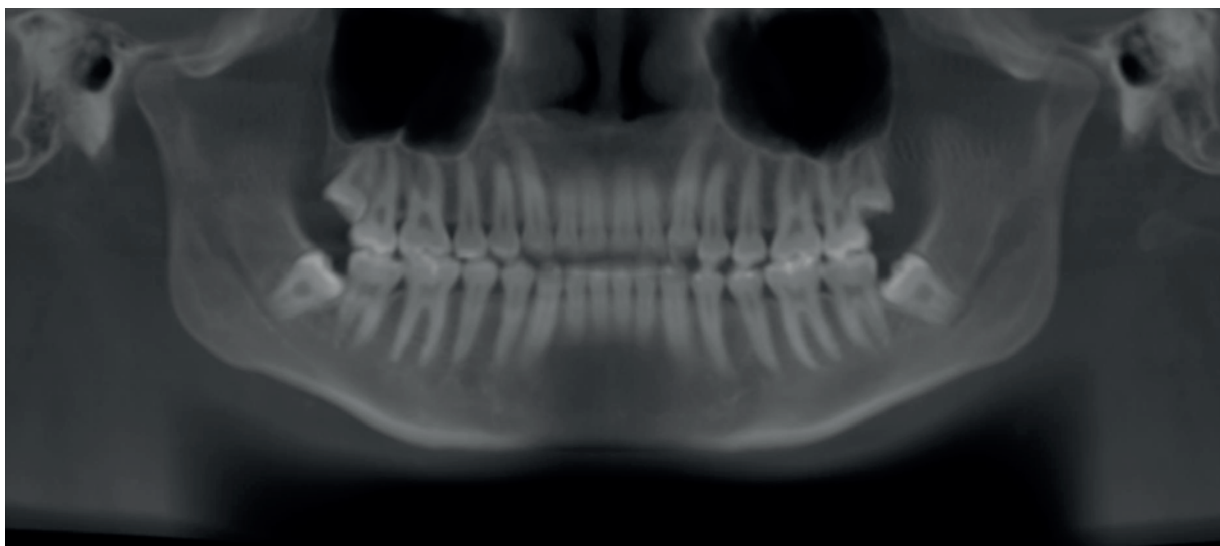


Figura 2 – Imagens do Protocolo SYM-3D inicial. (A) Vista da panorâmica gerada a partir da tomografia. **Fonte:** Os autores.

Na vista lateral da reconstrução em 3D, observou-se um padrão de crescimento mesofacial e a biprotrusão dentária (Figura 2 B-C). A vista anteroposterior e inferosuperior da reconstrução 3D e a avaliação craniométrica evidenciaram uma condição de simetria do esqueleto facial (Figura 2 D-F). Em uma vista aproximada da região dos incisivos verificou-se a vestibularização dos incisivos inferiores e uma leve verticalização dos incisivos superiores (Figura 2 G1-G2).

As imagens das Articulações Temporomandibulares (ATM) (Figura 2 H-I) mostraram cêndilos centrados nas cavidades articulares. O diagnóstico foi má oclusão de Classe II subdivisão esquerda com biprotrusão dentária e um leve retrognatismo mandibular que não comprometia a beleza facial.

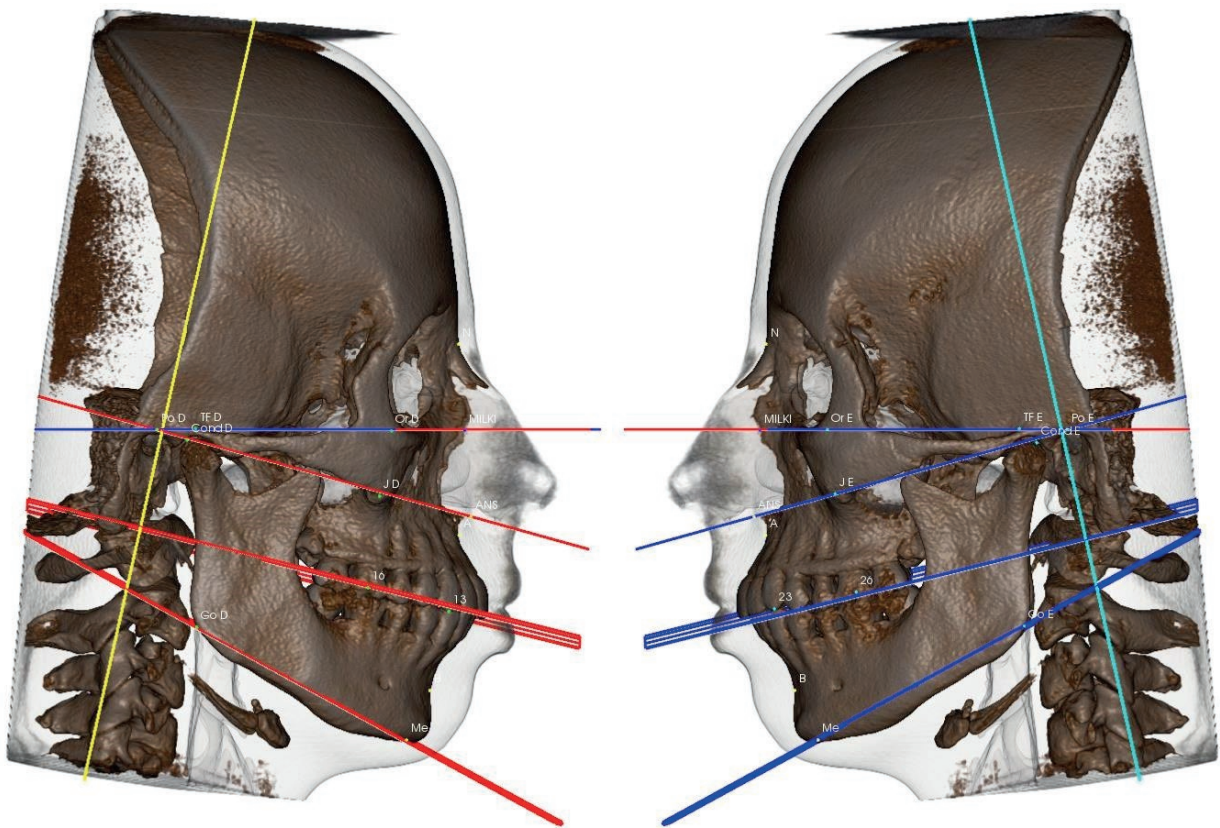


Figura 3 – (B) Vista lateral direita da reconstrução em 3D. (C) Vista lateral esquerda da reconstrução em 3D. **Fonte:** Os autores.

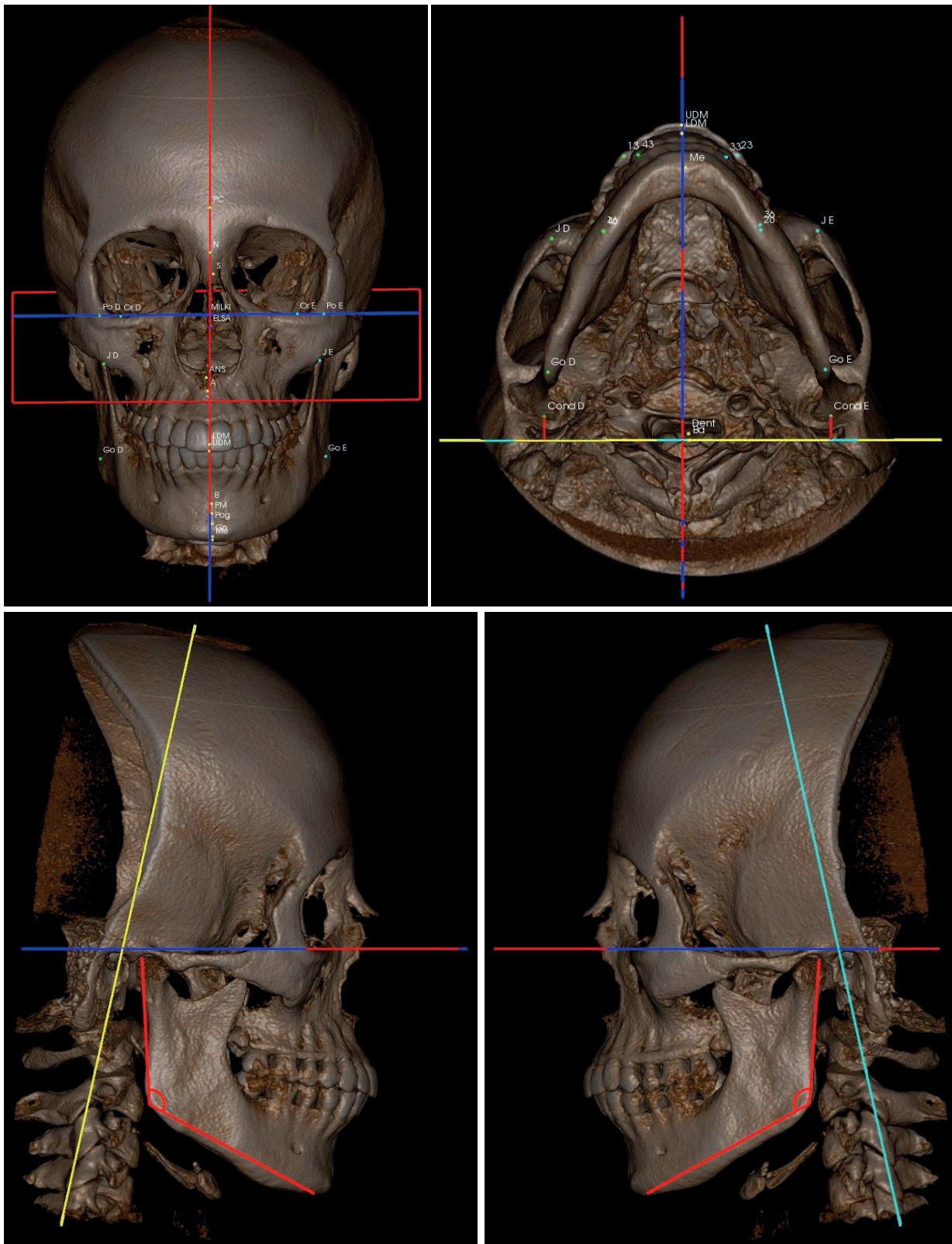


Figura 4 – (D) Vista anteroposterior da reconstrução em 3D. (E) Vista inferosuperior da reconstrução em 3D. (F) Avaliação craniométrica mandibular. **Fonte:** Os autores.

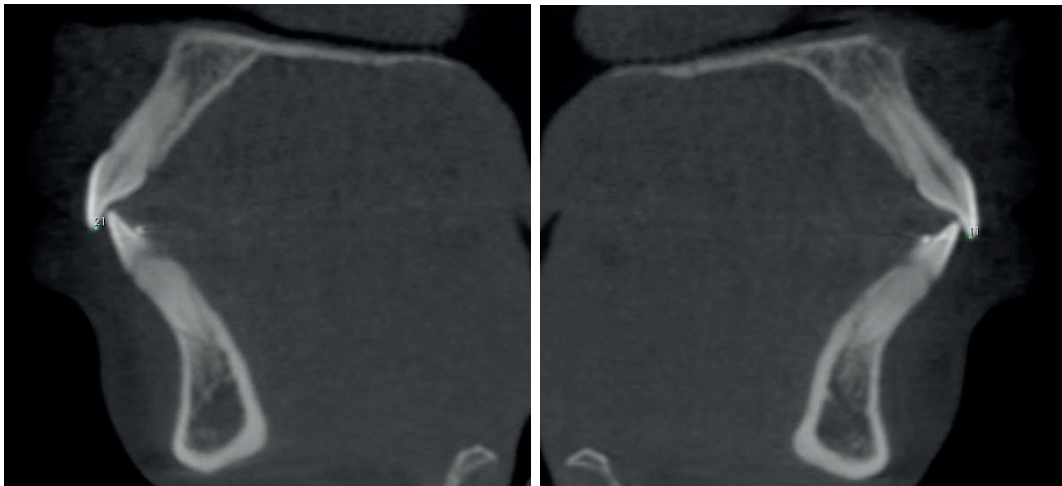


Figura 5 – (G) Cortes sagitais das regiões do 11 e 41/ 21 e 31. Fonte: Os autores.

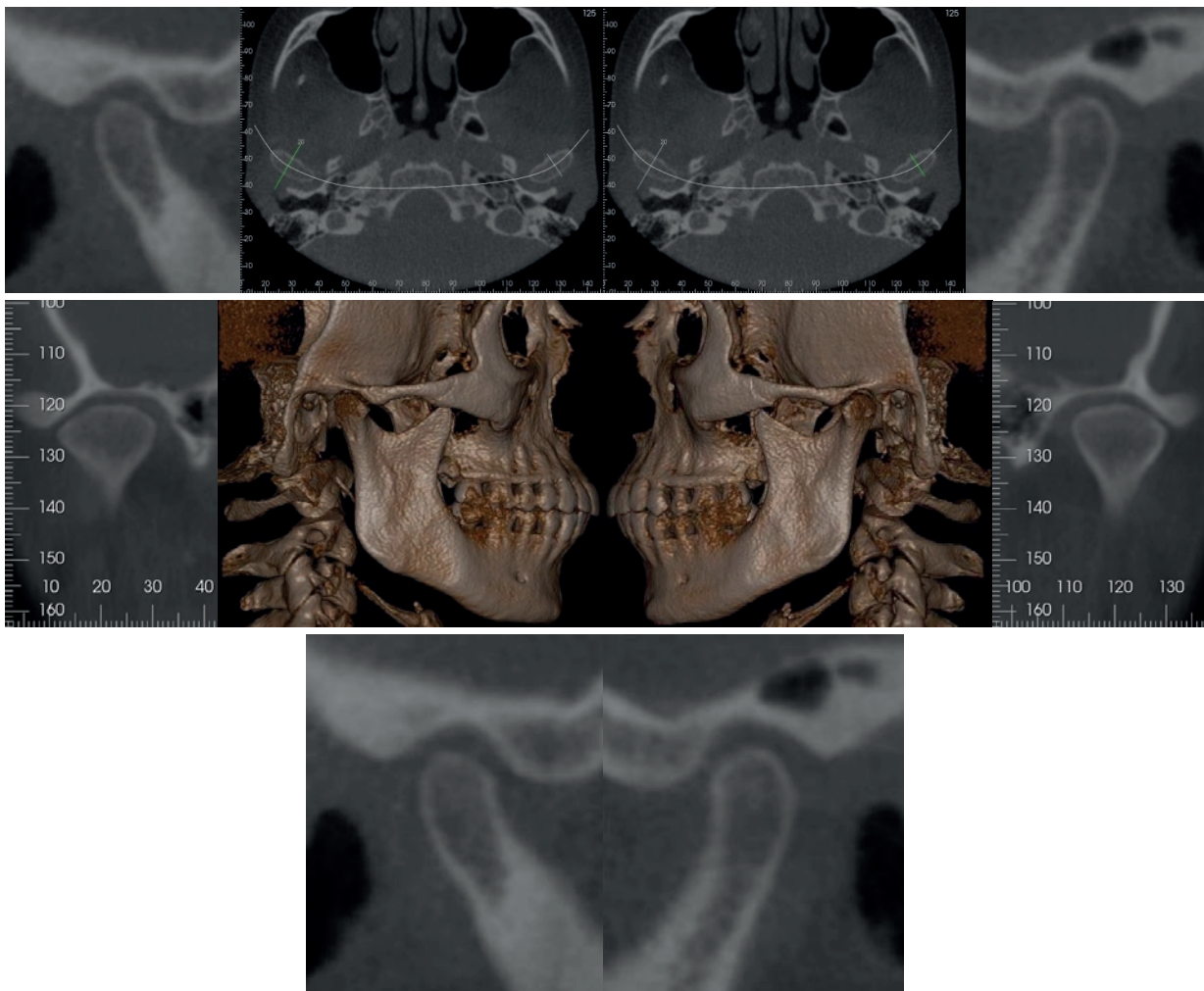


Figura 6 – (H) Vista das ATMs direita e esquerda nos três planos do espaço e da reconstrução em 3D. (I) Vista aproximada do posicionamento condilar. Fonte: Os autores.

O tratamento proposto foi a remodelação óssea anteroposterior/distalização superior e inferior com auxílio de quatro miniplacas. Foi solicitada a exodontia dos elementos 18, 28, 38 e 48 para conseguir espaço para o movimento de distalização, além disso, não havia espaço para erupção dos terceiros molares inferiores. Os incisivos superiores apesar de protruídos na maxila, estavam ligeiramente verticalizados, dessa forma, a retração dos dentes anteriores superiores teria que ser realizada com controle de torque. A retração anterior inferior seria mais fácil devido à vestibularização desses dentes. O posicionamento dos dentes anteriores e a expansão dos dentes posteriores foram intensificados, provavelmente, pelo tratamento ortodôntico realizado anteriormente sem extrações e nem distalizações, onde o espaço foi obtido por meio da vestibularização, protrusão e expansão dentária.

Iniciou-se o tratamento ortodôntico montando o aparelho fixo superior e inferior (prescrição de Ricketts - slot de 0,018" x 0,030"). Após a montagem do aparelho foram instaladas as quatro miniplacas e iniciou-se a ativação com *elastomers* dos molares nas miniplacas.

A exodontia dos terceiros molares superiores e inferiores foi realizada no mesmo ato cirúrgico da colocação das miniplacas. Foi dada sequência ao alinhamento e nivelamento dentário colocando fios 0.016x0.016 termoativados superior e inferior. Foram colocados cursores bilaterais superiores e inferiores para distalizar os dentes posteriores, elastomericos dos cursores às miniplacas para controlar a extrusão durante a distalização e elásticos de Classe II para evitar a intrusão anterior que os cursores poderiam causar (Figura 3 A - C).



Figura 7 – Fotos intrabucais alinhando, nivelando e controlando os movimentos sagitais, verticais e transversais simultaneamente. (A) Lateral direita. (B) Frontal. (C) Lateral esquerda. **Fonte:** Os autores.

Para intruir os dentes anteroinferiores foi inserida a “ponte Philadelphia” e os molares foram ancorados nas miniplacas para não ocorrer o efeito colateral de angulação para distal desses dentes (Figura – 4 A - C)

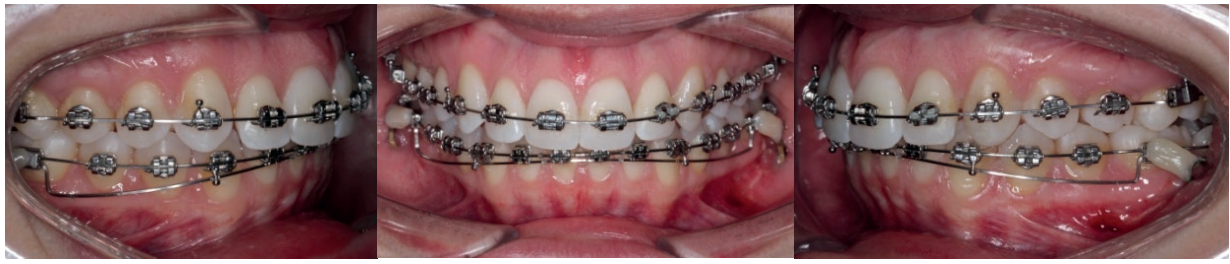


Figura 8 – Intrusão dos incisivos inferiores. (A) Lateral direita. (B) Frontal. (C) Lateral esquerda. **Fonte:** Os autores.

Instalou-se elásticos em corrente do 14 ao 24 e elásticos de Classe II, para o fechamento dos espaços superiores e para melhor intercuspidação dentária (Figura 5 A-C).



Figura 9 - Ajustes de finalização. (A) Lateral direita. (B) Frontal. (C) Lateral esquerda. **Fonte:** Os autores.

Um novo protocolo SYM-3D foi solicitado (Figura 10 A-G) e encontrou-se um paralelismo radicular (Figura 10 A), os côndilos permaneceram centrados nas cavidades articulares (Figura 10 G), os incisivos inferiores ficaram bem posicionados na sínfise mandibular e os incisivos superiores adquiriram uma posição mais retraída e verticalizada na maxila (Figura 10 F).

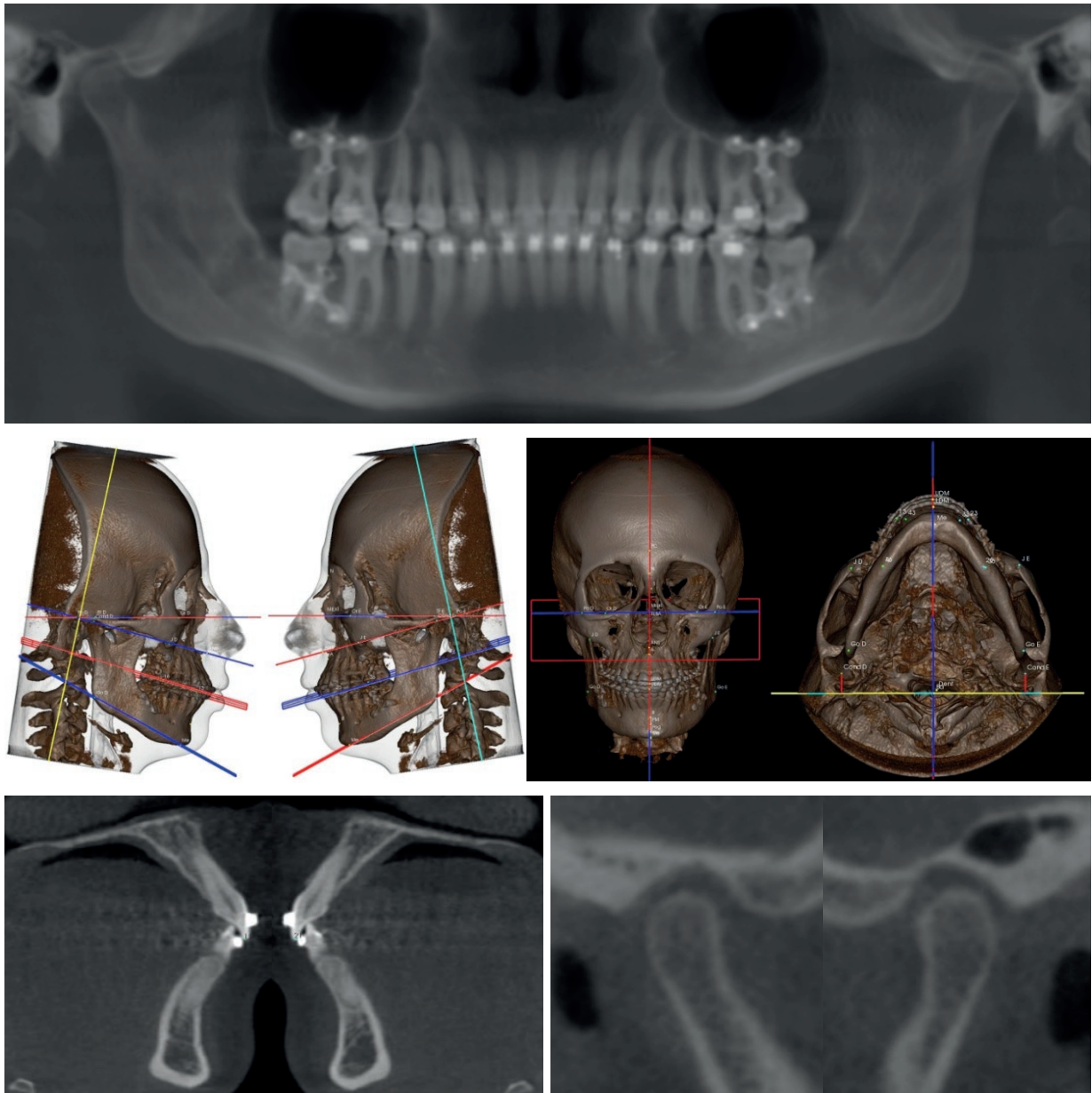


Figura 10 – Imagens do Protocolo SYM-3D final. (A) Vista da panorâmica gerada a partir da tomografia. (B) Vista lateral direita da reconstrução em 3D. (C) Vista lateral esquerda da reconstrução em 3D. (D) Vista anteroposterior da reconstrução em 3D. (E) Vista inferosuperior da reconstrução em 3D. (F) Cortes sagitais das regiões do 11 e 41/ 21 e 31. (G) Vista aproximada do posicionamento condilar. **Fonte:** Os autores.

Realizaram-se a coordenação dos arcos, os ajustes oclusais e o aparelho foi removido com 9 meses de tratamento (Figura 11 A-J). Não houve alterações faciais, como o esperado. Entretanto, o sorriso ficou mais harmonioso, com os corredores bucais menos amplos, tornando a estética facial mais delicada (Figura 8).





Figura 11 – Fotos extra e intrabucais finais. (A) Perfil. (B) Frontal. (C) Frontal sorrindo. (D) Lateral direita sorrindo aproximada. (E) Lateral esquerda sorrindo aproximada. (F) Lateral direita. (G) Frontal. (H) Lateral esquerda. (I) Oclusal superior. (J) Oclusal inferior. **Fonte:** Os autores.



Figura 12 – Fotos de estúdio. **Fonte:** Os autores.

Discussão

No caso clínico ilustrado o tratamento ortodôntico proporcionou uma estética facial mais agradável mudando somente o posicionamento dos dentes e do osso alveolar, não houve alterações esqueléticas faciais. Isso é uma ortodontia reabilitadora (CALICCHIO et al., 2017). Essa ortodontia é fisiológica, biológica e anatômica, pois foram extraídos os terceiros molares, dentes que mesmo sem realizar o tratamento ortodôntico teriam que ser extraídos por não haver espaço no arcabouço ósseo para eles. Além disso, o espaço posterior não prejudica o formato das arcadas dentárias e por ser um dente extra, acrescentado na oclusão, não dificulta a intercuspidação dentária, como a extração de pré-molares e, dessa forma, facilita a obtenção de uma oclusão funcional. Não foram realizados desgastes dentários, ou seja, os dentes foram preservados. Ao final do tratamento os dentes ficaram bem posicionados nas bases ósseas, permitindo uma estabilidade ao tratamento, ausência de recessões gengivais, reabsorções radiculares e perdas ósseas.

A mecânica ortodôntica realizada com o auxílio das miniplacas permitiu que o movimento de distalização dos dentes posteriores superiores e, principalmente, inferiores fossem executados de forma simples e rápida. Com a ortodontia sem ancoragem esquelética é mais difícil controlar os efeitos colaterais e é praticamente impossível distalizar os dentes posteriores inferiores. Acredita-se que o movimento obtido com essa mecânica seja em conjunto, vários dentes e o osso alveolar simultaneamente, de maneira a proporcionar um novo design ósseo, uma reformatação dentoalveolar (CONSOLARO, 2015).

A opção em extrair os terceiros molares, além de ser biológica e funcional, proporciona mais estabilidade ao tratamento, pois, normalmente, ocorre uma reabertura do espaço após o fechamento da extração dos pré-molares. Embora a etiologia dessa reabertura seja muito discutida na literatura, alguns fatores podem influenciá-la, como a intercuspidação dentária inadequada, a falta de paralelismo radicular, o desequilíbrio entre as forças intra e extraorais, a falta de um adequado protocolo de contenção e a distorção das fibras periféricas (CIRCUN; TULLOCH, 1983; EDWARDS, 1971).

O espaçamento posterior não obriga que o tratamento ortodôntico feche o espaço por completo e, portanto, facilita e acelera o tratamento.

Quando os incisivos inferiores ficam muito proclinados, ou seja, excessivamente vestibularizados, o osso alveolar lingual torna-se mais fino (YU et al., 2009), dessa forma, a persistência em mantê-los vestibularizados pode trazer efeitos colaterais de recessão e/ou perda óssea. Sendo assim, os tratamentos compensatórios expandindo e vestibularizando excessivamente, como o que foi realizado anteriormente nessa paciente, deveriam ser evitados.

O posicionamento correto dos incisivos inferiores na sínfise mandibular é extremamente importante para a estabilidade do tratamento, pois interfere nas relações oclusais posteriores (CEYLAN; BAYDAS; BOLUKBASI, 2002; YU et al., 2009) e na saúde periodontal (BOKE et al., 2014; FUHRMANN, 1996). Entretanto, é difícil controlar o posicionamento dos incisivos com uma mecânica ortodôntica sem ancoragem esquelética, pois quando realizada extrações de pré-molares o foco passa a ser o fechamento do espaço e, ao perder a ancoragem dos dentes posteriores, a inclinação dos dentes anteriores muitas vezes fica prejudicada.

Já a ortodontia sem extração e sem ancoragem esquelética não obtém espaço para o correto posicionamento dos incisivos. A mecânica com miniplacas permite um domínio desse posicionamento e, conseqüentemente, os tratamentos tornam-se mais estáveis.

A estabilidade dessa mecânica com miniplacas não se atém a posição dos incisivos, mas também ao posicionamento condilar (SILVA; PINHO; MELOTI, 2011). Se esse não ficar adequado ao final do tratamento ortodôntico pode causar disfunções e dores articulares desestabilizando todo o tratamento.

Conclusão

Essa nova ortodontia, baseada em um diagnóstico 3D, no posicionamento condilar e numa oclusão funcional, apresenta um novo método de solucionar as más oclusões, com o auxílio da ancoragem esquelética com miniplacas, proporcionando saúde para os pacientes. As soluções são mais amplas e efetivas do que se observa com uma ortodontia tradicional, portanto, há uma repercussão positiva nas outras especialidades odontológicas.

REFERÊNCIAS

AASEN, T. O.; ESPELAND, L. An approach to maintain orthodontic alignment of lower incisors without the use of retainers. **Eur J Orthod**, v. 27, n. 3, p. 209-14, 2005.

AL-NIMRI, K. S. Changes in mandibular incisor position in Class II Division 1 malocclusion treated with premolar extractions. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 124, n. 6, p. 708-13, 2003.

BOKE, F. et al. Relationship between orthodontic treatment and gingival health: A retrospective study. **Eur J Dent**, v. 8, n. 3, p. 373-80, 2014.

CALICCHIO, L. et al. **Arquitetura do sorriso e a construção de uma marca**. São Paulo, SP: Quintessence, 2017.

CEYLAN, I.; BAYDAS, B.; BOLUKBASI, B. Longitudinal cephalometric changes in incisor position, overjet, and overbite between 10 and 14 years of age. **Angle Orthod**, v. 72, n. 3, p. 246-250, 2002.

CIRCUNS, A. L.; TULLOCH, J. C. Gingival invagination in extraction sites of orthodontic patients: their incidence, effects on periodontal health, and orthodontic treatment. **Am J Orthod**, v. 83, p. 4649-76, 1983.

REFERÊNCIAS

CONSOLARO, A. Miniplates and mini-implants: bone remodeling as their biological foundation. **Dental Press J Orthod**, v. 20, n. 6, p. 16-31, 2015.

CONSOLARO, A. Third molars and premolars extraction in conventional orthodontics and in treatments based on maxillary bone remodeling with temporary anchorage: indications and care. **Dental Press J Orthod**, v. 22, n. 1, p. 23-31, 2017.

EDWARDS, J.G. The prevention of relapse in extraction cases. **Am J Orthod**, v. 60, p. 128-141, 1971.

FUHRMANN, R. Three-dimensional interpretation of labiolingual bone width of the lower incisors. Part II. **J Orofacial Orthop**, v. 57, p. 168-185, 1996.

LEONARDI, R. et al. Soft tissue changes following the extraction of premolars in nongrowing patients with bimaxillary protrusion. A systematic review. **Angle Orthod**, v. 80, n. 1, p. 211-216, 2010.

MICLOTTE, A. et al. The effect of first and second premolar extractions on third molars: A retrospective longitudinal study. **J Dent**, Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2017.03.007>>. Acesso em: 20 set. 2017.

REFERÊNCIAS

SILVA, E.; PINHO, S.; MELOTI, F. **Sistemas Ertty – Ortodontia | DTM | Oclusão**. Maringá, PR: Dental Press, 2011. v. 1.

TÜRKÖZ, Ç.; ULUSOY, Ç. Effect of premolar extraction on mandibular third molar impaction in young adults. **Angle Orthod**, v. 83, n. 4, p. 572-577, 2013.

YU, Q. et al. The association between lower incisal inclination and morphology of the supporting alveolar bone - A cone-beam CT study. **Int J Oral Science**, v. 1, n. 4, p. 217-23, 2009.

CAPÍTULO 4 - BRAQUETES AUTOLIGÁVEIS

Murilo Matias

Karina Maria Salvatore de Freitas

Weber Ursi

Darwin Vaz de Lima

Introdução

A ortodontia, área da odontologia que se dedica ao estudo e ao tratamento dos problemas oclusais, se baseia no conceito, iniciado por Edward Hartley Angle, por volta de 1925, de que um fio retangular precisa preencher total ou parcialmente o interior de um também retangular braquete. Desde então, fundamentadas neste princípio, modificações foram feitas por outros estudiosos com o objetivo de superar as limitações de cada sistema desenvolvido (BRITO JÚNIOR; URSI, 2006).

Nos dias atuais com as inovações tecnológicas, com o grau de exigência por parte do profissional, sua equipe e pacientes, em detrimento do tempo de todos, são buscados métodos capazes de potencializar a biocompatibilidade do tratamento e de tornar a prestação de serviço mais rápida e eficiente.

Os braquetes autoligáveis, conforme seus fabricantes, tem se mostrado como um instrumento diferencial no tratamento ortodôntico, assegurando reduzir o atrito existente na mecânica e resultando assim em um aumento na compatibilidade biológica e menor desconforto ao paciente.

Ao contrário do que muitos pensam, os braquetes autoligáveis não constituem uma novidade na Ortodontia. Na metade dos anos 30, o primeiro braquete autoligável foi introduzido na tentativa de melhorar a eficiência clínica do tratamento ortodôntico (CASTRO, 2009). O termo “autoligável”, na Ortodontia, significa que o braquete, por si, é capaz de fazer a ligadura com o arco de nivelamento, por meio de um dispositivo mecânico construído no próprio acessório com a finalidade de fechar a canaleta do braquete. Presume-se, portanto, a capacidade de reduzir o atrito por meio da diminuição da força de ligação do conjunto braquete/fio.

A Ortodontia baseada em evidências - parâmetro que nos guia para a credibilidade - deve ser sempre o objetivo comum. No passado, virtudes apregoadas como verdades estabelecidas deixaram um rastro de frustração e de descrédito.

Como exemplo disso, podemos citar os braquetes Straight-Wire (ANDREWS, 1976), que foram usados para divulgar que os tratamentos ortodônticos feitos com eles seriam mais fáceis para o profissional, sendo usados durante anos como um diferencial. Hoje, após mais de quatro décadas de sua introdução, os braquetes Straight-Wire não comprovaram superioridade mecânica sobre os Edgewise convencionais (não pré-ajustados), além da diminuição da necessidade de ajustes no fio. Mesmo assim, os braquetes Straight-Wire se tornaram paradigma na Ortodontia mundial. Seriam os braquetes autoligáveis o novo paradigma de nossa especialidade?

Histórico

Já se contabilizam quase 80 anos desde que Stolzenberg, em 1935, descreveu o primeiro braquete autoligável, o Russel Lock - (Figura 1) (HARRADINE, 2008). Esse aparelho usava um sistema de porca e parafuso, criando uma quarta parede na canaleta do braquete. Até os dias atuais, diversos aparelhos autoligáveis foram introduzidos, porém, apenas alguns chegaram a ser comercializados, e muitos desses somente por pouco tempo.

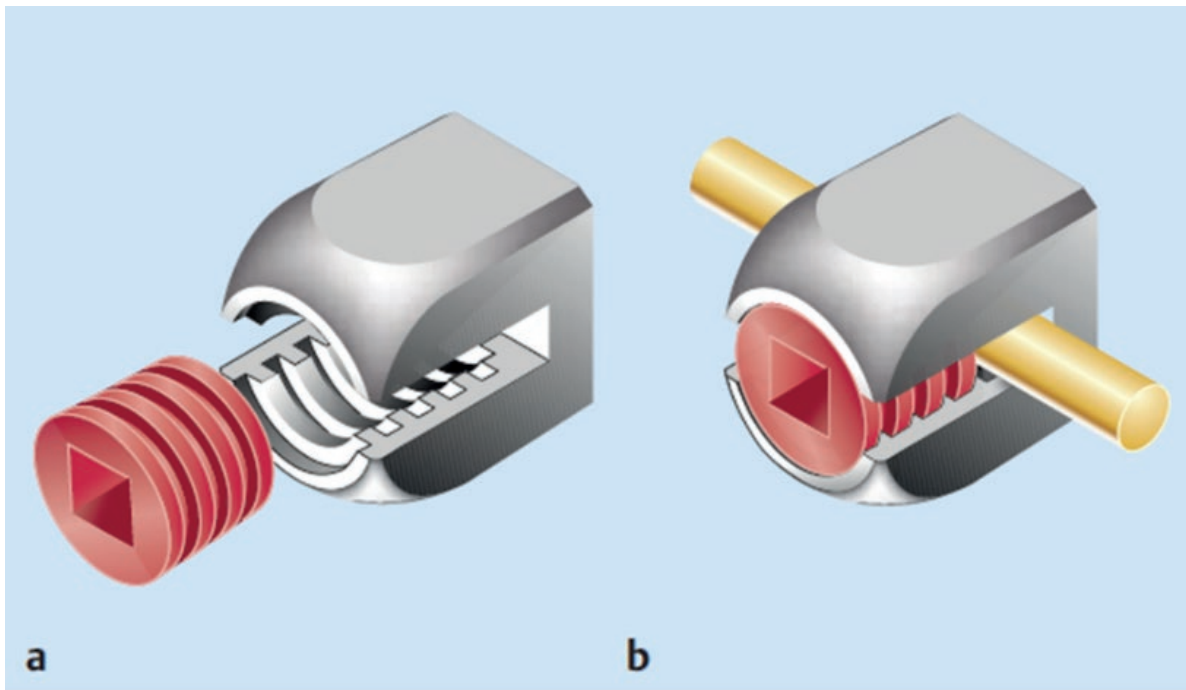


Figura 1 - a) aberto. b) fechado Russell. **Fonte:** Lock (1935 apud LUDWIG; BISTER; BAUMGAERTEL, 2012).

O primeiro braquete autoligável a ser comercializado foi o Edgelock (Ormco Corporation), em 1972 (Figura 2). Entretanto, não teve grande aceitação por parte dos ortodontistas, devido a dificuldades em se abrir e fechar o dispositivo, no controle rotacional e por ser muito volumoso (HARRADINE, 2008). Nesse mesmo ano, também foi desenvolvido o primeiro aparelho autoligável com mecanismo de fechamento por uma mola ativa, o aparelho Speed (Strite Industries). Esse aparelho foi comercializado apenas a partir de 1980 (BERGER, 1994), mas foi pioneiro em aceitação em escala, continuando a ser fabricado até os dias de hoje.

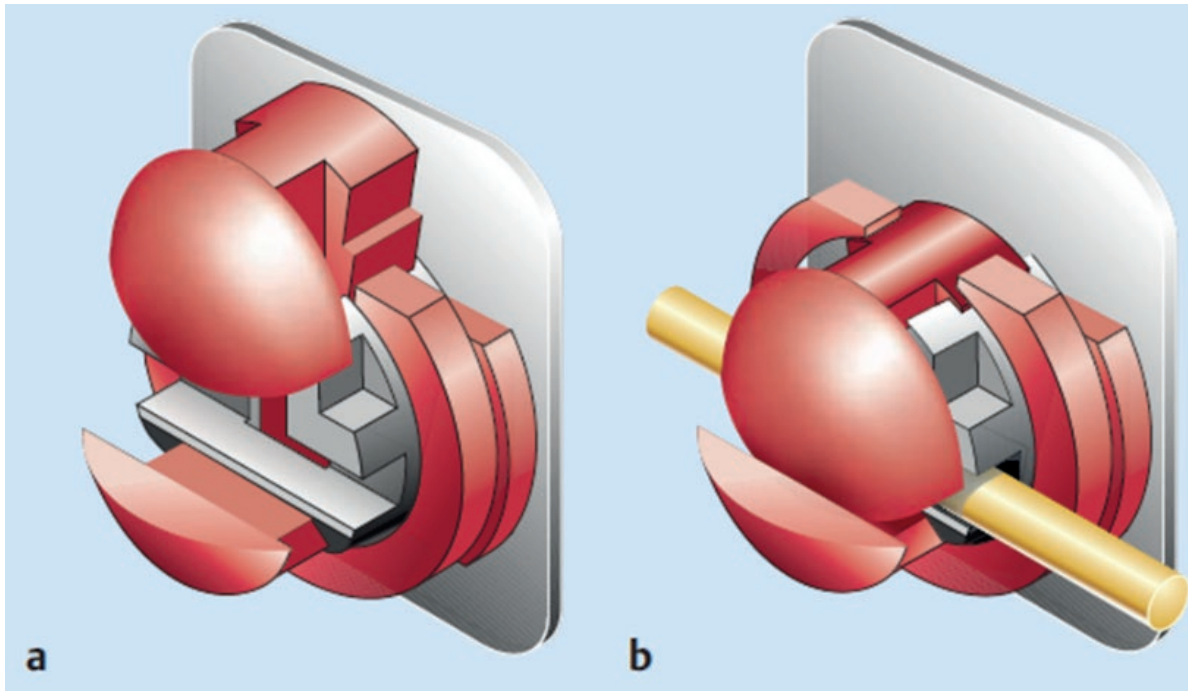


Figura 2 - Braquete Edgelock. a) aberto. b) braquete fechado com seu mecanismo de deslizamento. **Fonte:** Ludwig, Bister, Baumgaertel (2012).

O aparelho Damon SL, fabricado pela “A” Company, introduzido em 1996, teve papel muito relevante na atual popularidade dos aparelhos autoligáveis perante ortodontistas e pacientes. A campanha publicitária de seus fabricantes defende um tratamento mais rápido, com menos extrações dentárias, menor tempo de cadeira e maior conforto ao paciente. O Damon SL usava uma tampa tipo slide, que abria e fechava no sentido oclusogengival. Porém, ocasionalmente, havia falhas no sistema, e ocorriam aberturas do braquete e quebra dessas tampas (Figura 3A).

Um modelo mais evoluído do aparelho Damon SL, o Damon 2, foi comercializado em 2000 pela Ormco. Neste braquete, a modificação realizada foi o deslizamento da tampa por dentro das aletas, ao invés de deslizar sobre as aletas, como no modelo precursor (Figura 3B). O aparelho Damon 2 sofreu poucos problemas de quebras, aberturas inadvertidas e dificuldade de manuseio. Por isso, apresentou forte influência na crescente popularidade dos aparelhos autoligáveis. Mesmo sendo de fácil manipulação, o braquete Damon 2 necessitava de um alicate específico para sua abertura. Seus sucessores já foram fabricados de modo que pudessem ser abertos apenas com o auxílio de uma sonda. O Damon 3 MX (Figura 3C) é semelhante ao Damon 3, porém totalmente metálico, solucionando os problemas inerentes aos braquetes de compósito. O Damon 3 (Figura 3D) é um aparelho semi-estético, com base e aletas de policarbonato e canaleta e tampa metálicos. Já foi produzido com tal modificação no sistema de abertura. Entretanto, sofreu problemas com fraturas das aletas, fácil descolagem e separação dos componentes metálico e polimérico.

Em 2009, o Sistema Damon criou o Damon Q (Figura 3E), um braquete pequeno em perfil e tamanho com bordas arredondadas que ajudam a evitar a interferência oclusal, além de oferecer maior conforto e estética ao paciente. O design do braquete tinha a intenção de facilitar a troca de fios. Este tipo de braquete é produzido por injeção metálica em um molde para aumentar a força e durabilidade ao longo do tratamento. A Ormco também lançou no mesmo ano uma versão metal free do Sistema Damon, o Damon Clear, composto por porcelana policristalina (Figura 3F).

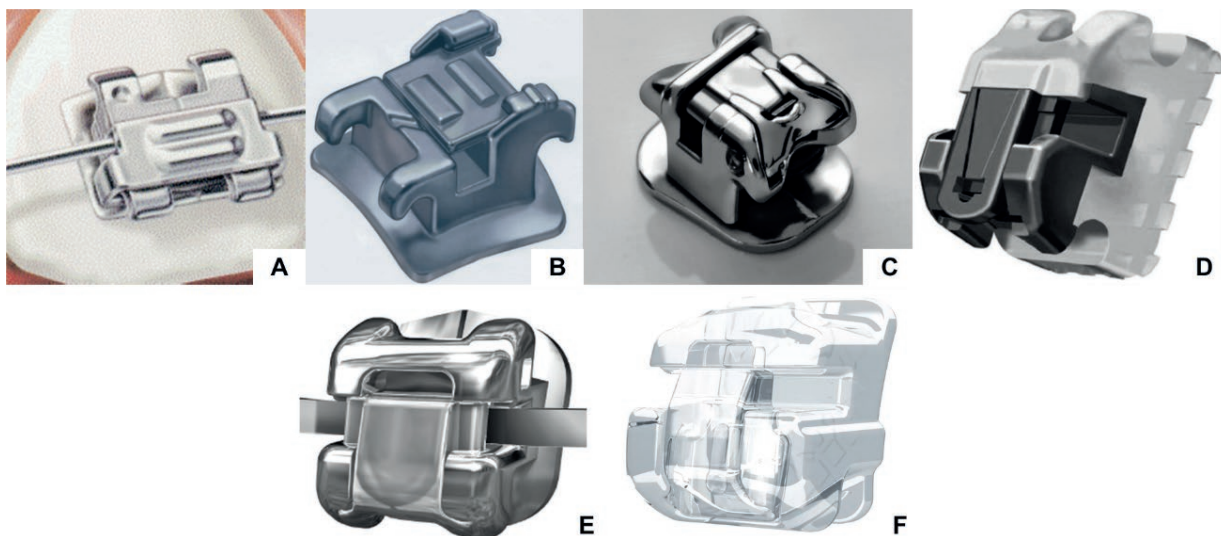


Figura 3 - Evolução dos braquetes Damon®: A) Damon SL, B) Damon 2, C) Damon 3MX, D) Damon 3 E) Damon Q, F) Damon Clear. **Fonte:** Harradine (2008), Damonbraces (2017).

Classificação dos aparelhos autoligáveis

A mais clássica das classificações dos braquetes autoligáveis divide estes acessórios em três tipos, de acordo com o grau de pressão do sistema aplicado ao fio. Eles podem ser:

1) ativos, quando o sistema pressiona o fio dentro da canaleta;

2) passivos, quando o sistema permite liberdade do fio na canaleta;

3) interativos, quando os braquetes autoligáveis exercem pressão em fios mais espessos, mas permitem liberdade de fios menos calibrosos.

Alguns exemplos de braquetes do sistema ativo/interativo são: In-Ovation R, Speed e Time. Dentre os exemplos de braquetes do grupo passivo podemos citar: Damon e SmartClip (RINCHUSE; MILES, 2007).

Mecânica dos sistemas autoligáveis

A revolução que os braquetes autoligáveis vem causando na Ortodontia, colaborou com a preocupação de se obter um controle de fricção durante o tratamento. A fricção pode ser definida como a grandeza contrária à movimentação de um corpo em relação tangencial à superfície de outro, atuando em sentido oposto à tendência de deslocamento do mesmo. O controle de fricção existente durante o deslocamento do fio no interior da ranhura dos braquetes torna-se crucial pelo fato da mesma influenciar diretamente a taxa e o tipo de movimentação dentária (ROMÃO, 2013).

Assim, para se iniciar o movimento dentário, é necessário que a força estática de fricção seja superada. O controle de fricção existente durante o deslocamento do fio no interior da ranhura dos braquetes, torna-se crucial pelo fato da mesma influenciar diretamente a taxa e o tipo de movimentação dentária e, assim, o grau de sucesso alcançado com a mecânica.

Pode ser influenciada por inúmeras variáveis, como o tipo de material, dimensão, forma e angulação da interface fio/ranhura, situações de umidade do meio, forças de ligação e tipo de amarração.

A dimensão e a forma dos fios ortodônticos influenciam diretamente a quantidade de atrito gerada. Fios ortodônticos de maior secção transversal disponibilizam um maior preenchimento da ranhura do braquete envolvido e, conseqüentemente, uma maior fricção superficial.

Algumas características ideais devem ser observadas nos braquetes autoligáveis, segundo Ursi e Matias (URSI; MATIAS, 2015).

- **Resistência:** Sua resistência de abertura e fechamento deve ser durante todo tratamento, pois sistemas com fechamento frágil levam a perda da vantagem do sistema.

- **Interface slot/fio:** A interface slot/fio, característica que coloca os braquetes autoligáveis em situação superior aos convencionais, deve possuir uma interface com adequado controle tridimensional, pois o ajuste do fio dentro do slot deve se manter constante, pois assim apresenta um preenchimento adequado e suficiente para expor as características necessários do tratamento. Essa interface deve apresentar os menores níveis possíveis de atrito.

A sequência de fios deve preencher o slot, progressivamente, e esses devem ser mantidos por tempo adequado para expressar o controle tridimensional que está fabricado em cada braquete. No mínimo, cada fio, deve ser mantido por oito semanas.

- **Eficiência mecânica:** Quanto à eficiência mecânica, o atrito é necessário em alguma fase na mecânica do tratamento, porém o baixo atrito é um dos grandes atributos positivos dos braquetes autoligáveis passivos. O atrito gerado entre as superfícies dos braquetes e os fios ortodônticos reduz o deslizamento relativo entre um e outro, diminuindo assim a velocidade da movimentação dentária, sendo necessária a utilização de forças com maiores intensidades para se atingir o movimento desejado.

Além do método de fixação do fio ao braquete, convencional ou autoligável, outros fatores influenciam o comportamento mecânico de qualquer sistema de braquete. O calibre, os materiais de confecção das superfícies do fio e slot dos braquetes e o ângulo formado entre esses dois, são fatores que podem aumentar as forças de atrito.

A interface braquete/fio ortodôntico deve apresentar os menores níveis possíveis de atrito, uma vez que a utilização dos braquetes autoligáveis é a redução na quantidade de atrito gerada.

- **Desconforto do tratamento:** Embora o conforto com o uso do aparelho autoligável seja citado como um diferencial positivo destes braquetes, alguns pacientes ainda relatam desconforto. Em primeiro lugar, pela presença dos acessórios ortodônticos e em segundo lugar, da reação dolorosa frente a movimentação dentária.

- **Eficiência nos ajustes:** essa é uma das grandes virtudes deste tipo de aparelho. O sistema autoligável é binário; o fio deve estar totalmente posicionado dentro do slot do braquete ou o mecanismo não se fecha. Normalmente, somente é possível aumentar o calibre do fio se o dente estiver em uma posição que permita o fechamento total do slot, ao contrário do sistema convencional, o qual permite certa folga.

- **Tempo de tratamento:** vários trabalhos foram desenvolvidos com o intuito de comparar a eficiência dos aparelhos autoligáveis e dos convencionais. Todos os estudos retrospectivos encontrados, observaram um menor tempo de tratamento com aparelhos autoligáveis do que com aparelhos convencionais.

- **Acúmulo de placa bacteriana:** o uso de ligaduras elastoméricas facilita o acúmulo de placa, em comparação as ligaduras metálicas.

- **Necessidade de extrações:** os conceitos biológicos da movimentação ortodôntica não mudam com o tipo de braquete, uma vez que as reações histoquímicas são as mesmas.

Expressão de torque

O tratamento ortodôntico envolve o controle tridimensional da coroa e dentre os movimentos realizados, as inclinações vestibulolinguais do longo eixo do dente, que podem também ser chamadas de torque, são de fundamental importância no estabelecimento das relações oclusais funcionalmente estáveis (MAJOR et al., 2011).

O torque é definido como o momento de força gerado pela torção do fio retangular na ranhura do braquete (RAUCH, 1959).

O torque é expresso quando a ranhura é preenchida e quando se aumenta gradativamente o calibre do fio durante o tratamento. Além disso, uma porcentagem do torque é perdida devido à folga existente entre a ranhura e o fio (BADAWI et al., 2008).

A expressão do torque nos dentes depende de diversos fatores, dentre eles fatores relacionados ao ortodontista, ao paciente e à interação fio-braquete. Os fatores relacionados ao ortodontista e ao paciente independem do tipo de braquete utilizado. Os fatores mais importantes relacionados à expressão do torque são as propriedades e dimensão do arco, dimensão da ranhura do braquete, desenho do braquete, e graus de torção do arco em relação à ranhura do braquete (MELING; ODEGAARD; MELING, 1997; MELING; ODEGAARD; SEQNER, 1998; ODEGAARD; MELING; MELING, 1994; SEBANC et al., 1984).

Franco (2013) realizou um trabalho avaliando a expressão de torque em braquetes metálicos autoligáveis e encontrou que o braquete Damon 3MX foi o que mais expressou torque nas angulações de 12, 24, 36 e 48 graus.

O sistema de ligação entre fio/braquete (autoligável ativo, passivo ou convencional com ligadura elástica) não interferiu na expressão final do torque, sendo esta dependente da dimensão da ranhura.

Martelli (2014) avaliou a expressão do torque entre braquetes estéticos autoligáveis ou não, e encontrou que a maior expressão do torque se deu no braquete autoligável Damon Clear. Ambos os trabalhos citam a dimensão da ranhura como um dos fatores mais responsáveis pela maior expressão do torque destes braquetes autoligáveis (FRANCO, 2013; MARTELLI, 2014).

Aguiar (2013) comparou a expressão do torque de três tipos de ligas metálicas: aço inoxidável, beta-titânio (TMA) e níquel-titânio (NiTi), em sistemas de braquetes autoligáveis e convencionais e encontrou que o fio de aço inoxidável possui uma maior expressão do torque quando comparado aos fios TMA e NiTi. A autora encontrou também que, no fio de TMA, o momento de torque gerado é maior no sistema autoligável, o que pode ser explicado pelo tamanho menor do slot do braquete Damon MX em comparação ao braquete convencional.

Além da qualidade do braquete autoligável e da fidedignidade da dimensão das ranhuras serem importantes na expressão do torque, o conhecimento do tipo de fio que está sendo utilizado também faz parte da individualização nos tratamentos ortodônticos.

A expressão do torque também sofre influência pelo método de ligação dos braquetes (BADAWI et al., 2008). Os três tipos mais utilizados de ligação são: elastomérica, aço (amarilhos metálicos) e autoligáveis, sendo que estes podem ser passivos ou ativos. O modo de ligação irá afetar a forma e a força com que o fio é encaixado na ranhura.

Com relação aos braquetes autoligáveis, na forma de ligação passiva, o arco está livre para se movimentar dentro da ranhura enquanto as arestas do arco retangular entram em contato com os lados da ranhura do braquete. À medida que o fio é girado e preenche a folga da ranhura, um componente de força é gerado. Na forma de ligação ativa, o fio é pressionado contra a base da ranhura. A interação do método de ligação ativo (fio, ligadura ou porta ativa do braquete) cria um segundo componente de força. No caso dos braquetes autoligáveis em que um clipe gera pressão contra o arco, a força pode agir na aresta do arco e alterar a posição zero. À medida que o fio gira, a interação do clipe contra o fio deve contribuir para a expressão do torque (MAJOR et al., 2011).

Alterações na forma do arco

É alegado que o uso de braquetes de baixa fricção associado a fios de forças suaves produz uma maior expansão na região posterior do arco, com menos alterações nas distâncias intercaninos e na posição do incisivo inferior do que o aparelho convencional (DAMON, 2005). Não é novidade que o alinhamento dentário em casos tratados sem extrações seja atingido à custa de expansão transversal dos arcos e vestibularização dos incisivos (WEINBERG; SADOWSKY, 1996). De um modo geral, os braquetes autoligáveis apresentaram uma quantidade de expansão semelhante aos aparelhos convencionais, tanto se comparando casos tratados com extrações (ONG et al., 2010; SCOTT et al., 2008), quanto se observando casos tratados sem extrações (PANDIS et al., 2011). Também não foi encontrada diferença entre as alterações das dimensões dos arcos, entre os aparelhos autoligáveis ativos e passivos (CATTANEO et al., 2011).

Em todos os tipos de tratamento com aparelhos autoligáveis, as larguras dos arcos aumentaram durante o alinhamento, com ou sem extrações.

As maiores alterações ocorreram na área de premolares, seguida pela área de caninos e, por último, na região de molares. Cattaneo et al. (2011), ao analisar as alterações das inclinações vestibulolinguais dos segundos premolares superiores em pacientes tratados com Damon 3MX ou In-Ovation R, observaram que o aumento da largura interpremolares foi, em grande parte, atingido pelo aumento da inclinação vestibular desses dentes. Corroborando com este achado, Franchi et al. (2006) encontraram um aumento significativo da inclinação para vestibular dos molares superiores após o alinhamento com aparelho convencional associado a ligaduras Slide©, um sistema de ligaduras com efeitos semelhantes ao dos aparelhos autoligáveis passivos (BACCETTI et al., 2011).

Lima (2013) realizou um estudo com o objetivo de comparar as alterações nas dimensões dos arcos dentários superior e inferior de casos tratados sem extrações com aparelho convencional e sistema de braquetes autoligáveis Damon. A amostra consistiu em modelos de gesso iniciais (T1) e finais (T2) de 45 pacientes com má oclusão de Classe I, tratados sem extrações e com apinhamento leve a moderado, divididos em dois grupos.

Grupo 1: 21 pacientes tratados com aparelho autoligável Damon, com idade inicial média de 18,37 anos e tempo de tratamento médio de 2,11 anos. Grupo 2: 24 pacientes tratados com aparelho convencional, com idade inicial média de 19,50 anos e tempo de tratamento médio de 1,99 anos. Foram realizadas medidas dos arcos superior e inferior das distâncias intercaninos, interpremolaes (primeiros e segundos premolaes), intermolaes e comprimento do arco. Os resultados demonstraram que o tratamento realizado com o aparelho autoligável Damon resultou num aumento significativo das dimensões transversais do arco superior, quando comparado ao aparelho convencional. No arco inferior as distâncias intercaninos e interpremolaes também apresentaram maior aumento no aparelho Damon do que no convencional. O aumento do comprimento do arco inferior foi maior no grupo convencional do que no grupo Damon, indicando provavelmente uma maior protrusão dos incisivos neste grupo.

Esteves (2016) comparou as alterações da borda WALA e das dimensões do arco dentário inferior após tratamento ortodôntico com aparelhos fixos autoligável e convencional.

A amostra consistiu em modelos de gesso iniciais (T1) e finais (T2) de 60 pacientes com má oclusão de Classe I, tratados sem extrações e com apinhamento leve a moderado, divididos em dois grupos. Grupo 1: 30 pacientes tratados com aparelho autoligável Damon, com idade inicial média de 17,68 anos e tempo de tratamento médio de 2,31 anos. Grupo 2: 30 pacientes tratados com aparelho convencional, com idade inicial média de 19,23 anos e tempo de tratamento médio de 2,56 anos. As mensurações foram realizadas usando-se um paquímetro digital para avaliar o comportamento na dimensão transversal do arco dentário inferior e da borda WALA. A comparação intragrupos foi realizada com o teste t dependente e a intergrupos com o teste t independente. O grupo Damon apresentou um aumento nas distâncias transversais dentárias e da borda WALA significativamente maior que o grupo convencional, com exceção das distâncias intercúspides dos molares (PC 6X6) e da borda WALA na região adjacente aos caninos (BW 3X3), onde não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Observou-se também um maior aumento nas distâncias dentárias pelo ponto central do eixo vestibular (EV) na região de premolares quando comparado ao aumento transversal da borda WALA em ambos os grupos.

Dessa forma, o autor concluiu que houve um maior aumento das dimensões da borda WALA assim como das distâncias dentárias no grupo tratado com o sistema de aparelho autoligável em relação ao grupo tratado com aparelho convencional.

Compensações dentoalveolares

Os conceitos biológicos da movimentação ortodôntica não mudam com o tipo de braquete, uma vez que as reações histoquímicas são as mesmas, desde que o nível das forças aplicadas seja semelhante. Casos claros e evidentes para extrações, com braquetes convencionais, provavelmente também o serão com braquetes autoligáveis, principalmente se envolverem correções de discrepâncias interarcos ou protrusões, isoladas de uma arcada ou de ambas. As exodontias continuam a ser indicadas em casos de acentuado apinhamento e severo comprometimento periodontal, devido à quantidade de movimentação necessária para a correção do apinhamento; também nos casos em que se deseja uma melhora no perfil facial de um paciente biprotruso ou uma melhora das relações intra-arco, para a correção da sobressaliência ou da sobremordida.

Já os casos de apinhamentos que sejam limítrofes para braquetes convencionais, muitas vezes são corrigidos com braquetes autoligáveis sem exodontias, principalmente em pacientes adultos. Talvez a maior superioridade para os braquetes autoligáveis esteja nesses casos de pacientes adultos que desejam um melhor alinhamento dentário e uma linha de sorriso mais harmoniosa, os quais têm sua queixa principal tratada de maneira rápida e eficiente.

Para compensações dentoalveolares, quando se trata da retração de incisivos superiores, não existe diferença, entre um braquete e outro, no que se refere à frequência de exodontias, uma vez que esse movimento requer espaços distais aos caninos para ser realizado. Por outro lado, más oclusões de Classe II passíveis de serem corrigidas com protrusão dos dentes inferiores são beneficiadas pela combinação de forças leves e baixo atrito possibilitadas pelos autoligáveis passivos em associação ao uso de propulsores mandibulares ou de elásticos intermaxilares. Obviamente, existem limitações biológicas a esse movimento, particularmente nos casos em que existam recessões gengivais prévias ao tratamento ou quando a gengiva marginal for muito fina (MELSEN; ALLAIS, 2005).

Nogueira (2013) comparou as alterações na posição dos incisivos em casos tratados com aparelhos convencionais e autoligáveis do sistema Damon. A amostra foi composta por 51 pacientes com má oclusão de Classe I, apinhamento de leve a moderado, tratados sem extrações dentárias, divididos em 2 grupos; Grupo 1, composto por 20 pacientes tratados com o sistema Damon, com idade inicial média de 15,00 anos, tratados por um período médio de 2,01 anos; e Grupo 2, constituído de 31 pacientes tratados com braquetes convencionais, com idade inicial média de 14,98 anos, tratados por um período médio de 1,81 anos. Foram medidas as telerradiografias iniciais e finais de cada paciente. A comparação intergrupos foi realizada com o teste t independente ou teste de Mann-Whitney. Os resultados mostraram que ambos os grupos apresentaram uma suave protrusão e uma inclinação para vestibular dos incisivos superiores e inferiores, sem diferença estatisticamente significativa entre eles. Assim, a alteração da posição dos incisivos foi semelhante entre os grupos tratados com os aparelhos convencional e autoligável Damon.

Casos clínicos

Com o simples objetivo de melhor ilustrar o emprego dos braquetes autoligáveis, seguem na sequência alguns casos clínicos tratados pelos autores deste capítulo. Como visto anteriormente, existem hoje no mercado uma enorme variedade desses acessórios, variando pelo tipo de material com que são fabricados (metálicos ou estéticos), pela forma de abertura e fechamento do sistema e pelo custo final aos pacientes.

Caso Clínico 1





Figura 1 - Fotografias extra e intrabucais iniciais, antes do início do tratamento ortodôntico corretivo, evidenciando principalmente o significativo apinhamento superior e inferior na região anterior. **Fonte:** Os autores.



Figura 2 - Radiografias iniciais (panorâmica, telerradiografia e periapicais anteriores). **Fonte:** Os autores.



Figura 3 - Fotografias intrabucais imediatamente após a instalação do aparelho ortodôntico fixo (braquetes autoligáveis Damon MX). **Fonte:** Os autores.



Figura 4 - Fotografias extra e intrabucais após um ano e cinco meses de tratamento. **Fonte:** Os autores.



Figura 5 - Fotografias intra e extrabuciais após imediatamente após a remoção do aparelho ortodôntico fixo após 3 anos e um mês de tratamento ativo. **Fonte:** Os autores.

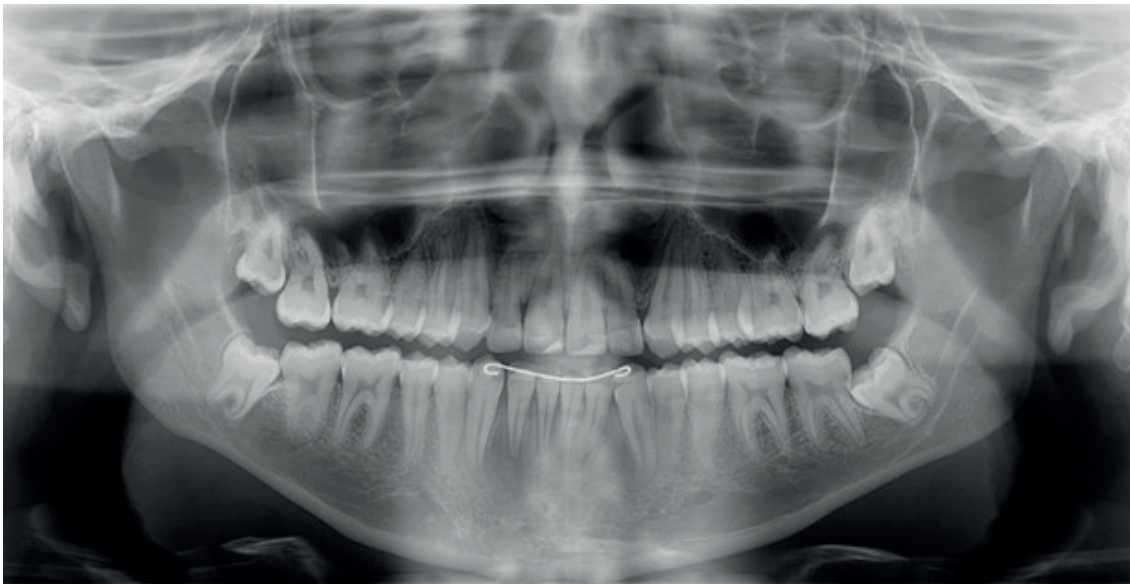


Figura 6 - Radiografias (panorâmica e telerradiografia) ao final do tratamento ortodôntico ativo. **Fonte:** Os autores



Figura 7 - Fotografias extra e intrabucais tomadas após um ano e três meses de contenção pós-tratamento ortodôntico corretivo. **Fonte:** Os autores.

Caso Clínico 2



Figura 8 - Fotografias extra e intrabucais antes do início do tratamento ortodôntico corretivo, onde podemos observar a ausência dente 26, além de um suave apinhamento ântero-inferior.
Fonte: Os autores.



Figura 9 - Radiografias iniciais (panorâmica e telerradiografia). Fonte: Os autores.



Figura 10 - Tratamento ortodôntico corretivo realizado com braquetes autoligáveis estéticos (Damon Clear) no arco superior e braquetes autoligáveis metálicos (Damon Q) no arco inferior. O objetivo principal do tratamento consistiu na mesialização do elemento 27, o qual foi realizado com o auxílio de dois dispositivos de ancoragem temporária (DAT), um por vestibular e outro por palatino. **Fonte:** Os autores.



Figura 11 - Fotografias intrabucais ao final de 18 meses de tratamento ortodôntico corretivo, evidenciando o fechamento do espaço no arco superior, pela mesialização do dente 27, além da correção do apinhamento anteroinferior (contenção 3x3).
Fonte: Os autores.



Figura 12 - Fotografias intrabucais tomadas após três anos e sete meses pós-tratamento ortodôntico corretivo. **Fonte:** Os autores.

Caso Clínico 3



Figura 13 - Fotografias extra e intrabucais antes do início do tratamento ortodôntico corretivo. **Fonte:** Os autores.





Figura 14 - Radiografias iniciais (panorâmica e telerradiografia). **Fonte:** Os autores.



Figura 15 - Tratamento ortodôntico corretivo realizado com aparelho autoligável (Damon MX). **Fonte:** Os autores.



Figura 16 - Fotografias extra e intrabucais ao final do tratamento ortodôntico corretivo. **Fonte:** Os autores.

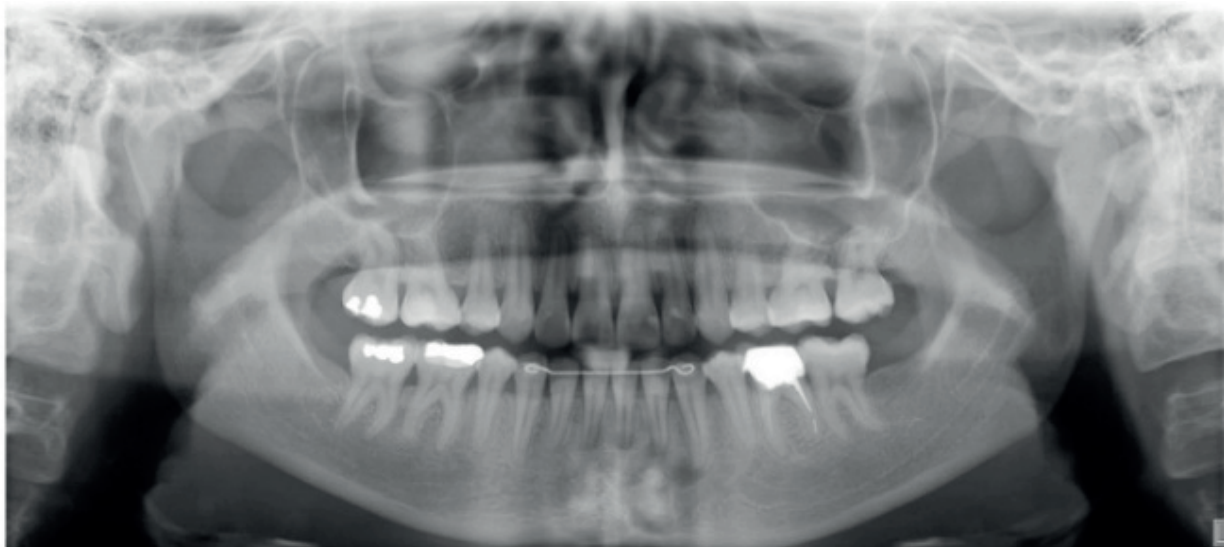




Figura 17 - Radiografias finais (panorâmica e telerradiografia). Fonte: Os autores.

Conclusão

A Ortodontia, como especialidade, evoluiu muito cientificamente e esteve sempre associada a uma constante procura por inovações tecnológicas que viessem viabilizar esse avanço. Com o passar dos anos, o empirismo inicial foi sendo substituído por fundamentos que hoje se difundem em nossos conhecimentos sobre a Ortodontia.

Atualmente podemos observar um aumento da popularidade na utilização dos aparelhos pré-ajustados com tecnologia de dispositivos autoligáveis. Segundo seus idealizadores, quando associados ao uso de fios superelásticos, permitem ao profissional a obtenção de excelentes resultados.

Existe um grande número de marcas, modelos e tipos de braquetes autoligáveis, usados em diferentes mecânicas, associados ou não ao uso de acessórios. Desde as pesquisas em 1930, a ciência mostrou um crescente interesse no desenvolvimento de novos sistemas que possam aliar as vantagens possivelmente oferecidas pelo uso de braquetes autoligáveis à aceitação do mercado e clínica cada vez mais exigente.

Por fim, o tratamento ortodôntico corretamente conduzido e finalizado deve não somente corresponder aos anseios do paciente quanto à sua má oclusão e estética, mas também ao custo biológico desse tratamento, ou seja, a forma como administramos os parâmetros da movimentação dentária. Dessa forma, a aplicação dos princípios mecânicos com braquetes autoligáveis evidenciam alguns procedimentos clínicos essenciais para que se tenha uma resposta mecânica eficiente e segura - aspectos fundamentais para um tratamento ortodôntico eficiente e estável em longo prazo.

REFERÊNCIAS

AGUIAR, L. **Comparação da expressão do torque entre as diferentes ligas metálicas: NiTi, TMA e aço inoxidável, em braquetes autoligáveis e convencionais.** 2013. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade Ingá, Maringá, 2013.

ANDREWS, L. The straight-wire appliance, origin, controversy commentary. **J Clin Orthod**, v. 10, p. 99-114, 1976.

BACCETTI, T. et al. Orthodontic forces released by low-friction versus conventional systems during alignment of apically or buccally malposed teeth. **Eur J Orthod**, v. 33, n. 1, p. 50-54, 2011.

BADAWI, H. M. et al. Torque expression of self-ligating brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 133, n. 5, p. 721-728, 2008.

BERGER, J. L. The SPEED appliance: a 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 105, n. 3, p. 217-23, 1994.

BRITO JÚNIOR, V de S.; URSI, W. O aparelho pré-ajustado: sua evolução e suas prescrições. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 11, n. 3, p. 104-56, 2006.

REFERÊNCIAS

CASTRO, R. Braquetes autoligados: eficiência x evidência científica. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 14, n. 4, p. 20-24, 2009.

CATTANEO, P. M. et al. Transversal maxillary dento-alveolar changes in patients treated with active and passive self-ligating brackets: a randomized clinical trial using CBCT-scans and digital models. **Orthod Craniofac Res**, v. 14, n. 4, p. 222-233, 2011.

DAMON, D. Treatment of the face with biocompatible orthodontics. In: **Orthodontics: Current Principles and Techniques**. Saint Louis, MO: Elsevier, 2005. p. 753-831.

DAMONBRACES. Disponível em: <<http://www.damonbraces.com>>. Acesso em: 6 out. 2017.

ESTEVES, T. **Comparação das alterações da borda WALA e das dimensões do arco dentário inferior após tratamento ortodôntico com aparelhos fixos autoligáveis e convencionais**. 2016. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade Ingá, Maringá, 2016.

FRANCHI, L. et al. Maxillary arch changes during leveling and aligning with fixed appliances and low-friction ligatures. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 130, n. 1, p. 88-91, 2006.

REFERÊNCIAS

FRANCO, E. M. F. **Estudo comparativo da expressão do torque entre os braquetes autoligáveis**. 2013. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade Ingá, Maringá, 2013.

HARRADINE, N. The history and development of self-ligating brackets. **Semin. Orthod.**, Philadelphia, v. 14, n. 1, p. 5-18, 2008.

LIMA, N. **Comparação das alterações nas dimensões dos arcos dentários de casos tratados com os aparelhos convencional e sistema autoligável Damon**. Dissertação (Mestrado). Faculdade Ingá, Maringá, 2013.

LUDWIG, B.; BISTER, D.; BAUMGAERTEL, S. **Self-ligating brackets in orthodontics: current concepts and techniques**. USA: Thieme, 2012.

MAJOR, T. W. et al. Mechanical effects of third-order movement in self-ligated brackets by the measurement of torque expression. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 139, n. 1, p. e31-e44, 2011.

MARTELLI, K. **Comparação da expressão do torque entre braquetes estéticos**. 2014. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade Ingá, Maringá, 2014.

REFERÊNCIAS

MELING, T.R.; ODEGAARD, J.; MELING, E. O. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 111, n. 3, p. 310-20, 1997.

_____.; SEQNER, D. On bracket slot height: a methodologic study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 113, n. 4, p. 387-93, 1998.

MELSEN, B.; ALLAIS, D. Factors of importance for the development of dehiscences during labial movement of mandibular incisors: a retrospective study of adult orthodontic patients. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 127, n. 5, p. 552-61, 2005.

NOGUEIRA, C. **Comparação da alteração da posição dos incisivos em casos tratados com braquetes convencionais e autoligáveis do sistema Damon**. 2013. Dissertação (Mestrado em odontologia). Faculdade Ingá, Maringá, 2013.

ODEGAARD, J.; MELING, E.; MELING, T. An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic applications. An in vitro study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 105, n. 4, p. 392-400, 1994.

REFERÊNCIAS

ONG, E. et al. Efficiency of self-ligating vs conventionally ligated brackets during initial alignment. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 138, n. 2, p. 138.e1-e.7, 2010.

PANDIS, N. et al. Comparative assessment of conventional and self-ligating appliances on the effect of mandibular intermolar distance in adolescent nonextraction patients: a single-center randomized controlled trial. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 140, n. 3, p. e99-e105, 2011.

RAUCH, E. D. Torque and its application to orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 45, n. 11, p. 817-30, 1959.

RINCHUSE, D. J.; MILES, P. G. Self-ligating brackets: present and future. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 132, n. 2, p. 216-22, 2007.

ROMÃO, J. **Mecânica dos braquetes autoligados**. 2013. Monografia. ICS - Funorte/Soebrás Núcleo Feira de Santana, 2013.

SCOTT, P. et al. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: A randomized clinical trial. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 134, n. 4, p. 470.e1-.e8, 2008.

REFERÊNCIAS

SEBANC, J. et al. Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 86, n. 1, p. 43-51, 1984.

URSI, W.; MATIAS, M. Princípios gerais da mecânica com braquetes autoligáveis. **Rev Clín Ortodon Dental Press**, v. 14, n. 1, 2015.

WEINBERG, M.; SADOWSKY, C. Resolution of mandibular arch crowding in growing patients with Class I malocclusions treated nonextraction. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 110, n. 4, p. 359-64, 1996.

CAPÍTULO 5 - TERCEIROS MOLARES E SUA RELAÇÃO COM O APINHAMENTO ANTEROINFERIOR

Paula Patrícia Cotrin da Silva
Karina Maria Salvatore de Freitas
Marcos Roberto de Freitas
Fabrício Pinelli Valarelli
Rodrigo Hermont Cançado
Renata Cristina Gobbi de Oliveira
Ricardo Cesar Gobbi de Oliveira

Introdução

Os terceiros molares são os dentes com características mais peculiares da cavidade bucal, pois são conhecidos por sua variabilidade no tempo de formação, onde suas cúspides estarão completas, aproximadamente, um ano após o término do desenvolvimento da cripta. O tempo médio de desenvolvimento do estágio de cúspide até o primeiro sexto de tamanho do dente é de um ano. Há uma grande variação no tempo de calcificação e a formação completa do dente geralmente leva de 7 a 9 anos. Via de regra os terceiros molares superiores se formam de 1 a 2 anos antes dos inferiores.

Há também variações anatômicas de coroa e de morfologia radicular (Figura 1), e não pouco frequente, também caracterizado por agenesias (BANKS, 1934; GARN; LEWIS; BONNÉ, 1962), sendo os terceiros molares inferiores os mais frequentemente acometidos (NANDA, 1954).



Figura 1 - Variações anatômicas das coroas e raízes de terceiros molares. **Fonte:** Os autores.

Este dente se desenvolve por um longo período de tempo, evidenciando a formação do folículo aos 8 anos de idade (Figura 2), mas o fechamento apical não é completo até pelo menos os 20 anos do indivíduo (GARN; LEWIS; BONNÉ, 1962).

Há vestígios radiográficos de aparecimento da cripta dos 5 até os 14 anos, sendo o pico de formação aos 8 anos (BANKS, 1934). Diferentemente dos outros dentes permanentes, os terceiros molares não mostram qualquer diferença entre os gêneros na calcificação e movimentação intraóssea para erupção (ARAÚJO et al., 2010; GARN; LEWIS; BONNÉ, 1962).



Figura 2 - Radiografia de paciente do gênero masculino, 8 anos de idade, evidenciando a formação da cripta dos terceiros molares inferiores. **Fonte:** Os autores.

Os terceiros molares e as agenesias dentais

A taxa mundial de agenesia de terceiros molares é de 22,63% (CARTER; WORTHINGTON, 2015). A taxa de brasileiros afetados por agenesias dentais chega a 40,6% (BORBA et al., 2010), sendo os terceiros molares também os mais afetados (BISHARA; ANDREASEN, 1983; BORBA et al., 2010; NANDA, 1954), seguidos pelos segundos pré-molares (principalmente os inferiores), então pelos incisivos laterais superiores e primeiros pré-molares superiores (Figura 3) (BORBA et al., 2010).

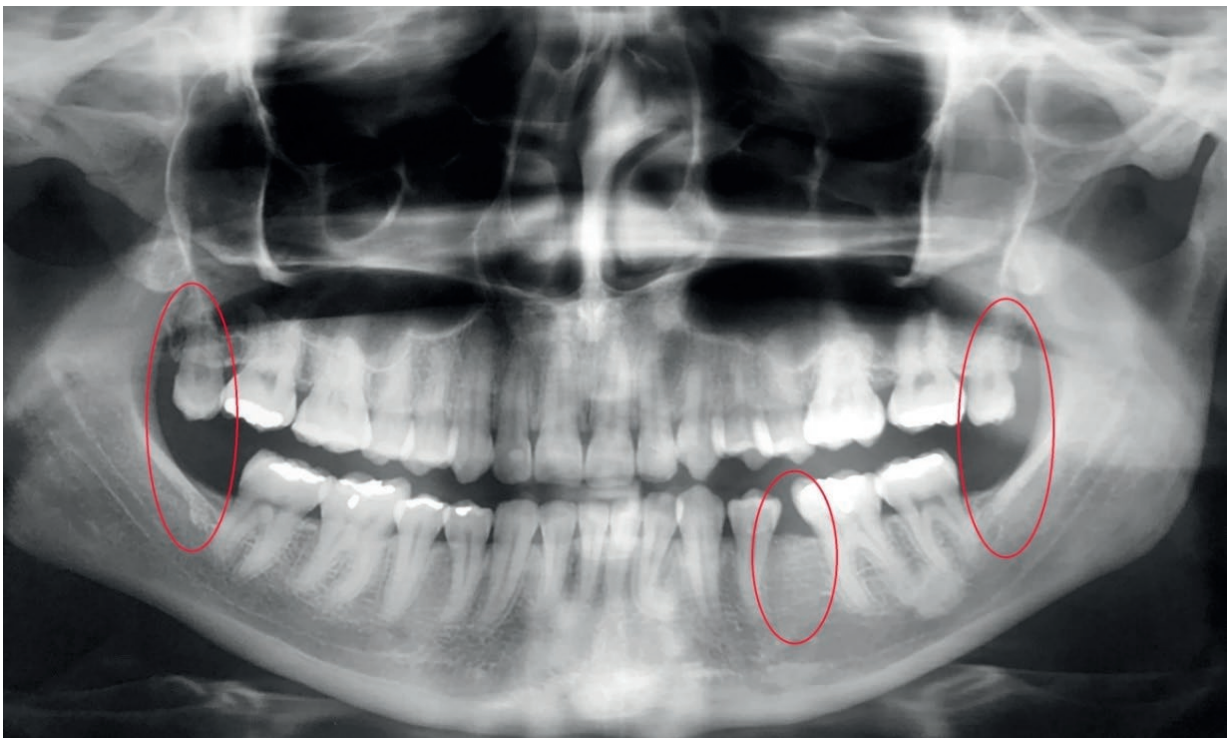


Figura 3 - Radiografia panorâmica de paciente do gênero feminino, 29 anos de idade, com agenesias de terceiros molares inferiores, segundo pré-molar inferior e alteração de forma da coroa do terceiro molar superior direito. **Fonte:** Os autores.

Sabendo-se que os terceiros molares são os dentes mais afetados por agenesias, estima-se que a porcentagem de pessoas que possuam agenesia de um ou mais destes dentes varie entre 9 a 20% (Figura 4-5) (BISHARA; ANDREASEN, 1983), sendo os inferiores mais comumente afetados que os superiores (BORBA et al., 2010; DE PAULA; FERRER, 2007; NANDA, 1954). Enquanto alguns autores dizem não haver diferença entre os sexos para a prevalência de agenesias de terceiros molares (BORBA et al., 2010; GONDIM et al., 2010; GRIECO et al., 2006), outros dizem que o gênero feminino apresenta uma maior porcentagem destas anomalias congênitas (CARTER; WORTHINGTON, 2015; DE PAULA; FERRER, 2007; RICHARDSON; DENT, 1974). Segundo Celikoglu et al. (2011), a prevalência de agenesias de outros dentes é significativamente maior em pacientes já portadores de agenesias de terceiros molares, além de alterações de forma também (CELIKOGU; BAYRAM; NUR, 2011).

Se a formação dos terceiros molares estiver atrasada por volta dos 10 anos de idade, há mais de 50% de chance de que ele não se desenvolva (RICHARDSON; DENT, 1974).

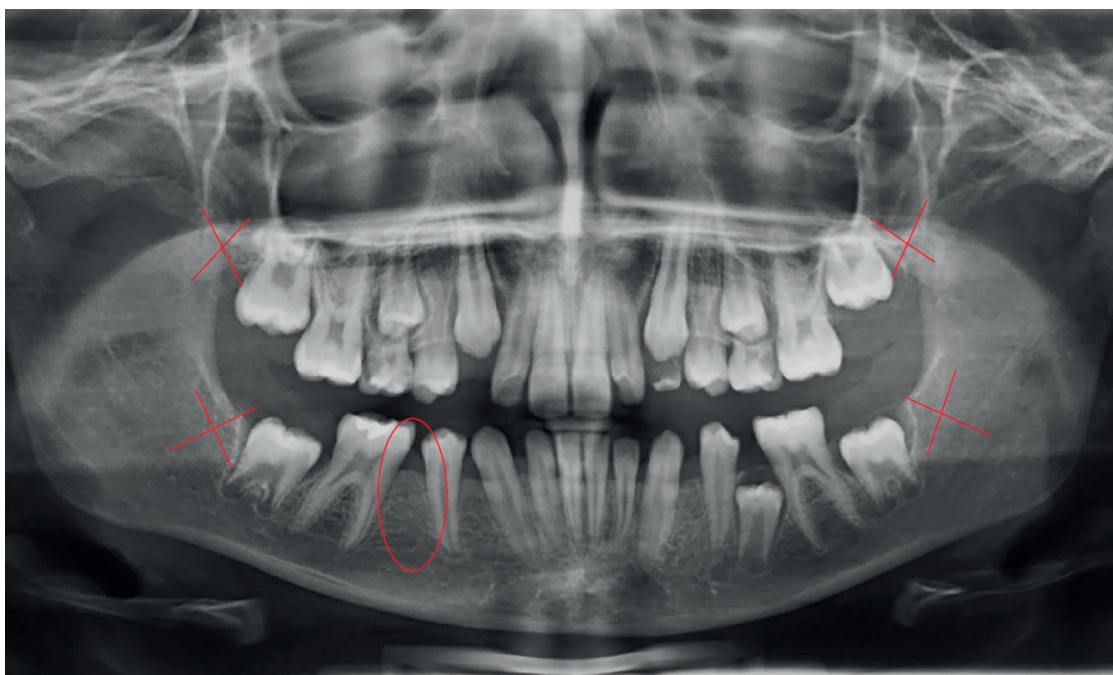


Figura 4 - Radiografia panorâmica de paciente do gênero feminino (12 anos e 5 meses de idade) com agenesia de todos os terceiros molares e também do segundo pré-molar inferior. **Fonte:** Os autores.



Figura 5 - Radiografia panorâmica de paciente do gênero feminino (12 anos e 8 meses de idade, com agenesia de terceiros molares superiores e desenvolvimento tardio dos terceiros molares inferiores. **Fonte:** Os autores.

Terceiros molares e as retenções dentais

É preciso separar as definições de dentes inclusos e impactados. Dente incluído é a denominação dada ao dente que estiver totalmente encoberto por tecido ósseo e/ou mucoso, sendo visualizado apenas através de meios auxiliares de diagnóstico, como radiografias ou tomografias, independente de estar em erupção ou com alguma obstrução física que o impeça de irromper. Quando há esta obstrução física, ele recebe uma subclassificação como impactado (BINDAYEL, 2011; PETERSON et al., 1988). Constando em mais de 98% das impacções dentárias, os terceiros molares são os dentes mais impactados da cavidade bucal (BADAWI FAYAD et al., 2004; HATTAB; RAWASHDEH; FAHMY, 1995; MICLOTTE et al., 2017).

Para uma melhor comunicação entre profissionais, assim como para uma maior visualização das retenções e impacções dos terceiros molares, é necessário utilizar uma classificação.

Uma das classificações mais utilizadas para dentes inclusos é a de Winter (1926), na qual avalia o longo eixo do terceiro molar inferior em relação ao longo eixo do segundo molar, mas para fins didáticos, utilizaremos a mesma classificação para molares superiores também, como a seguir:

- **Vertical:** quando os eixos estiverem paralelos. (Figura 6)

- **Mesioangular:** quando o longo eixo do terceiro molar estiver em posição medial em relação ao longo eixo do segundo molar. (Figura 7)

- **Distoangular:** quando o longo eixo do terceiro molar estiver em posição distal em relação ao longo eixo do segundo molar. (Figura 8)

- **Horizontal:** quando o longo eixo do terceiro molar estiver horizontal, ou seja, o dente estará totalmente deitado, com a face oclusal voltada para o segundo molar, estando suas raízes para distal. (Figura 9)

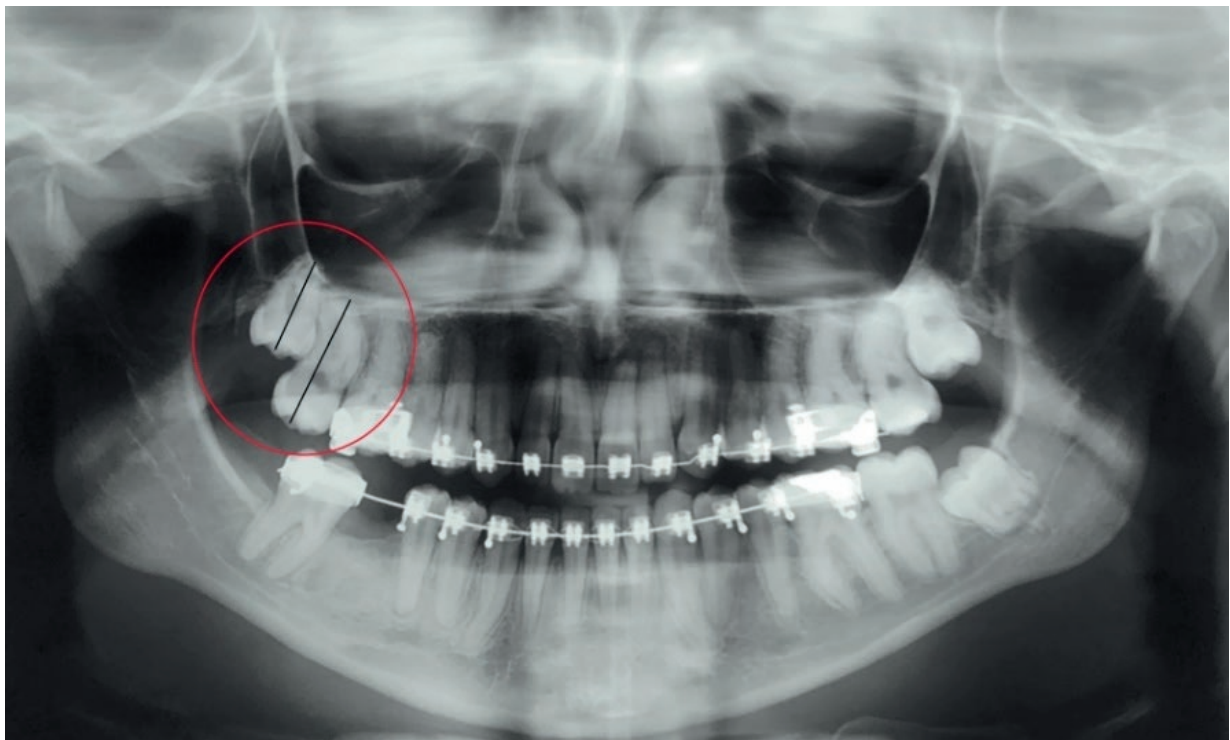


Figura 6 - Terceiro molar superior direito com impacção vertical. **Fonte:** Os autores.

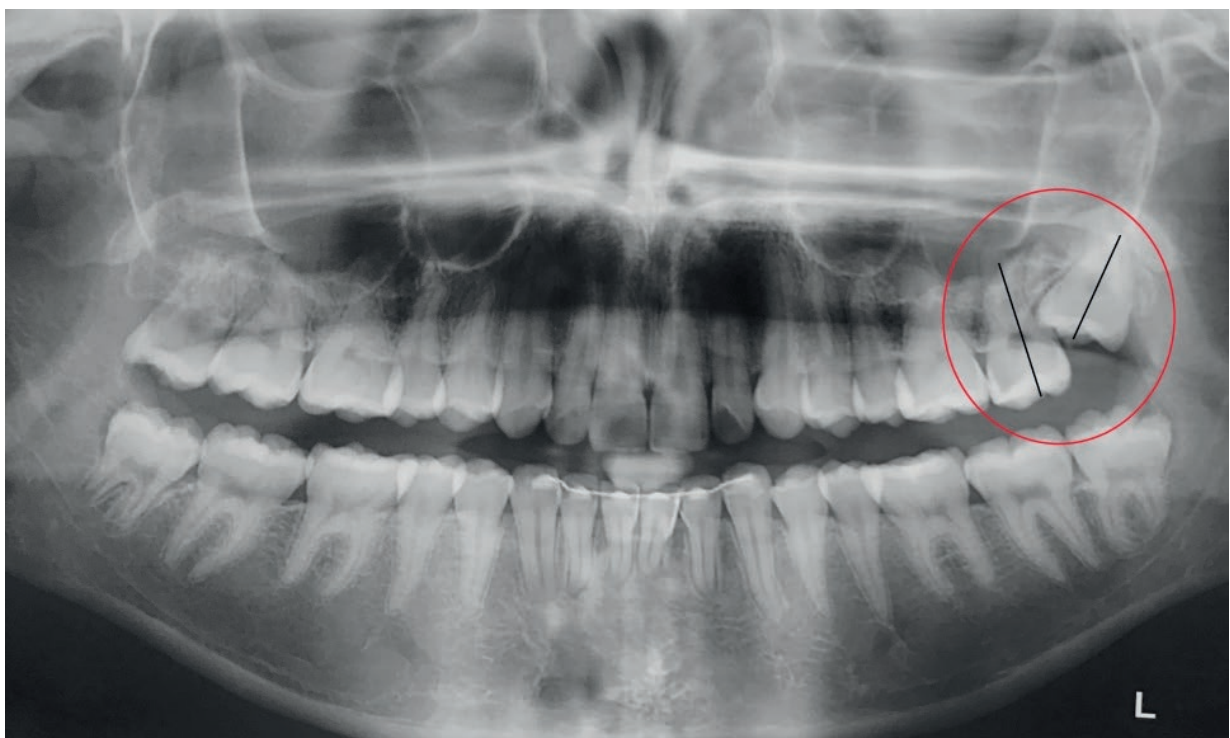


Figura 7 - Terceiro molar superior esquerdo com impacção mesioangular. **Fonte:** Os autores.

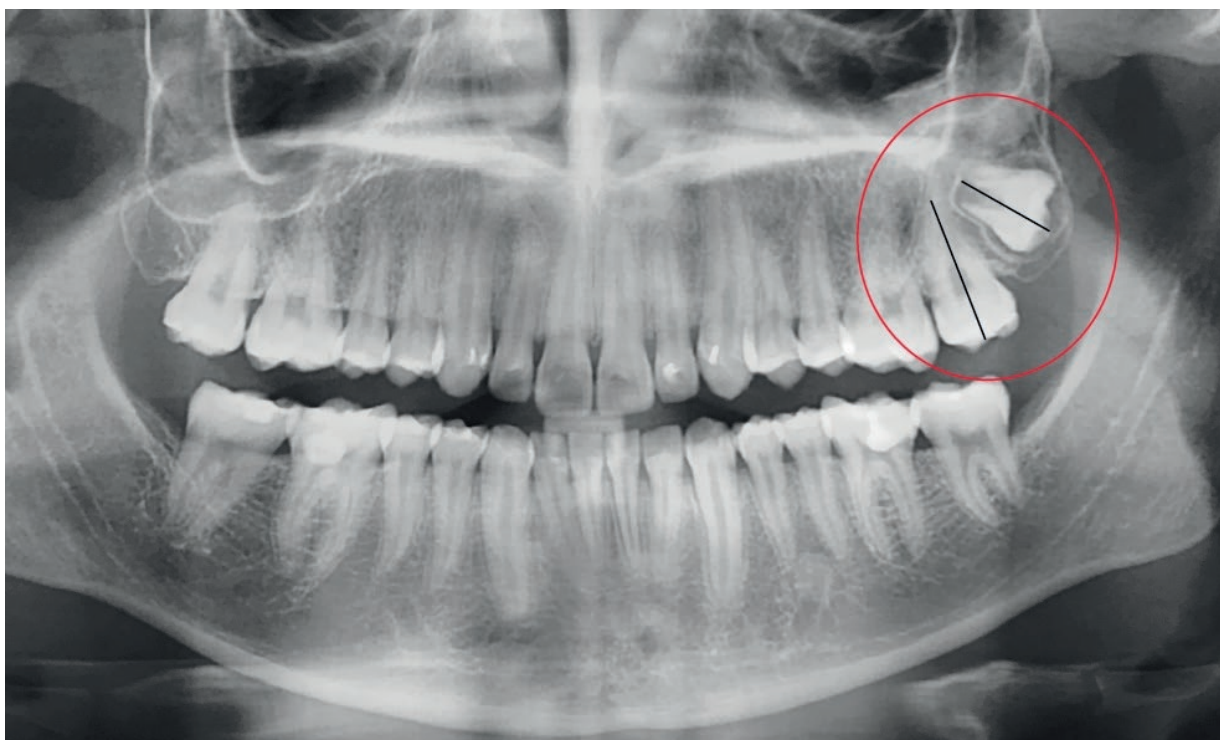


Figura 8 - Terceiro molar superior esquerdo com impacção Distoangular. **Fonte:** Os autores.

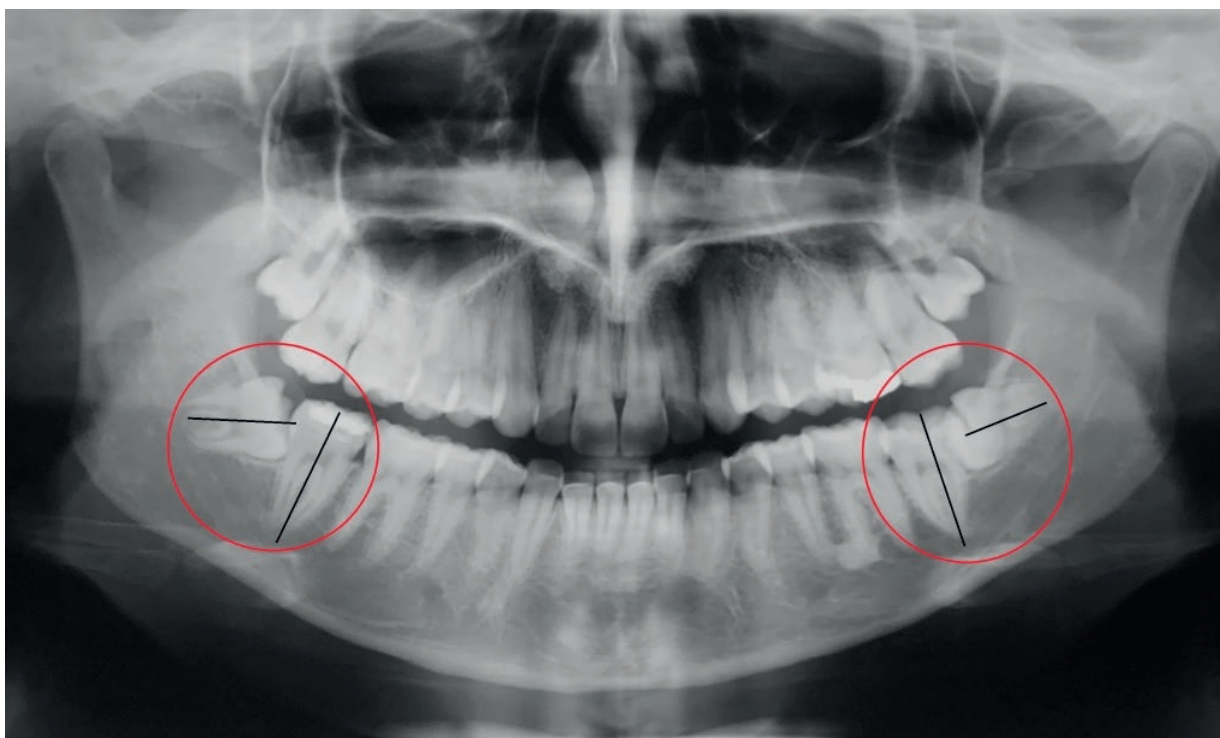


Figura 9 - Terceiros molares inferiores com impacção horizontal. **Fonte:** Os autores.

Quanto à prevalência de impacções na mandíbula, de acordo com a literatura mundial, a maioria dos terceiros molares impactados apresentam a posição mesioangular (DIAS-RIBEIRO et al., 2008; HASHEMIPOUR; TAHMASBI-ARASHLOW; FAHIMI-HANZAEI, 2013), enquanto que na maxila não há um consenso. Há autores que dizem que o tipo de impacção mais frequente é a vertical (HASHEMIPOUR; TAHMASBI-ARASHLOW; FAHIMI-HANZAEI, 2013), enquanto outros dizem ser a distoangular (DIAS-RIBEIRO et al., 2008).

É importante conhecer e identificar estas posições, para detectar alterações que possam ocorrer nos dentes e estruturas adjacentes e assim indicar o melhor tratamento para o paciente e também para poder predizer seu papel durante o planejamento de um tratamento ortodôntico com distalizações ou mesializações de molares.

Terceiros molares e as patologias dentais relacionadas

Os terceiros molares que falham em alcançar sua posição funcional na arcada dentária podem se tornar patológicos e causar danos para os dentes e tecidos adjacentes (SIMS; LIEBLICH, 2017), isso porque sua posição desfavorável à higienização pode levar ao acúmulo de placa, e consequentemente inflamação no tecido periodontal circunvizinho, podendo ocasionar uma pericoronarite (Figura 10), que afeta cerca de 37% dos pacientes que procuram o consultório odontológico para consultas referentes a terceiros molares (LOPES et al., 1995).

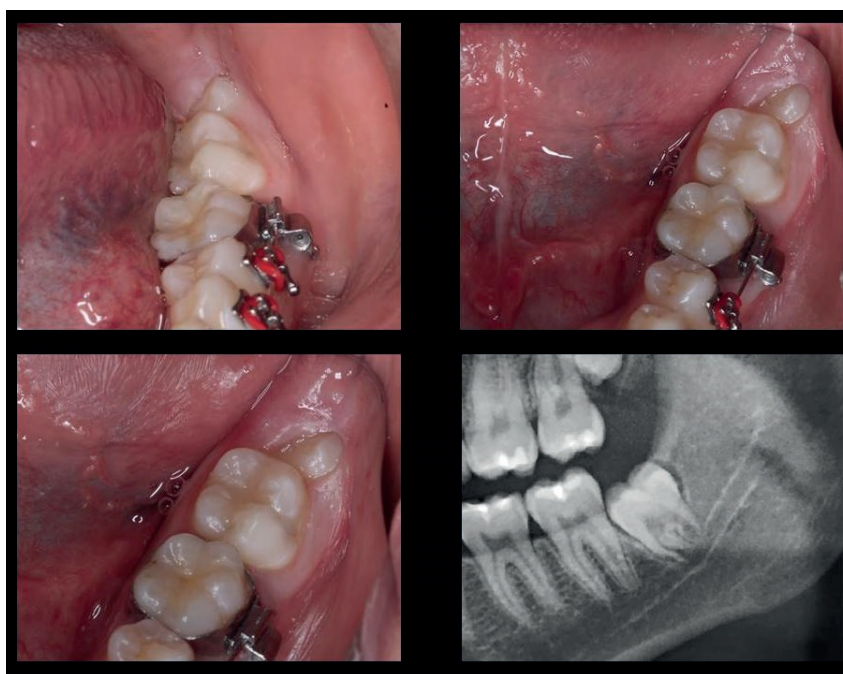


Figura 10 - Aspectos clínicos e radiográficos de uma paciente em tratamento ortodôntico com queixa de pericoronarite.
Fonte: Os autores.

Outro achado comum é a cárie dental, que pode ocorrer tanto no terceiro molar em questão, como também nos dentes vizinhos. Esta lesão de cárie muitas vezes é causada por dificuldade de higienização, devido à localização do terceiro molar, que muitas vezes pode estar parcialmente irrompido numa posição desfavorável para que o paciente consiga limpá-lo de forma eficiente. A cárie na distal do segundo molar inferior é vista principalmente quando o terceiro molar se encontra em posição mesioangular. Muitas vezes num simples exame radiográfico não é possível detectar essa lesão cariosa, sendo recomendada a utilização de tomografia computadorizada, como no caso clínico a seguir: Paciente procurou a Clínica odontológica para tratamento ortodôntico, e, ao se avaliar a radiografia panorâmica, constatou-se que o mesmo além de várias cáries em outros elementos dentais, também possuía os terceiros molares inferiores impactados, porém, sem visualização de cárie nas distais dos segundos molares. Para uma melhor avaliação do relacionamento dos terceiros molares com o canal mandibular, foi solicitada uma tomografia computadorizada, e, ao examiná-la, foi possível diagnosticar lesões de cáries extensas em ambos os segundos molares inferiores (Figura 11 A-C).

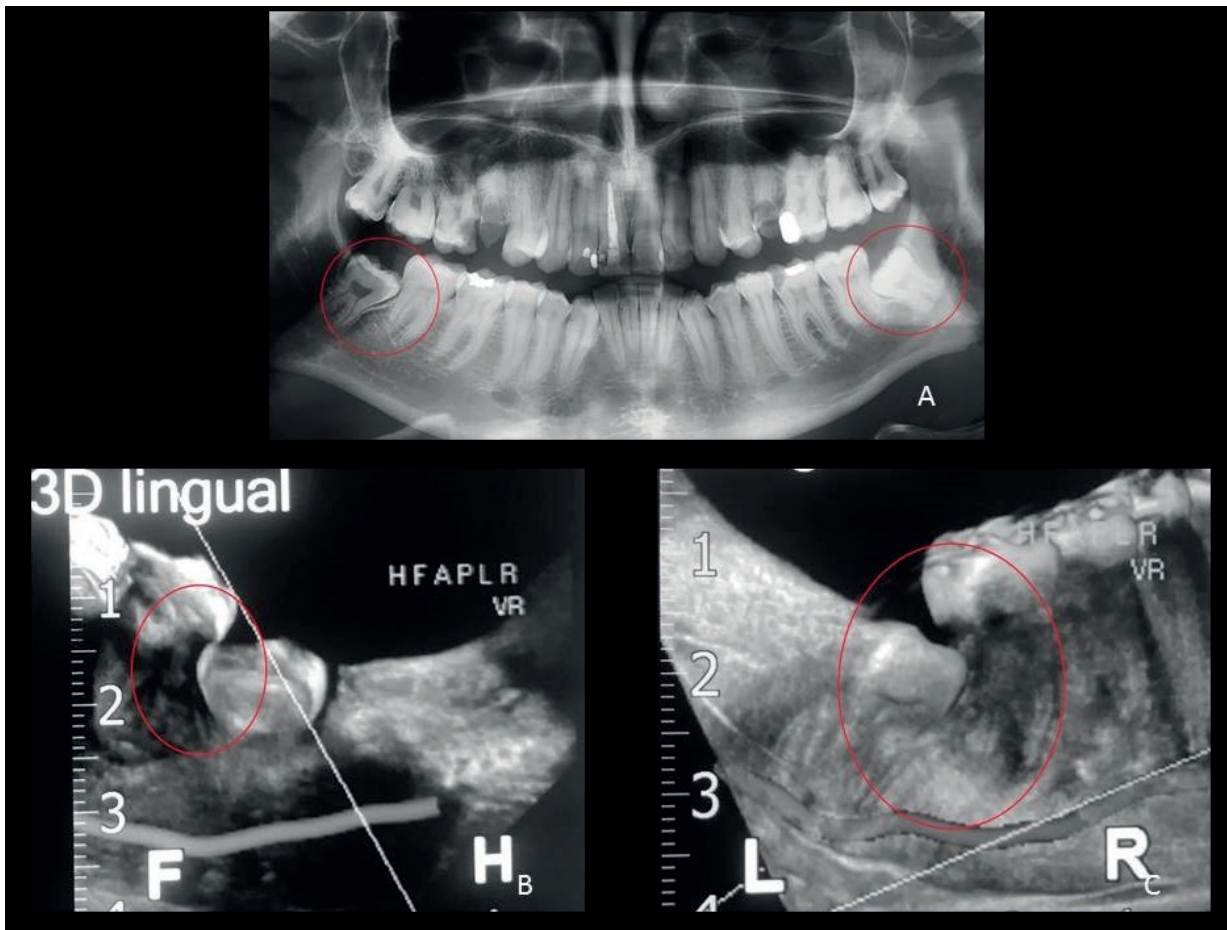


Figura 11 - A (Radiografia panorâmica sem evidência de cárie nas distais dos segundos molares); B (corte tomográfico em 3D lingual dos dentes 47 e 48) e C (corte tomográfico em 3D lingual dos dentes 37 e 38), ambos evidenciando extensa lesão cariosa. Fonte: Os autores.

Isso mostra a importância dos exames tomográficos em odontologia. A tomografia computadorizada permite detalhar lesões que somente a radiografia não consegue evidenciar (Figura 12 A-B).

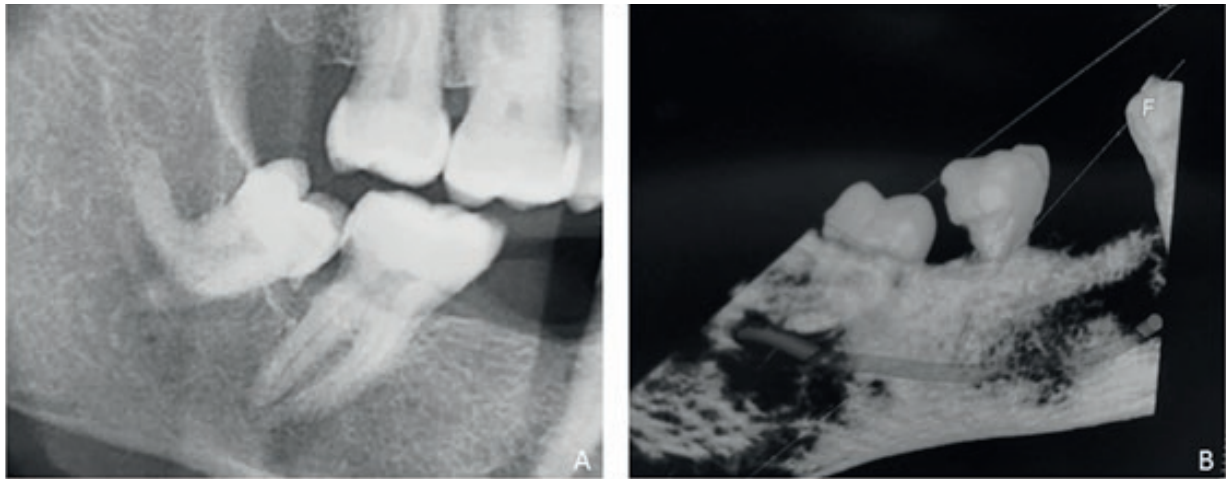


Figura 12 - A (aspecto radiográfico de lesão cariosa), B (tomografia 3D evidenciando extensão da lesão cariosa). **Fonte:** Os autores.

Outra patologia associada à retenção dos terceiros molares, porém não muito comuns, são os cistos de retenção dentária (Figura 13 A-C), que estão associados a uma coroa de um dente permanente não irrompido. Estes cistos geralmente são uniloculares (Figura 14) e mais frequentes na mandíbula, com associação a terceiros molares. Seu desenvolvimento é lento, e seu tratamento é cirúrgico, com remoção do dente envolvido (MENINGAUD et al., 2006; VAZ; RODRIGUES; FERREIRA JÚNIOR, 2010).

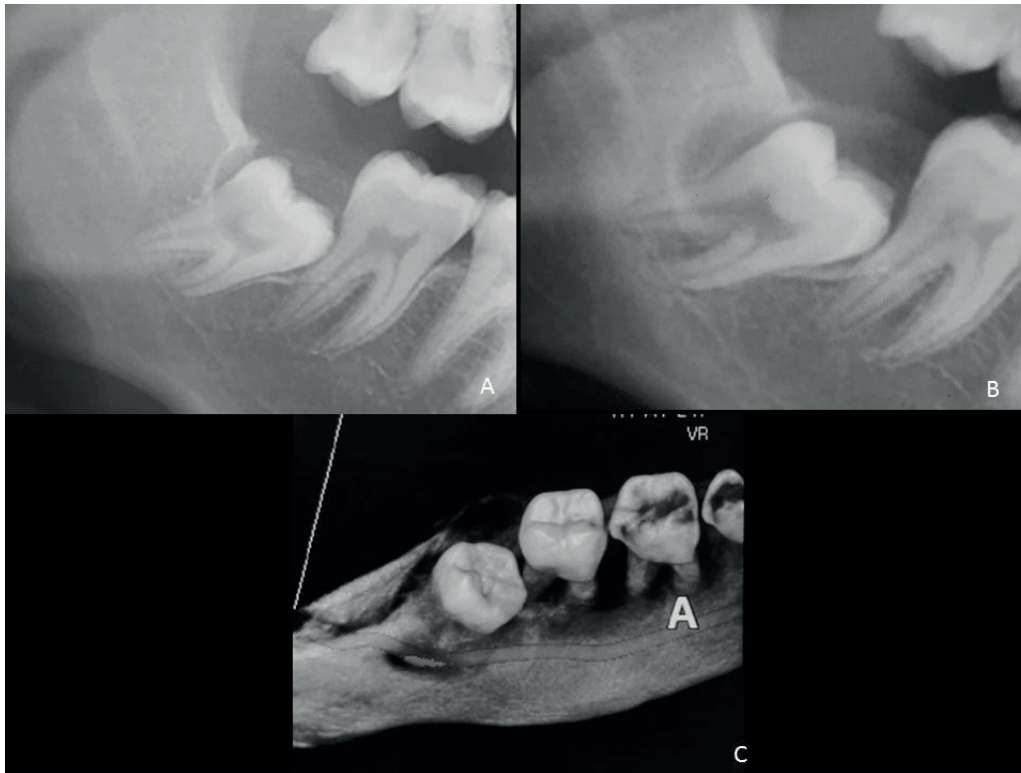


Figura 13 - Cisto de retenção dentária associado ao terceiro molar: A (aspecto radiográfico inicial -2015); B (Aspecto radiográfico atual – 2017); corte tomográfico 3D atual – 2017). **Fonte:** Os autores.

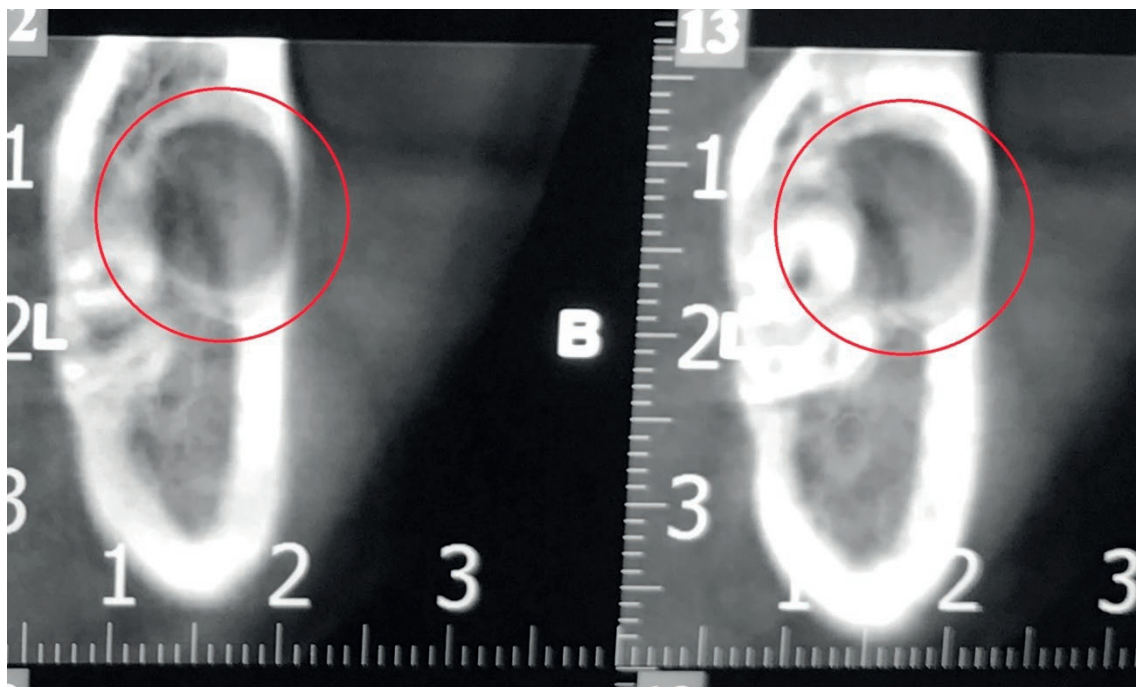


Figura 14 - Corte tomográfico transversal evidenciando o aspecto unilocular do cisto. **Fonte:** Os autores.

Terceiros molares e a ortodontia

A maioria dos pacientes que procura tratamento ortodôntico o faz por buscar estética e função. Eles estão motivados a conseguir um alinhamento e oclusões ideais que perdurem por toda sua vida. Ao apresentar opções de tratamento para os pacientes, temos que levar em consideração sua queixa principal ao formularmos seu plano de tratamento em relação ao diagnóstico e objetivos. Parte de um completo plano de tratamento está a recomendação baseada nos terceiros molares. O primeiro aspecto a ser observado é se eles estão presentes ou não, através das radiografias. Ao constatar sua presença, o futuro destes dentes deve ser discutido com os responsáveis ou com o próprio paciente. Ao se iniciar o tratamento, é de responsabilidade do ortodontista apresentar o conhecimento atual sobre os terceiros molares e também sobre os aspectos da estabilidade oclusal pós-tratamento ortodôntico, de maneira clara, expondo os dados conflitantes da literatura. Também é importante explicar que estes dentes podem não erupcionar no alinhamento e oclusões ideais e seu potencial para impacção ou erupção é imprevisível (BEEMAN, 1999).

Os terceiros molares são importantes para os ortodontistas, principalmente os inferiores. O diagnóstico e o plano de tratamento não podem ser feitos sem determinar sua presença e posição, e nenhum caso ortodôntico deve ser considerado completo até que estes dentes tenham irrompido completamente ou removidos (RICHARDSON, 1970).

A maior controvérsia em que os terceiros molares, principalmente os inferiores estão envolvidos, é a de que eles causem apinhamento anteroinferior ou a recidiva do mesmo (Figura 15). É muito comum o ortodontista se deparar em sua rotina clínica com pacientes já tratados que retornam após algum tempo de pós-tratamento, com apinhamento anteroinferior dizendo que foi causado pela erupção dos terceiros molares. Apesar de parecer uma boa desculpa para o não uso de contenções ortodônticas, os terceiros molares não estão envolvidos com este aumento do apinhamento. Segundo Van der Linden (1974), existem 3 tipos de apinhamento: o apinhamento primário é definido como uma discrepância inerente entre o tamanho dental e o tamanho do arco, principalmente de origem genética.

O apinhamento secundário é causado por fatores ambientais agindo na dentição, como a perda prematura dos dentes decíduos e o apinhamento terciário é definido como aquele que se desenvolve no meio ou no fim da adolescência. Também é conhecido como apinhamento tardio, apinhamento pós-adolescência, e é este apinhamento que ocorre concomitantemente com o desenvolvimento dos terceiros molares, levando a acreditar que o mesmo seja o efeito causador da irregularidade dos incisivos.



Figura 15 - Apinhamento anteroinferior em paciente adulto. **Fonte:** Os autores.

Já está bem claro na literatura que o apinhamento dos incisivos inferiores é um fenômeno multifatorial que envolve uma diminuição no tamanho do arco, um aumento do tamanho e alteração da forma dos dentes, estreitamento da distância intercanina, peculiaridades da biomecânica dos contatos dentais e mudanças no crescimento da mandíbula que ocorrem em adolescentes (RICHARDSON, 1989; SIDLAUSKAS; TRAKINIENE, 2006). A grande controvérsia é baseada na dicotomia da literatura referente ao papel dos terceiros molares no apinhamento, onde alguns autores, em estudos mais antigos encontraram que os terceiros molares influenciam no apinhamento (LINDQVIST; THILANDER, 1982; VEGO, 1962), mas a verdade é que os argumentos levantados por eles foram sendo derrubados um a um.

O primeiro conhecimento anedótico a este respeito considera que, ao começar a erupcionar, os terceiros molares exerceriam tamanha força que fariam com que os dentes inferiores mesializassem, levando a um apinhamento dos incisivos. O que se sabe é que no período compreendido entre 16 e 18 anos as raízes destes dentes se movem abruptamente em direção ao osso, indicando a aproximação do dente a sua posição axial adulta (SILLING, 1973) a qual geraria uma força de erupção que causaria apinhamento nos dentes anteroinferiores.

Este argumento foi derrubado por Southard, Southard e Weeda (1991) que avaliaram a força mesial causada por molares impactados e concluíram após a remoção unilateral de um terceiro molar inferior impactado que não houve diferença de força entre os dois lados, ou seja, a força de erupção é insignificante para promover mesialização dos dentes inferiores. Outro estudo importante a este respeito é de Ades et al. (1990) que avaliaram vários grupos tratados ortodonticamente e observaram se os mesmos tinham os terceiros molares erupcionados, impactados ou com agenesia, e por fim, não encontraram diferença na recidiva do apinhamento anteroinferior entre os grupos que tinham os terceiros molares ou tinham agenesia.

E ainda a respeito do apinhamento dentário e recidivas, é possível dizer que o apinhamento anteroinferior continua a acontecer ao longo da vida do indivíduo, mesmo fora período de maior força eruptiva dos terceiros molares, também em indivíduos portadores de agenesias de terceiros, sendo característico do envelhecimento e muitas vezes superando o valor da irregularidade inicial (AL YAMI; KUIJPERS-JAGTMAN; VAN 'T HOF, 1999; LITTLE; RIEDEL; ARTUN, 1988; SHAH, 2003; TIBANA; PALAGI; MIGUEL, 2004; TSIOPAS et al., 2013; VADEN; HARRIS; GARDNER, 1997).

Outro aspecto fundamental a ser reconhecido sobre os tratamentos ortodônticos, e que incluem a relação com os terceiros molares, é que as recidivas acontecerão, inevitavelmente na maioria dos casos finalizados (ADES et al., 1990; FASTLICHT, 1970; SHAH, 2003; UHDE; SADOWSKY; BEGOLE, 1983; VADEN; HARRIS; GARDNER, 1997), cabendo ao ortodontista estar preparado para minimizá-las o máximo possível, durante o planejamento, combinando as várias maneiras existentes de contenções ortodônticas e estimulando os pacientes a usá-las.

E por fim, recentemente, numa revisão sistemática e meta-análise (PITHON et al., 2017) sobre a influência da presença, ausência ou extrações dos terceiros molares inferiores na recidiva do apinhamento anteroinferior, foram encontrados poucos artigos com evidências científicas significantes, porém, nestes poucos artigos não foi encontrado que os terceiros molares influenciam o apinhamento.

Outra questão pertinente sobre os terceiros molares e a ortodontia, é a dúvida de que muitos profissionais, pais e pacientes têm de que, ao realizar tratamentos com extrações dentárias de pré-molares, promover-se-á melhor espaço para verticalização dos terceiros molares, e, conseqüentemente, estes irão erupcionar em posição favorável.

A questão é bem pertinente e a literatura diz que há evidências de que a extração dos pré-molares e molares aumentam o espaço para erupção dos terceiros molares, assim como sua posição vertical nas bases ósseas, principalmente em pacientes tratados ortodonticamente, diminuindo assim as chances de impacção (Figura 15A-B). Este aumento do espaço necessário para erupção pode ser explicado pelo movimento mesial dos primeiros e segundos molares durante as mecânicas de fechamento de espaço (LIVAS et al., 2011; MICLOTTE et al., 2017). Faubion (1968) observou em pacientes tratados ortodonticamente, que, 55% dos terceiros molares foram mantidos nos pacientes que tiveram seus pré-molares extraídos, enquanto somente 15% foram mantidos num grupo controle, onde não foi realizado extrações dentárias, evidenciando o benefício deste procedimento na criação de espaço para que os terceiros molares irrompam numa posição favorável. No entanto, Dierkes (1975), em seu estudo, ao avaliar 3 grupos tratados ortodonticamente, quando um grupo teve os primeiros pré-molares extraídos, outro os segundos e um terceiro grupo que não teve extrações, observou que a remoção do primeiro ou segundo pré-molar inferior providenciou mais espaço para erupção do terceiro molar do que no grupo tratado sem extração.

Também observou que houve um número suficiente de terceiros molares nos grupos extração que tinham espaço suficiente para erupcionar, mas estavam levemente impactados e puderam não erupcionar. Baseado nesses dados, a extração de pré-molares per se não garantem a certeza de erupção dos terceiros molares, e sim sugerem a redução da frequência de sua impacção (BUI; SELDIN; DODSON, 2003; RUSSELL et al., 2013).

Conhecendo-se esses fatos, deve-se explicar cautelosamente aos pacientes e aos pais, juntamente com a análise radiográfica das posições destes dentes que este procedimento aumenta as chances de erupção, porém não garante que os mesmos erupcionaram satisfatoriamente.

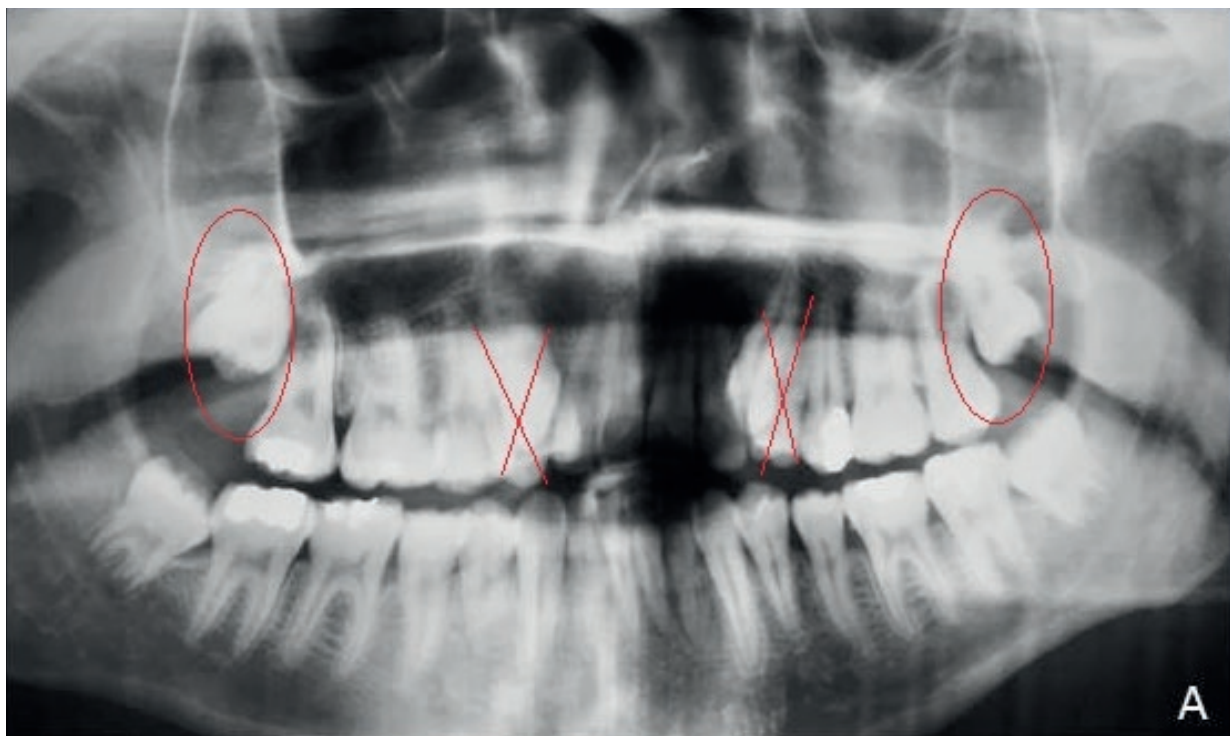




Figura 15 – A) Radiografia panorâmica inicial evidenciando apinhamento anterossuperior e impacção dos terceiros molares superiores, com indicação de exodontia dos primeiros pré-molares superiores. B) Radiografia pós exodontia, evidenciando erupção em posição fisiológica dos terceiros molares superiores. **Fonte:** Os autores.

Extrair ou não extrair, eis a questão!

De maneira geral, mais da metade dos terceiros molares removidos (54%) não apresentaram sintomas objetivos durante a consulta inicial do paciente. Numa pesquisa realizada nos Estados Unidos, a indicação de extração foi classificada como profilática em 27% dos casos, e ortodôntica em 14% (LYSELL; ROHLIN, 1988).

Desta maneira, a extração dos terceiros molares se torna um problema de saúde pública e deve ser bem avaliada quanto a sua indicação de extração ou não.

Nos casos nos quais estes dentes tenham erupcionado numa posição fisiologicamente favorável (Figura 16), estando em oclusão, sem interferências em movimentos excursivos da mandíbula e que ainda o paciente consiga higienizá-los, os mesmos podem ser mantidos sem causar danos nenhum à saúde bucal do paciente.



Figura 16 - Vista lateral de paciente com os terceiros molares irrompidos e em função. **Fonte:** Os autores.

Outra indicação de manutenção dos terceiros molares é quando já há algum elemento dental faltante no paciente e os terceiros molares podem ser usados como doadores em autotransplantes para repor estes dentes (MEJARE; WANNFORS; JANSSON, 2004; NAGORI et al., 2014; VERWEIJ et al., 2017; YOSHINO et al., 2014)

Para a ortodontia, os terceiros molares devem ser mantidos, depois de feita sua avaliação radiográfica, em casos onde foi planejado para o tratamento ortodôntico a extração dental envolvendo primeiros ou segundos molares (PITHON, 2017; DACRE, 1987; DE FREITAS et al., 2009; ORTON-GIBBS; CROW; ORTON, 2001; ORTON-GIBBS; ORTON; ORTON, 2001), para que os terceiros molares ocupem a posição referente aos segundos molares e uma oclusão balanceada seja estabelecida.

Não obstante, há indicações claras de extração dos terceiros molares, como a presença de doenças e lesões associadas a eles, sendo a cárie (PRECIOSUS; MERCIER; PAYETTE, 1992) o problema mais comum encontrado como indicação de extração. A cárie pode ser encontrada tanto no terceiro molar quanto no segundo molar.

Outros achados que indicam a extração destes dentes é reabsorção radicular externa de dentes adjacentes, perda de osso alveolar (LI et al., 2017). Outras indicações de extrações envolvem a presença de pericoronarite, presença de dor não atribuível a alguma infecção, e também indicações menores como cistos (LOPES et al., 1995).

Para a ortodontia, já está claro que a indicação de extrações de terceiros molares de maneira profilática a evitar o apinhamento anteroinferior não é justificável, entretanto, há uma indicação evidente de extração destes dentes para o tratamento ortodôntico. A extração dos terceiros molares está indicada na ortodontia, quando se pretende realizar distalizações de molares em pacientes fora do crescimento, e que não haja espaço suficiente na distal do segundo molar para o movimento de distalização, pois a taxa de movimento distal esperado dos molares varia de 0,3mm a 7,8mm em 7 meses (CORNELIS; DE CLERCK, 2007; SCHROEDER et al., 2011; SUGAWARA et al., 2004).

Diante de todos estes argumentos, é esperado que fique claro para o ortodontista o seu papel referente aos terceiros molares, quanto à sua função no planejamento ortodôntico e a sua indicação ou não de extração, entretanto, alguns ortodontistas ainda podem preferir adotar uma postura mais conservadora de “aguardar e ver” e monitorar o status dos terceiros molares via consultas de revisão, neste caso é recomendado que isso seja documentado e o paciente seja avisado dos riscos potenciais que os terceiros molares podem causar na estabilidade da oclusão, além das patologias eventuais que possam aparecer no decorrer da vida do paciente (BEEMAN, 1999).

Conclusões

Frente aos resultados assinalados por esta pesquisa, se pode depreender que:

- Os terceiros molares são os últimos dentes a se desenvolverem na arcada, e possuem grande variabilidade de formas, e muitas vezes estão ausentes congenitamente.
- Nenhum plano de tratamento ortodôntico deve ser feito sem considerar sua presença e/ou posição.

- Os terceiros molares não exercem influência no apinhamento anteroinferior.
- A extração indicada destes dentes deve ser feita mediante causa justificada, como lesões e patologias associadas.
- Sua manutenção na arcada dentária também deve ser justificada, como posição oclusal fisiológica e indicação ortodôntica.

REFERÊNCIAS

ADES, A. G. et al. A long-term study of the relationship of third molars to changes in the mandibular dental arch. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 97, n. 4, p. 323-335, 1990.

AL YAMI, E. A.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M.; VAN'T HOF, M. A. Stability of orthodontic treatment outcome: follow-up until 10 years postretention. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 115, n. 3, p. 300-304, 1999.

ARAÚJO, A. M. M. D. et al. Association between mineralization of third molars and chronological age in a Brazilian sample. **Revista Odonto Ciência**, v. 25, n. 4, p. 391-394, 2010.

BADAWI FAYAD, J. et al. Eruption of third molars: relationship to inclination of adjacent molars. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 125, n. 2, p. 200-202, 2004.

BANKS, H. V. Incidence of third molar development. **Angle Orthod**, v. 4, n. 3, p. 223-233, 1934.

BEEMAN, C. S. Third molar management: a case for routine removal in adolescent and young adult orthodontic patients. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 57, n. 7, p. 824-830, 1999.

REFERÊNCIAS

BINDAYEL, N. A. The role of third molar in orthodontic treatment. **Pakistan Oral & Dental Journal**, v. 31, n. 2, 2011.

BISHARA, S. E.; ANDREASEN, G. Third molars: a review. **Am J Orthod**, v. 83, n. 2, p. 131-137, 1983.

BORBA, G.V. C. et al. Levantamento da prevalência de agenesias dentais em pacientes com idade entre 7 e 16 anos. **RGO. Revista Gaúcha de Odontologia (Online)**, v. 58, n. 1, p. 35-39, 2010.

BUI, C. H.; SELDIN, E. B.; DODSON, T. B. Types, frequencies, and risk factors for complications after third molar extraction. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 61, n. 12, p. 1379-1389, 2003.

CARTER, K.; WORTHINGTON, S. Morphologic and Demographic Predictors of Third Molar Agenesis: A Systematic Review and Meta-analysis. **J Dent Res**, v. 94, n. 7, p. 886-894, 2015.

CELIKOGLU, M.; BAYRAM, M.; NUR, M. Patterns of third-molar agenesis and associated dental anomalies in an orthodontic population. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 140, n. 6, p. 8568-60, 2011.

REFERÊNCIAS

CORNELIS, M. A.; DE CLERCK, H. J. Maxillary molar distalization with miniplates assessed on digital models: a prospective clinical trial. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 132, n. 3, p. 373-377, 2007.

DACRE, J. The criteria for lower second molar extraction. **British journal of orthodontics**, v. 14, n. 1, p. 1-9, 1987.

DE FREITAS, M. R. et al. Strategic maxillary second-molar extraction in Class II malocclusion. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 136, n. 6, p. 878-886, 2009.

DE PAULA, A. F. B.; FERRER, K.D.J.N. Prevalência de agenesia em uma clínica ortodôntica de Goiânia. **RGO**, v. 55, n. 2, p. 149-153, 2007.

DIERKES, D. D. An investigation of the mandibular third molars in orthodontic cases. **Angle Orthod**, v. 45, n. 3, p. 207-212, 1975.

DIAS-RIBEIRO, E. et al. Avaliação das posições de terceiros molares retidos em relação à classificação de Winter. **Rev Odontol UNESP**, v. 37, n. 3, p. 203-209, 2008.

FASTLICHT, J. Crowding of mandibular incisors. **Am J Orthod**, v. 58, n. 2, p. 156-163, 1970.

REFERÊNCIAS

FAUBION, B. H. Effect of extraction of premolars on eruption of mandibular third molars. **The Journal of the American Dental Association**, v. 76, n. 2, p. 316-320, 1968.

GARN, S. M.; LEWIS, A B.; BONNÉ, B. Third molar formation and its development course. **Angle Orthod**, v. 32, n. 4, p .270-279, 1962.

GONDIM, C. R. et al. Prevalência de dentes retidos presentes em radiografias panorâmicas. **Rev Cirur Traumatol Buco-maxilo-facial**, v. 10, n. 3, p.85-90, 2010.

GRIECO, F. A. D. et al. Prevalência de agenesia dentária em pacientes ortodônticos da cidade de São Paulo. **RPG rev. pos-grad**, v. 13, n. 4, p. 312-317, 2006.

HASHEMIPOUR, M. A.; TAHMASBI-ARASHLOW, M.; FAHIMI-HANZAEI, F. Incidence of impacted mandibular and maxillary third molars: a radiographic study in a Southeast Iran population. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**, v. 18, n.1, p.e140-5, 2013.

HATTAB, F. N.; RAWASHDEH, M. A.; FAHMY, M. S. Impaction status of third molars in Jordanian students. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 79, n. 1, p. 24-29, 1995.

REFERÊNCIAS

LI, Z. B. et al. Influence of Non-Impacted Third Molars on Pathologies of Adjacent Second Molars: A Retrospective Study. **J Periodontol**, v. 88, n. 5, p. 450-456, 2017.

LINDQVIST, B.; THILANDER, B. Extraction of third molars in cases of anticipated crowding in the lower jaw. **Am J Orthod**, v. 81, n. 2, p. 130-139, 1982.

LITTLE, R. M.; RIEDEL, R. A.; ARTUN, J. An evaluation of changes in mandibular anterior alignment from 10 to 20 years postretention. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 93, n. 5, p. 423-428, 1988.

LIVAS, C. et al. Extraction of maxillary first molars improves second and third molar inclinations in Class II Division 1 malocclusion. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 140, n. 3, p. 377-382, 2011.

LOPES, V. et al. Third molar surgery: an audit of the indications for surgery, post-operative complaints and patient satisfaction. **Br J Oral Maxillofac Surg**, v. 33, n. 1, p. 33-35, 1995.

LYSELL, L.; ROHLIN, M. A study of indications used for removal of the mandibular third molar. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 17, n. 3, p. 161-164, 1988.

REFERÊNCIAS

MEJARE, B.; WANNFORS, K.; JANSSON, L. A prospective study on transplantation of third molars with complete root formation. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.97, n.2, p.231-8, 2004.

MENINGAUD, J. P. et al. Odontogenic cysts: a clinical study of 695 cases. **J Oral Sci**, v. 48, n. 2, p. 59-62, 2006.

MICLOTTE, A. et al. The effect of first and second premolar extractions on third molars: A retrospective longitudinal study. **J Dent**, v. 61, p. 55-66, 2017.

NAGORI, S. A. et al. Immediate autotransplantation of third molars: an experience of 57 cases. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 118, n. 4, p. 400-407, 2014.

NANDA, R.S. Agenesis of the third molar in man. **Am J Orthod**, v. 40, n. 9, p. 698-706, 1954.

ORTON-GIBBS, S.; CROW, V.; ORTON, H. S. Eruption of third permanent molars after the extraction of second permanent molars. Part 1: Assessment of third molar position and size. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 119, n. 3, p. 226-238, 2001.

REFERÊNCIAS

ORTON-GIBBS, S.; ORTON, S.; ORTON, H. Eruption of third permanent molars after the extraction of second permanent molars. Part 2: Functional occlusion and periodontal status. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.n119, n.n3, p. 239-244, 2001.

PETERSON, L. J. et al. **Contemporary oral and maxillofacial surgery**. St. Louis, Mosby, 1988.

PITHON, M. M. Nonsurgical treatment of severe Class II malocclusion with anterior open bite using mini-implants and maxillary lateral incisor and mandibular first molar extractions. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 151, n. 5, p. 964-977, 2017.

PITHON, M. M. et al. Influence of the presence, congenital absence, or prior removal of third molars on recurrence of mandibular incisor crowding after orthodontic treatment: Systematic review and meta-analysis. **J World Fed Orthod**, v. 6, n. 2, p. 50-56, 2017.

PRECIOUS, D. S.; MERCIER, P.; PAYETTE, F. Risks and benefits of removal of impacted third molars: critical review of the literature. 1. **J Can Dent Assoc**, v. 58, n. 9, p. 756-759, 1992.

REFERÊNCIAS

RICHARDSON, M. E. The early developmental position of the lower third molar relative to certain jaw dimensions. **Angle Orthod**, v. 40, n. 3, p. 226-230, 1970.

RICHARDSON, M. E. The role of the third molar in the cause of late lower arch crowding: a review. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 95, n. 1, p. 79-83, 1989.

RICHARDSON, M. E.; DENT, M. Some aspects of lower third molar eruption. **Angle Orthod**, v. 44, n. 2, p. 141-145, 1974.

RUSSELL, B. et al. The association between orthodontic treatment with removal of premolars and the angulation of developing mandibular third molars over time. **Angle Orthod**, v. 83, n. 3, p. 376-380, 2013.

SCHROEDER, M. A. et al. Molar extractions in orthodontics. **Dental Press J Orthod**, v. 16, n. 6, p. 130-157, 2011.

SHAH, A. A. Postretention changes in mandibular crowding: a review of the literature. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 124, n. 3, p. 298-308, 2003.

SIDLAUSKAS, A.; TRAKINIENE, G. Effect of the lower third molars on the lower dental arch crowding. **Stomatologija**, v. 8, n. 3, p. 80-84, 2006.

REFERÊNCIAS

SILLING, G. Development and eruption of the mandibular third molar and its response to orthodontic therapy. **Angle Orthod**, v. 43, n. 3, p. 271-278, 1973.

SIMS, P. G.; LIEBLICH, S. E. Application of Parameters of Care to Clinical Practice. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 75, n. 8S, p.e5, 2017.

SOUTHARD, T. E.; SOUTHARD, K. A.; WEEDA, L. W. Mesial force from unerupted third molars. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 99, n. 3, p. 220-225, 1991.

SUGAWARA, J. et al. Distal movement of mandibular molars in adult patients with the skeletal anchorage system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 125, n. 2, p. 130-8, 2004.

TIBANA, R. H.; PALAGI, L. M.; MIGUEL, J. A. Changes in dental arch measurements of young adults with normal occlusion--a longitudinal study. **Angle Orthod**, v. 74, n. 5, p. 618-623, 2004.

TSIOPAS, N. et al. A 40 years follow-up of dental arch dimensions and incisor irregularity in adults. **Eur J Orthod**, v. 35, n. 2, p. 230-235, 2013.

REFERÊNCIAS

UHDE, M. D.; SADOWSKY, C.; BEGOLE, E. A. Long-term stability of dental relationships after orthodontic treatment. **Angle Orthod**, v. 53, n. 3, p. 240-252, 1983.

VADEN, J. L.; HARRIS, E. F.; GARDNER, R. L. Relapse revisited. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 111, n. 5, p. 543-553, 1997.

VAN DER LINDEN, F. P. Theoretical and practical aspects of crowding in the human dentition. **J Am Dent Assoc**, v. 89, n. 1, p. 139-153, 1974.

VAZ, L. G. M.; RODRIGUES, M. T. V.; FERREIRA JÚNIOR, O. Cisto dentífero: características clínicas, radiográficas e critérios para o plano de tratamento. **RGO. Revista Gaúcha de Odontologia (Online)**, v. 58, n. 1, p. 127-130, 2010.

VEGO, L. A Longitudinal Study Of Mandibular Arch Perimeter. **Angle Orthod**, v. 32, n. 3, p. 187-192, 1962.

VERWEIJ, J.P. et al. Replacing Heavily Damaged Teeth by Third Molar Autotransplantation With the Use of Cone-Beam Computed Tomography and Rapid Prototyping. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 75, n. 9, p. 1809-1816, 2017.

REFERÊNCIAS

WINTER, G. **Principles of exodontias as applied to the impacted third molar: a complete treatise on the operative technique with clinical diagnosis and radiographic interpretations.** St Louis: American Medical Books, 1926.

YOSHINO, K. et al. Risk factors affecting third molar autotransplantation during 5 and 10 years. **Bull Tokyo Dent Coll**, v. 55, n. 2, p. 111-122, 2014.

CAPÍTULO 6 - VIAS AÉREAS SUPERIORES: UMA NOVA ÁREA DE ATUAÇÃO DO CIRURGIÃO- DENTISTA

Bruno da Silva Vieira
Murilo Matias
Karina Maria Salvatore de Freitas
Daniel Salvatore de Freitas
Marcos Roberto de Freitas

Vias aérea superiores

As vias aéreas correspondem ao trajeto realizado pelo fluxo de ar do meio externo (captação do ar pelo nariz) para o meio interno (pulmão) no trato respiratório, sendo parte do processo que envolve a respiração, a qual é um mecanismo de trocas gasosas que consiste na absorção de oxigênio (O_2) e eliminação de gás carbônico (CO_2), em nível celular, sendo mediado pelo sangue através das hemácias. O termo respiração utilizado pelo transporte do ar pelas vias aéreas tem sido questionado, uma vez que respiração é um fenômeno bioquímico que ocorre em todas as células do organismo. Assim, a passagem de ar envolvendo as vias aéreas e o pulmão seria mais corretamente referido como ventilação.

Um fator importante das vias aéreas é o seu papel no desenvolvimento craniofacial na infância. Moss e Sanlentiijn (1969) descreveram uma teoria, conhecida como *Matriz Funcional de Moss*, a qual afirma que o crescimento e desenvolvimento das estruturas ósseas da face é determinado pela função de estruturas adjacentes (tecidos moles), denominadas pelo autor como *matrizes funcionais*, não reconhecendo a hereditariedade como único fator determinante na geração do fenótipo. A conclusão, baseada na teoria de Moss, é que as funções corretas do complexo orofacial - respiração, deglutição e mastigação - têm uma grande influência no crescimento e desenvolvimento correto de face, maxilares e dentição. Diante disso, distúrbios respiratórios têm sido relacionados com alterações no desenvolvimento da face e das más oclusões, sendo de grande importância a sua identificação e tratamento (MELINK et al., 2010).

A faringe é uma estrutura anatômica tubular que se inicia na cavidade nasal e segue inferiormente em direção ao pescoço. Ela possui comunicação com a cavidade nasal, por meio das coanas, com a cavidade oral através da garganta (istmo das fauces), com o ouvido médio e com a laringe.

Essa estrutura merece nossa atenção porque constitui a maior parte do espaço aéreo do indivíduo e está relacionada com os distúrbios respiratórios que iremos retratar adiante. Anatomicamente a faringe é dividida em quatro partes (Figura 1):

➤ **Nasofaringe:** espaço aéreo localizado entre as narinas e o palato duro.

➤ **Velofaringe ou Orofaringe retropalatal:** porção da via aérea entre o palato duro e o palato mole.

➤ **Orofaringe:** porção da via aérea compreendida entre o palato mole até a epiglote.

➤ **Hipofaringe:** porção da via aérea superior compreendida entre a base da língua até a laringe.

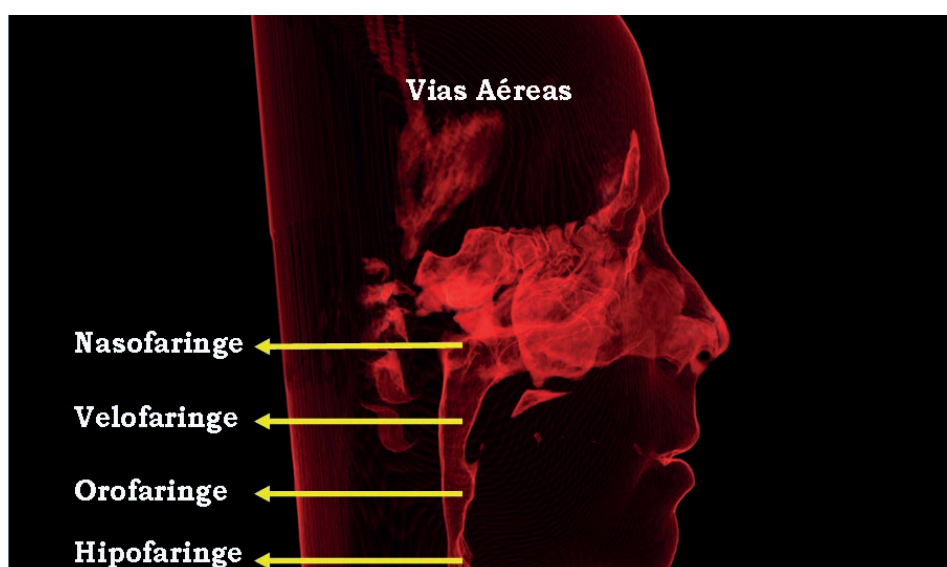


Figura 1 - Divisão anatômica da Faringe. Fonte: Os autores.

Os tecidos moles juntamente com as amígdalas faríngeas e palatinas, palato mole, úvula, língua e parede lateral da faringe formam as paredes que delimitam todo o espaço aéreo superior. A mandíbula e o osso hioide são as estruturas de sustentação desses tecidos na região (MARTINS; TUFIK; MOURA, 2007).

A faringe tem um formato tubular que não apresenta tecidos ósseos ou cartilagosos de sustentação, sendo apenas a contração muscular responsável pela constrição ou dilatação do lúmen da via aérea superior. Devido a essa característica da faringe, a musculatura tem grande importância na manutenção da passagem do fluxo de ar durante a ventilação. Podemos dividir essa musculatura em três grupos: 1 - músculos do osso hioide (geniohioide, esternohioide), 2 - músculos extrínsecos da língua (genioglosso – músculo que compõe maior parte da língua sendo responsável por várias posições da língua na cavidade oral) e 3 - músculos do palato (tensor palatino e elevador palatino).

A contração e o relaxamento desta musculatura da língua promovem a dilatação e a contração das vias aéreas durante a inspiração e expiração.

Qualquer alteração dos tecidos moles que compõe a faringe irá promover uma diminuição ou uma restrição do fluxo de ar, ocasionando sintomas que irá comprometer o cotidiano do indivíduo, podendo levar ao óbito em casos mais severos.

Esse capítulo irá elucidar os sinais e sintomas da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono (SAHOS) e a importância do cirurgião-dentista no diagnóstico e tratamento dessa desordem respiratória por ser uma doença que tem um mecanismo de ação nas vias aéreas e uma alta incidência na população (TUFIK et al., 2010).

Distúrbios respiratórios do sono

Os distúrbios do sono acometem um grande número de pessoas, mas nem sempre estes são diagnosticados e tratados de maneira correta (JUNIOR et al., 2011). Como o paciente não está consciente, muitas vezes isso implica em um diagnóstico tardio ou somente no momento que o mesmo apresentar alguma manifestação clínica negativa deste distúrbio.

Assim, o papel do cirurgião-dentista no pré-diagnóstico e tratamento dos problemas do sono vem ganhando uma importância significativa, uma vez que estes profissionais, em especial os ortodontistas, têm sido requisitados por um grande número de médicos especialistas nas doenças do sono como parte essencial do tratamento (NABARRO; HÖFLING, 2008; RUOFF; GUILLEMINAULT, 2012).

Os distúrbios do sono são caracterizados pela presença de episódios repetidos de pausas respiratórias, que levam a pequenos despertares e a diminuição e saturação da oxihemoglobina (YOUNG et al., 1993). A Academia Americana de Medicina do Sono categorizou os principais distúrbios do sono: Insônias; Distúrbios respiratórios do sono; Hiperssonias de origem central; Distúrbios do ritmo circadiano; Parassonias; Distúrbios de movimento relacionados ao sono; sintomas isolados e outros.

A Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono (SAHOS) integra a categoria dos distúrbios respiratórios do sono.

Essa classificação agrupa os distúrbios do sono segundo características fisiopatológicas e clínicas, por compartilhar os códigos, segundo a Classificação Internacional das Doenças (CID), e é baseada na queixa principal (distúrbio, insônia, hipersônia); na etiologia (distúrbio do ritmo circadiano) ou do órgão ou sistema onde o problema surge (distúrbio respiratório do sono).

Síndrome da Apneia e Hipopneia Obstrutiva do Sono (SAHOS)

A Síndrome da Apneia e Hipopneia do Sono (SAHOS) é uma doença com alto grau de morbidade e de caráter progressivo (ABI-RAMIA et al., 2010) de origem multifatorial não totalmente esclarecida, decorrente, em parte, de alterações anatômicas da via aérea superior e do esqueleto craniofacial associadas a alterações neuromusculares da faringe (JUNIOR et al., 2011)

Caracteriza-se por episódios recorrentes de obstrução total (apneia) ou parcial (Hipopneia) das vias aéreas superiores, determinando níveis variáveis de dessaturação do oxigênio e hipoxemia, causando despertares e micro despertares, fragmentando o sono (MEDICINE, 2005).

É um distúrbio respiratório que acarreta elevada morbidade e mortalidade ocasionada pelos fatores secundários associados como hipertensão arterial sistêmica, arritmias cardíacas, infarto do miocárdio, e acidente vascular cerebral sendo considerada um problema de saúde pública (ITO et al., 2005).

Incidência e Prevalência

A SAHOS pode manifestar-se em crianças comprometendo sua qualidade de vida e seu desenvolvimento psicossocial, pois as mesmas podem apresentar os tecidos linfoides aumentados (hiperplasia das tonsilas faríngeas e palatinas), sendo o principal fator envolvido na etiologia da apneia obstrutiva do sono, e a adenotonsilectomia pode fornecer alívio desta doença na maioria dos casos (CHERVIN et al., 2006; FRIEDMAN et al., 2009; KANG et al., 2012). A prevalência de SAHOS em crianças obesas é maior quando comparada com a população pediátrica em geral. No entanto, o grau de obesidade (IMC – Índice de Massa Corporal), e os preditores antropométricos de SAHOS que são comumente usados em adultos (IMC e circunferência do pescoço), não demonstraram estar associados à presença ou não do distúrbio respiratório.

Em contrapartida, a avaliação do tamanho das amígdalas palatinas foi associada à presença de SAHOS em crianças obesas (MARTINELLI et al., 2017). Crianças com amígdalas aumentadas apresentam uma posição anterior e inferior da língua e uma posição mais inferior do osso hioide quando comparadas a crianças sem aumento de volume (BEHLFELT et al., 1989).

Outro fator que contribui de maneira indireta é a respiração bucal. De acordo com pesquisas suecas, a respiração bucal pode conduzir a micro traumas, inflamações constantes e conseqüentemente hipertrofia das tonsilas, fator este que contribui significativamente para o desenvolvimento da SAHOS (RUOFF; GUILLEMINAULT, 2012)

A mordida cruzada posterior também está correlacionada com distúrbios funcionais, como a postura da boca aberta, respiração bucal durante o sono, ronco, fala gutural e disfagia nas crianças. Crianças com amígdalas aumentadas apresentam arcos maxilares significativamente mais estreitos e maior prevalência de mordida cruzada posterior (ZHAO et al., 2010). Essa alteração transversal da maxila pode levar a um comprometimento respiratório. No passado a Expansão Rápida da Maxila (ERM) era considerada uma modalidade terapêutica dos distúrbios respiratórios (ANGELL, 1860).

Diversos estudos comprovaram que a ERM promove um aumento significativo das vias aéreas superiores (PANGRAZIO-KULBERSH et al., 2012; SMITH et al., 2012; ZHAO et al., 2010), embora esse aumento na largura do espaço aéreo não seja uniforme (RIBEIRO et al., 2012), e os resultados são semelhante aos efeitos da cirurgia ortognática (BABACAN et al., 2006; KURT et al., 2010).

Uma pesquisa avaliou a prevalência da SAHOS em 248 crianças de 0 a 13 anos diagnosticadas como respiradoras bucais e foram submetidas a exames de polissonografia para avaliar a presença de distúrbios do sono. Dentre elas, 58% apresentavam ronco primário e 42% apresentavam SAHOS a qual o pico de prevalência ocorreu entre os 4 a 7 anos de idade. Há um número significativo de pessoas que se queixam de boca seca especialmente durante o sono ou após o despertar. Esse sintoma é característico da “xerostomia relacionada ao sono” que pode ser definida como uma sensação de boca seca associada a relatos de desconforto na garganta ao acordar (OKSENBERG; FROOM; MELAMED, 2006; THIE et al., 2002). Há evidência na literatura que sugere uma ligação da “xerostomia relacionada ao sono” com a asma e a SAHOS (CHOI et al., 2016; RUHLE; NILIUS, 2008).

Os distúrbios respiratórios do sono também acometem as pessoas adultas, principalmente devido ao ritmo diário acelerado da sociedade atual. Um estudo randomizado foi realizado com 602 trabalhadores, homens e mulheres, com idade entre 30-60 anos. Eles foram submetidos a polissonografia noturna para determinar a frequência de apneias e hipopneias durante uma hora de sono.

A prevalência encontrada de eventos apneicos maiores ou igual a cinco durante uma hora de sono foi de 9% para as mulheres e 24% para os homens. Através deste resultado foi estimada a prevalência de SAHOS de 2% para as mulheres e 4% para os homens em trabalhadores de meia idade (YOUNG et al., 1993). Em São Paulo, a incidência da SAHOS foi de 32,8% em uma pesquisa com 1.042 voluntários com média de idade de 42 anos diagnosticados por meio da polissonografia (TUFIK et al., 2010).

Outro trabalho avaliou a prevalência da SAHOS em uma amostra de 1.000 mulheres e 741 homens, os quais realizaram o exame polissonográfico, encontrando uma prevalência de SAHOS no sexo masculino, em uma proporção de 3:1 (BIXLER et al., 2001).

Apesar da maior prevalência nos homens, muitas vezes as mulheres são subdiagnosticadas, pois normalmente os sintomas apresentados por elas são insônia e depressão, não caracterizando a etiologia do problema. A falta de um diagnóstico preciso pode colocar muitas mulheres em risco de sequelas cardiovasculares e neurocognitivas, bem como na qualidade de vida (LIN; DAVIDSON; ANCOLI-ISRAEL, 2008).

Etiologia

É de fundamental importância o esclarecimento dos mecanismos fisiopatológicos desta patologia, na perspectiva do desenvolvimento das diversas opções terapêuticas, com ênfase na atuação do cirurgião-dentista na equipe multidisciplinar (REIMÃO; JOO, 2000). Torna-se necessário saber a interação entre os fatores fisiológicos e as alterações anatômicas das vias aéreas superiores, que se estendem desde a nasofaringe até a porção inferior da hipofaringe, para a compreensão da patogênese da SAHOS (ITO et al., 2005).

Durante o sono, quando os tônus musculares da orofaringe diminuem, os tecidos musculares dessa região aproximam-se bloqueando a passagem do ar (Figura 2).

Como consequência da interrupção da ventilação, ocorre uma desaturação da oxihemoglobina, e quando este processo ocorre no sono REM (estágio do sono que ocorre cerca de 60 a 90 minutos após o início do sono) está associado a dessaturações mais graves. Isto faz com que o sono não seja reconfortante e as funções do indivíduo em especial o sistema nervoso central não se recupere (SUGUIMOTO; RAMALHO-FERREIRA; FAVERANI, 2013). Como consequência, o paciente apresenta intenso sono diurno, disfunção sexual, deficiência neurocognativa (concentração) e altas taxas de problemas cardiovasculares e cerebrais.

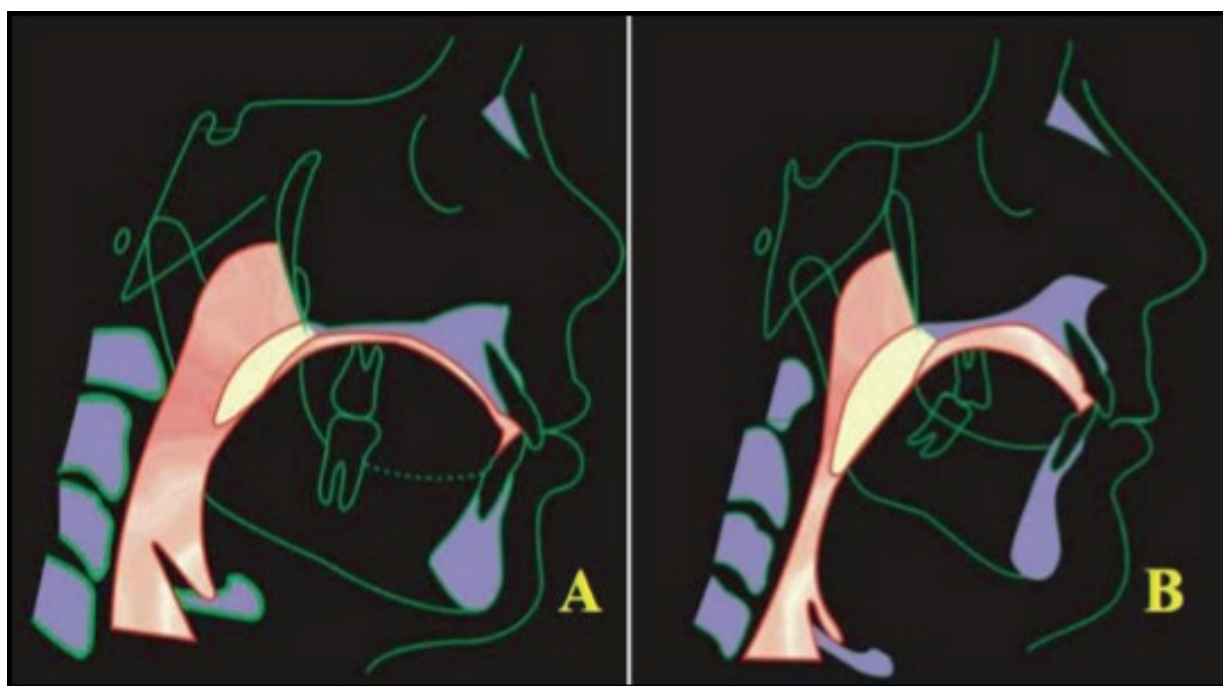


Figura 2 - Desenho esquemático da via aérea. A) via aérea normal. B) Via aérea obstruída. **Fonte:** Zinsly et al. (2010).

Diagnóstico

Os principais sinais e sintomas da SAHOS são sonolência diurna excessiva, risco aumentado de hipertensão arterial e maiores taxas de acidente vascular cerebral, arritmias, ataque cardíaco e até mesmo a morte (Tabela 1). Os episódios obstrutivos recorrentes são considerados eventos apneicos quando ocorre a cessação total do fluxo de ar, e hipopneicos quando há uma redução de 50% do fluxo de ar, sendo que ambos devem apresentar duração de no mínimo 10 segundos (MEDICINE, 2005).

Tabela 1 - Sintomas dos Distúrbios do Sono

Sintomas Noturnos	Sintomas Diurnos
Ronco resssucitativo	Sonolência excessiva
Pausas respiratórias no sono	Sono não reparador
Episódios de sufocação	Cefaleia matutina
Despertares frequentes	Alteração de Humor
Noctúria	Dificuldade de concentração
Sudorese excessiva	Alteração de Memória
Pesadelos	Diminuição da libido
Insônia	Fadiga
Pirose e Regurgitação	
Engasgos	

Fonte: Os autores.

As pessoas são diagnosticadas com SAHOS quando o Índice de Apneia por Hora (IAH) for igual ou maior do que 5 e apresentarem sonolência diurna excessiva e outros sintomas. A American Sleep Disorders Association (ASDA), classifica a severidade da doença em leve ($5 < \text{IAH} < 15$), moderada ($15 < \text{IAH} < 30$) e severa ($\text{IAH} > 30$), classificação feita através do exame de polissonografia (AMERICAN SLEEP DISORDERS ASSOCIATION, 1990).

Tabela 2 - Classificação pelo Índice de Apneia e Hipopneia

Classificação	IAH (eventos / hora)
SRVAS	< 5
SAHOS leve	6 - 15
SAHOS moderada	16 - 30
SAHOS grave	>30

Fonte: American Sleep Disorders Association (1995).

A polissonografia é um exame considerado padrão-ouro para o diagnóstico da SAHOS. O exame é realizado durante a noite com o paciente utilizando um polígrafo que grava resultados do eletroencefalograma (EEG), eletro-oculogramas (EOGs) e eletromiografia (EMG) do mento e membros, bem como eletrocardiograma (ECG), resultados e medições do fluxo oronasal, movimento toracoabdominal e oximetria de pulso. Canais adicionais podem estar disponíveis para a gravação de outros parâmetros, tais como posição do corpo, pressão esofágica, ronco e derivações suplementares de EEG (TOGEIRO; SMITH, 2005).

Em 1999, a Academia Americana de Medicina do Sono (AASM) publicou os parâmetros práticos para polissonografia e procedimentos relacionados ao exame. As indicações incluíam: distúrbios respiratórios do sono, outros distúrbios respiratórios, narcolepsia, parassonias e distúrbios convulsivos relacionados ao sono, síndrome das pernas inquietas e movimentos periódicos de membros durante o sono, depressão com insônia e distúrbios do sono do ritmo circadiano.

Estes parâmetros foram revisados e publicados em 2005 (KUSHIDA et al., 2005), salientando que o diagnóstico de alguns destes distúrbios requer uma documentação objetiva com polissonografia, para garantir um correto diagnóstico e medidas terapêuticas adequadas. Embora a polissonografia tenha sua confiabilidade comprovada e sendo um exame padrão para identificação dos distúrbios do sono, o acesso a esse exame pela população é pequeno. A realização desse exame tem o custo elevado para a maioria da população, sendo necessário recorrer aos serviços públicos de saúde. Flemons e colaboradores (FLEMONS et al., 2004) fizeram levantamento do acesso ao diagnóstico e tratamento da SAHOS em cinco países desenvolvidos e mostraram que existe importante espera para realização da polissonografia. O tempo de espera variou de 7 a 60 meses no Reino Unido, 2 meses na Bélgica, 3 a 16 meses na Austrália, 2 a 20 meses nos Estados Unidos da América e de 4 a 36 meses no Canadá.

Outros métodos de diagnósticos também são utilizados para identificação da SAHOS. Johns et al. (1993) criaram um método simples de medir o nível geral de sonolência diurna através de um questionário que o indivíduo responde, em uma escala de 0 a 3, as chances que ele tem de cochilar em cada uma das oito situações propostas no seu estado de vida atual nos últimos tempos (Tabela 3). Esse método ficou conhecido como *Escala de Sonolência de Epworth* (ESE) porque eles utilizaram esse método em 273 pacientes do Hospital particular de Epworth e teve como resultado a distinção dos pacientes que apresentavam ronco primário e Apneia obstrutiva do sono. Deve-se fazer uma distinção entre dormir e simplesmente sentir-se cansado. Se o indivíduo não experimentou nenhuma das situações recentemente, pede-se que mesmo assim ele estime a chance de dormir. O escore total pode variar de zero a 24. A ESE mostrou-se capaz de distinguir indivíduos e grupos diagnósticos com um amplo espectro de sonolência diurna.

Tabela 3 - Escala de Sonolência de Epworth (ESE).

SITUAÇÃO	CHANCE DE COCHILAR
1- Sentado e lendo.....	
2- Vendo TV.....	
3- Sentado em um lugar público, sem atividade (cinema, sala de espera).....	
4- Como passageiro de transporte público andando uma hora sem parar.....	
5- Deitado para descansar à tarde.....	
6- Sentado e conversando com alguém.....	
7- Sentado, calmamente, após o almoço sem ingestão de álcool.....	
8- Se estiver de carro, enquanto para por alguns minutos no trânsito intenso.	
0. Nenhuma chance de cochilar.....	
1. Pequena chance de cochilar.....	
2. Moderada chance de cochilar.....	
3. Alta chance de cochilar.....	

Fonte: Os autores.

As telerradiografias em norma lateral podem fornecer informações importantes sobre as vias aéreas e na identificação de características anatômicas importantes que podem sugerir um comprometimento da passagem do ar.

Marques e Maniglia (2005), em uma revisão dos dados da literatura sobre o papel de telerradiografias cefalométricas laterais, procuraram identificar associação entre as características ósseas craniofaciais e de tecidos moles com os dados clínicos e polissonográfico, verificando as áreas anatômicas que mais contribuem para a obstrução das vias aéreas superiores nos pacientes com SAHOS.

Para avaliar se existe um padrão cefalométrico previsível para a SAHOS, na presente pesquisa foram comparadas as diferenças das médias das dimensões esqueléticas craniofaciais e dos tecidos moles da faringe, em norma lateral. Diante dos dados de literatura concluíram que os pacientes apneicos possuem alterações no posicionamento das estruturas anatômicas ósseas, principalmente em um posicionamento inferior do osso hioide em relação às vértebras cervicais, retrognatismo e dimensões aumentadas dos tecidos moles faríngeos, aumento no comprimento e largura do palato mole, principalmente, com diminuição do espaço aéreo pósterio-superior, quando comparados a pessoas normais.

Com o advento das Tomografias Computadorizadas Cone-Beam (TCCB) possibilitou um diagnóstico mais preciso pelo profissional com dose de radiação reduzida em comparação aos tomógrafos médicos, além de permitir uma observação nas três dimensões do espaço, como aponta a figura 3, além de mensurar o volume e a área das vias aéreas superiores e avaliar os possíveis efeitos ortopédicos ou cirúrgicos nas dimensões do trato respiratório.

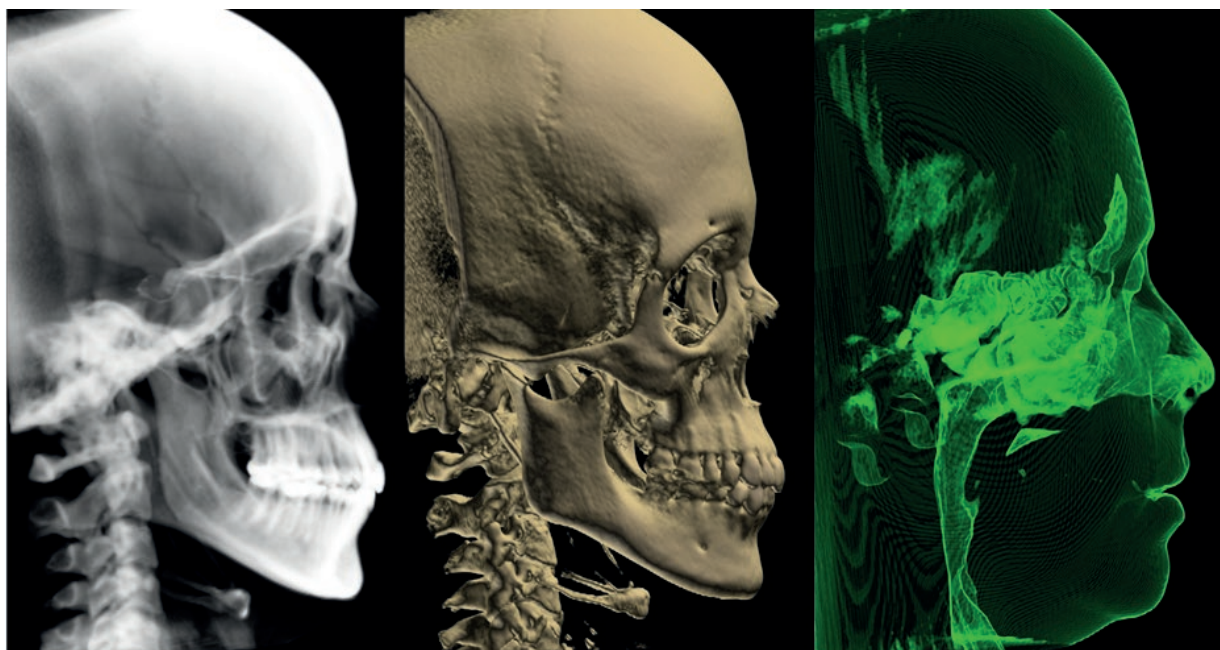


Figura 3 - Imagens tomográficas de face total. **Fonte:** Os autores.

Os programas mais modernos de TCCB permitem a reconstrução multiplanar do volume escaneado nos três planos (sagital, axial e coronal) gerando imagens bidimensionais não sendo necessário o paciente realizar novas tomadas radiográficas (LAMICHANE et al., 2009). Um estudo realizado por Aboudara et al. (2009) compararam as vias aéreas superiores através de telerradiografias em norma lateral e tomografias computadorizadas cone-beam de 35 adolescentes. Concluíram que existe correlação positiva entre a área e o volume das vias aéreas, ou seja, quanto maior a área, maior o volume. Verificaram que a TCCB é um método efetivo para analisar com precisão as vias aéreas (ABOUDARA et al., 2009).

Más oclusões esqueléticas sagitais (Classe I com biretrusão, Classe II com retrusão mandibular), verticais (mordida aberta) e transversais (mordida cruzada posterior) estão associados a diminuição do espaço aéreo e conseqüentemente associadas ao aparecimento dos distúrbios respiratórios do sono (ZINSLY et al., 2010).

Formas de Tratamento da Sahnos

Medidas Gerais

A higiene do sono consiste numa série de medidas práticas saudáveis que visam a promoção de um sono contínuo, de forma que o indivíduo esteja apto a realizar suas tarefas diárias.

As orientações que podem ser sugeridas aos pacientes neste sentido, de modo a modificar hábitos inadequados em relação ao sono, referem-se à: regularidade na hora de deitar e de despertar; adequação do tempo em que se permanece na cama em relação ao tempo necessário para manter o sono adequado para cada pessoa; ambiente com ausência de luminosidade artificial ao dormir; exercícios físicos devem ser evitados próximo ao horário de dormir, porém mantidos regularmente todos os dias; alimentação leve com intervalo mínimo de 2 horas antes de se deitar; evitar o uso de substâncias que contenham cafeína e/ou nicotina por no mínimo 4 horas antes de dormir; limitar ao mínimo o consumo de bebidas alcoólicas; adequar o ambiente para favorecer o sono repousante, eliminando atividades incompatíveis como televisão, lanches e telefone (ITO et al., 2005; JOHNS, 1993; YOUNG et al., 2008).

A obesidade é um forte fator de risco para o desenvolvimento das desordens respiratórias em pacientes adultos (FLEMONS et al., 1999), embora seja controverso esse fator nas crianças (ARENS et al., 2011; REDLINE et al., 1999). O acúmulo de depósitos de gordura na região da orofaringe pode diminuir a passagem do fluxo de ar, podendo levar aos sintomas já destacados da SAHOS. Podemos destacar a circunferência abdominal, homens >94cm e mulheres >80cm, e circunferência do pescoço >40cm como fatores predisponentes (MARTINS; TUFIK; MOURA, 2007). A perda de peso é geralmente seguida por uma melhoria na resolução de SAHOS. Pacientes com obesidade mórbida submetida à cirurgia bariátrica têm mostrado os resultados mais notáveis: 85% possuem uma resolução ou melhora significativa de SAHOS (LOPEZ-JIMENEZ et al., 2008).

O tabagismo é outro fator de risco para o desenvolvimento de distúrbios respiratórios do sono. Uma pesquisa com 811 pessoas investigou, por meio de polissonografia, a presença de distúrbios respiratórios relacionados ao sono e descobriu que o tabagismo estava entre os fatores predisponentes ao desenvolvimento desses distúrbios.

Pessoas fumantes apresentaram maior risco de desenvolver o ronco e a SAHOS em comparação às pessoas que nunca fumaram, entretanto, pessoas que fumaram no passado e abandonaram o hábito não apresentaram tendência a desenvolver as desordens respiratórias do sono (WETTER et al., 1994).

Outro estudo populacional randomizado composto por 2.298 adultos com faixa etária entre 20 a 75 anos de etnia chinesa, indiana e malasiana, mostraram que atualmente o tabagismo encontra-se associado a uma prevalência mais elevada de ronco e de apneia obstrutiva do sono (KHOO et al., 2004).

A posição postural ao adormecer pode acarretar uma diminuição do espaço orofaríngeo. A posição de decúbito dorsal favorece o deslocamento da base da língua contra a parede posterior da faringe, diminuindo a passagem de ar, contribuindo deste modo com o aparecimento das apneias obstrutivas durante o sono. Embora os efeitos em longo prazo da terapia postural são desconhecidos recomenda-se evitar a posição de decúbito dorsal durante o sono nos casos de Apneia obstrutiva leve a moderada. Podem-se utilizar técnicas simples como elevar o travesseiro ao dormir ou adotar a posição de decúbito lateral com o objetivo de minimizar esses efeitos (RENTE, 2004).

Medidas específicas

O CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) é um método físico mecânico de injeção de ar comprimido (40 a 60 l/min), utilizando uma máscara nasal que tem por princípio manter a pressão positiva e contínua nas vias aéreas, desobstruindo a passagem do ar durante o sono. Esse aparelho de ventilação nasal é um método simples, não invasivo, que se constitui por um pequeno aparelho que fornece ar sob pressão positiva, através de um tubo e uma máscara que pode ser nasal, oronasal ou intranasal fixada a face do paciente ao dormir (Figura 4), melhorando rapidamente a sua condição, reduzindo a sonolência diurna e melhorando a sua qualidade do sono, tornando-se o tratamento padrão-ouro da SAHOS (HARSCH et al., 2004; MONTSERRAT et al., 2001).



Figura 4 - Paciente em uso do CPAP. **Fonte:** Dal-Fabbro et al. (2010).

Para melhorar o conforto e aceitação do paciente em utilizar o CPAP, foram criados outros tipos de aparelhos que promovem essa ventilação mecânica. Alguns autores relataram que a pressão necessária para manter a patência das vias aéreas durante a expiração deveria ser menor em relação à inspiração. O aparelho de Bi-PAP permite a ventilação em dois níveis pressóricos distintos durante a inspiração e a expiração ao dormir. A possibilidade de ajuste individualizado permite a utilização de pressão inspiratória em níveis que não seriam tolerados de forma contínua. Além disso, a diferença pressórica facilita o aumento da ventilação, benéfica nos casos de hipoventilação alveolar.

Adicionalmente, pacientes com dificuldade de adaptação ao aparelho de CPAP tendem a tolerar melhor o Bi-PAP (SILVA; PACHITO, 2006). Foi criado também o Auto-CPAP, um sistema que permite o ajuste automático da pressão positiva durante o sono. Deste modo, através da análise da morfologia da onda inspiratória ou através do ressonar, o aparelho de ventilação nasal ajusta automaticamente o nível de pressão ao longo da noite, permitindo que os valores de pressão positiva variem continuamente ao longo do sono (TESCHLER; BERTHON-JONES, 1998).

A eficácia do tratamento, no entanto, é limitada devido à colaboração do paciente no uso do aparelho. Estudos mostram que a taxa de desistência do uso do CPAP varia em torno de 29 a 83% preconizando um mínimo de 4 horas de uso noturno (ANTIC et al., 2011; BUCHNER et al., 2007; BUCHNER et al., 2007; WEAVER et al., 2007). Devido a essa intolerância adquirida pelo paciente, a odontologia ingressou para o rol de opções do tratamento da SAHOS através da possibilidade do uso e da comprovada eficácia dos aparelhos intraorais, que permitem o aumento das vias aéreas, facilitando a passagem do ar durante a ventilação (HIGURASHI et al., 2002).

O papel do cirurgião-dentista/ortodontista, além do diagnóstico primário da SAHOS, está na confecção e ajustes de aparelhos intraorais que permitem um aumento das dimensões do espaço aéreo, permitindo um maior fluxo de ar, melhorando a oxigenação e diminuindo os microdespertares noturnos durante o sono. Em 1995 a Academia Americana de Medicina do Sono reconheceu o uso dos dispositivos intraorais para o tratamento da SAHOS (LEITE et al. 2014).

Os aparelhos intraorais têm como principal mecanismo de ação o avanço mandibular e o estiramento do músculo genioglosso (músculo extrínseco da língua) produzindo uma projeção anterior da língua, e conseqüentemente, um aumento das dimensões da orofaringe (NABARRO et al., 2008).

Assim, o uso desses aparelhos permite normalizar a respiração, durante o sono, abolindo, por conseqüência, a sonolência diurna excessiva, as alterações neuropsíquicas e cardiovasculares. Ao mesmo tempo deve proporcionar ao paciente qualidade de vida, não oferecendo efeitos colaterais ou riscos de desenvolver problemas na articulação (BITTENCOURT et al., 2009).

Nesse contexto, os aparelhos intraorais de avanço mandibular vêm ganhando cada vez mais espaço no tratamento do ronco e da SAHOS. Esses dispositivos possuem baixo custo de confecção, são aceitos pela maioria dos pacientes e os possíveis efeitos adversos, como o desconforto muscular e temporomandibular são transitórios (CALDAS et al., 2009).

Basicamente, existem três modelos de aparelhos intraorais: dispositivos de retenção de língua, dispositivos de avanço mandibular e elevadores de palato mole ajustável (BARTHLEN et al., 2000; MACÍAS ESCALADA et al., 2002).

No entanto, a maioria dos dispositivos foi projetada para promover o avanço mandibular (AHRENS; MCGRATH; HAGG, 2010), apresentando os melhores resultados ao tratar a SAHOS uma vez que eles modificam a via aérea superior alterando a postura da mandíbula e da língua (SCHMIDT-NOWARA et al., 1995; SHOAF, 2006). A categoria dos aparelhos de avanço mandibular pode ser subdividida em ajustável ou não ajustável e classificada de acordo com o método de fabricação: pré-fabricados ou fabricados em laboratório.

O material utilizado na fabricação pode ser rígido ou macio, e a retenção pode ser na maxila ou em ambos os arcos (SHARMA et al., 2015). Além de estabilizar a mandíbula, alguns aparelhos intraorais de avanço mandibular permitem movimentos de lateralidade, retração, protrusão e abertura mandibular sem desacoplar o aparelho dos arcos, reduzindo o risco de comprometer a articulação temporomandibular, aumentando o conforto e a adesão do paciente ao tratamento (WOODSON, 2010).

Um exemplo desse modelo de dispositivo é a placa lateroprotrusiva – PLP[®]. Este dispositivo foi desenvolvido por brasileiros (GUIMARÃES et al., 2015) e consiste em duas placas de acrílico encapsuladas retidas pelo arco superior e inferior através de grampos de retenção. As placas são lateroposteriormente unidas por acessórios que permitem movimentos laterais e progressivo da mandíbula. Esses acessórios são feitos com parafusos expansores com 11mm de comprimento que permitem ativação anteroposterior em incrementos de 0.25mm. As barras de guia têm uma forma de baioneta e as suas extremidades são mantidas nas placas de acrílico com a ajuda de tubos telescópicos. Estes tubos permitem o movimento da lateralidade. A configuração das barras segue este formato para que o profissional possa ativar as placas de maneira efetiva, permitindo o avanço progressivo da mandíbula (Figura 5).

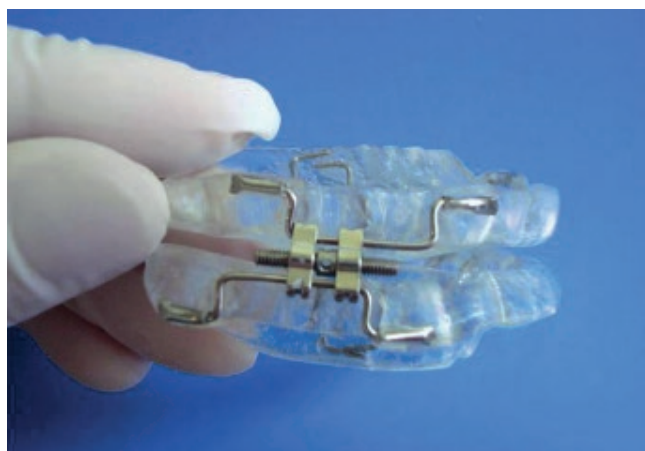


Figura 5 – Placa Lateroprotrusiva – PLP[®].**Fonte:** Guimarães et al. (2015)

Diversos estudos comprovaram a eficácia dos aparelhos intraorais. Pesquisadores avaliaram a eficácia dos aparelhos orais no tratamento do ronco e da Apneia obstrutiva do sono através de um questionário e de exame de polissonografia noturna um grupo de 20 pacientes. Os pacientes foram tratados quatro meses com CPAP e quatro meses com aparelho intraoral de avanço mandibular. A conclusão foi que com o uso do CPAP houve correção mais efetiva da anormalidade respiratória e grande melhora na sonolência diurna. Pacientes que foram intolerantes ao CPAP, utilizaram o aparelho intraoral, apresentaram melhora, principalmente quando a apneia foi de leve à moderada (BENNETT; DAVIES; STRADLING, 1998).

Lowe et al. (2000) investigaram o efeito do aparelho de avanço de mandíbula, confeccionado com 75% do avanço máximo mandibular em um grupo de 22 pacientes selecionados com diagnóstico de SAHOS através da polissonografia noturna. O resultado encontrado foi de 80% de eficácia do aparelho para pacientes com IAH menor que 30 (SAHOS leve a moderada) e 61% de eficácia para pacientes com IAH maior que 30 (SAHOS grave).

Barnes et al. (2004) realizaram outro estudo, cruzado e randomizado, em uma amostra de 114 pacientes diagnosticados com SAHOS de grau leve a moderada através do exame polissonográfico. A amostra foi dividida em três grupos: grupo 1 foi tratado com CPAP, o grupo 2 foi tratado com aparelho intraoral de avanço mandibular e o grupo 3 recebeu um aparelho intraoral placebo.

Cada grupo realizou o tratamento por 3 meses e no fim foi realizado um novo exame polissonográfico. O resultado obtido foi que não houve diferença significativa entre o CPAP e o aparelho intraoral, embora o CPAP conseguiu reduzir mais os eventos apneicos. É fato que os aparelhos intraorais são realmente eficazes na melhoria dos sintomas e eventos apneicos, porém é necessário o acompanhamento do paciente em longo prazo. Recentemente a Academia Americana de Medicina do Sono (AASM) e a Academia Americana de Odontologia do Sono (AADSM) aprovaram algumas recomendações na prescrição dos aparelhos intraorais para o tratamento dos distúrbios respiratórios do sono (RAMAR et al., 2015).

1. Recomendaram que médicos especialistas em sono prescrevam aparelhos intraorais para pacientes adultos que solicitam tratamento de ronco primário (sem apneia obstrutiva do sono).

2. Quando a terapia com o aparelho intraoral é prescrita por um médico do sono para um paciente adulto diagnosticado com SAHOS, sugerem que um dentista confeccione um aparelho individualizado ao invés de dispositivos pré-fabricados.

3. Recomendaram os médicos do sono que considerem a prescrição de aparelhos intraorais para pacientes que apresentaram intolerância à terapia com CPAP ou que preferirem terapias alternativas, ao invés de abandonarem o tratamento.

4. Sugeriram que os dentistas qualificados façam a supervisão dos efeitos colaterais que podem ocorrer nos arcos dentários com o uso dos aparelhos intraorais, afim de identificá-los e minimizá-los durante a terapia da SAHOS.

5. Sugeriram que os médicos do sono conduzam testes de sono de acompanhamento para confirmar a eficácia do tratamento.

6. Sugeriram que os médicos do sono e os dentistas qualificados instruam os pacientes adultos tratados com aparelhos intraorais façam visitas periódicas ao consultório para o acompanhamento.

Os aparelhos intraorais que promovem o avanço mandibular têm demonstrado maior evolução e grande melhora no quadro de SAHOS grau leve a moderada (KATO, 2007; LOWE et al., 2000), além de grande aceitação do paciente ao tratamento, sendo considerado aparelhos de primeira escolha para pacientes de grau leve a moderada, podendo ser utilizados em pacientes de com quadros severos, quando estes se mostrarem intolerantes ao uso do CPAP.

Podemos concluir que o tratamento da SAHOS com aparelhos intraorais deve ser feito após o correto diagnóstico através do exame de polissonografia, que é considerado o exame padrão para avaliação dos distúrbios do sono. Os efeitos adversos do tratamento devem ser cuidadosamente monitorados através de acompanhamento com visitas regulares ao dentista responsável, a fim de reconhecer precocemente eventuais mudanças dentárias e oclusais dentro do sistema estomatognático, minimizando alterações significativas.

Outra possibilidade de tratamento é a realização de cirurgias com o objetivo de aumentar a dimensão das vias aéreas superiores.

As cirurgias direcionadas para a SAHOS têm por objetivo a modificação dos tecidos moles da faringe (palato, amídalas, pilares amigdalianos e base da língua) e daqueles que abordam o esqueleto (maxila, mandíbula e hioide). Não existe um procedimento específico que possa resolver todas as necessidades do indivíduo e, muitas vezes, a combinação de cirurgias passa a ser a melhor forma de tratamento. Dependendo do problema anatômico a ser resolvido e da gravidade da SAHOS, mais de uma modalidade cirúrgica pode ser utilizada de forma conjunta, em um mesmo ato cirúrgico, ou de forma sequencial à medida que alguns benefícios são alcançados (BITTENCOURT et al., 2009).

O descontentamento com a estética facial é considerado o fator motivador mais frequente na procura pela cirurgia ortognática, visto que este é o procedimento indicado nos casos de severas discrepâncias dento-esqueléticas em pacientes adultos (Figura 6). As cirurgias ortognáticas com avanço mandibular ou bimaxilar promovem um estiramento da musculatura supra-hioidea que exerce papel importante na manutenção das vias aéreas superiores, promovendo um aumento do fluxo aéreo faríngeo (ACHILLEOS; KROGSTAD; LYBERG, 2000; FAIRBURN et al., 2007; GONÇALVES et al., 2008; LI et al., 2002; PARK et al., 2012).

Pacientes com má oclusão esquelética de Classe III, quando apresentam uma estética da face desfavorável normalmente são submetidos a cirurgia de recuo mandibular. Um estudo japonês avaliou os efeitos em curto e longo prazo das cirurgias bimaxilares com as cirurgias de recuo mandibular. Concluíram que as cirurgias bimaxilares são preferíveis às cirurgias isoladas de recuo mandibular afim de prevenir o estreitamento das vias aéreas superiores que pode predispor ao desenvolvimento da SAHOS (CHEN et al., 2007).

Corroborando com esses achados, recentemente um estudo realizado na Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB – Universidade de São Paulo Bauru, Brasil) avaliou as alterações do volume e da área axial mínima do espaço aéreo faríngeo, por meio de tomografias computadorizadas cone-beam, em pacientes com má oclusão de Classe III esquelética submetidos a cirurgia ortognática bimaxilar pela técnica de osteotomia Le Fort I da maxila e sagital do ramo na mandíbula. Concluíram que a cirurgia de avanço maxilar, associada à cirurgia de recuo mandibular, promoveu um aumento de 16,68% no volume e de 23,58% na área axial mínima do espaço aéreo faríngeo (BRONFMAN, 2016).

As principais indicações de cirurgia de avanço maxilomandibular são reservadas para o tratamento de pacientes com SAHOS grave que não conseguiram se adaptar ao CPAP ou como cirurgia de resgate a outros procedimentos que não obtiveram o sucesso esperado. Por outro lado, pacientes jovens com SAHOS leve a moderada com deficiência maxilomandibular evidente, pode ter indicação de avanço bimaxilar como forma principal e inicial de tratamento da SAHOS (GOODDAY et al., 2001).

Considerações Finais

Em resumo, as recomendações para o tratamento de pacientes com a Síndrome de Apneia e Hipopneia Obstrutiva do Sono (SAHOS), são perda de peso, abstenção de álcool e de substâncias que são irritantes das vias aéreas superiores, evitar dormir em posição supina, quando as apneias geralmente apresentam quadro agravado.

O tratamento primário da SAHOS é o CPAP nasal que ajuda a manter a permeabilidade das vias aéreas superiores e geralmente permite a resolução completa ou quase completa da Apneia, mesmo em pacientes apresentando AIH > 30 no exame polissonográfico.

Outras opções para o tratamento incluem dispositivos mecânicos que tem como objetivo melhorar a configuração e a dimensão das vias aéreas superiores, melhorando a passagem de ar como a cirurgia de tonsilectomia, uvuloplastia, palatofaringoplastia, cirurgia ortognática e o uso de aparelhos intraorais para avanço de mandíbula e retenção de língua.

O tratamento com aparelhos intraorais é uma modalidade que vem sendo muito utilizada, em especial os aparelhos que promovem o avanço mandibular, que são indicados como tratamento de primeira escolha em pacientes com SAHOS leve a moderada, podendo ser utilizados em pacientes com SAHOS severa, quando estes se mostrarem intolerantes ao tratamento de CPAP.

Os aparelhos intraorais, por serem de simples confecção, não-invasivos e apresentarem uma melhora significativa do quadro possuem maior aceitabilidade por parte dos pacientes quando comparados ao CPAP. O paciente que utiliza o aparelho de avanço mandibular à longo prazo pode ter alterações em sua oclusão.

O papel do ortodontista é imprescindível na equipe multidisciplinar que envolve o tratamento da SAHOS, e quando indicado, na confecção dos aparelhos intraorais e no acompanhamento do paciente, tendo o cuidado de avaliar os principais efeitos oclusais na utilização dos aparelhos de avanço mandíbula.

REFERÊNCIAS

ABI-RAMIA, L. B. P. et al. Aparelho de avanço mandibular aumenta o volume da via aérea superior de pacientes com apneia do sono. **Dental Press J Orthod**, v. 15, n. 5, p. 166-71, 2010.

ABOUDARA, C. et al. Comparison of airway space with conventional lateral headfilms and 3-dimensional reconstruction from cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v. 135, n. 4, p. 468-79, 2009.

ACHILLEOS, S.; KROGSTAD, O.; LYBERG, T. Surgical mandibular setback and changes in uvuloglossopharyngeal morphology and head posture: a short-and long-term cephalometric study in males. **Eur J Orthod**, v. 22, n. 4, p. 383-394, 2000.

AHRENS, A.; MCGRATH, C.; HAGG, U. Subjective efficacy of oral appliance design features in the management of obstructive sleep apnea: a systematic review. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 138, n. 5, p. 559-576, 2010.

ANGELL, E. Treatment of irregularity of the permanent or adult teeth. **Dental Cosmos**, v. 1, n. 1, p. 540-544, 1860.

REFERÊNCIAS

ANTIC, N. A. et al. The effect of CPAP in normalizing daytime sleepiness, quality of life, and neurocognitive function in patients with moderate to severe OSA. **Sleep**, v. 34, n. 1, p. 111-119, 2011.

ARENS, R. et al. Upper airway structure and body fat composition in obese children with obstructive sleep apnea syndrome. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 183, n. 6, p. 782-787, 2011.

AMERICAN SLEEP DISORDERS ASSOCIATION. **The international classification of sleep disorders: diagnostic and coding manual**. American Sleep Disorders Association, p. 142-185, 1990.

ATHANASIOU, A. E. et al. Alterations of hyoid bone position and pharyngeal depth and their relationship after surgical correction of mandibular prognathism. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 100, n. 3, p. 259-265, 1991.

BABACAN, H. et al. Rapid maxillary expansion and surgically assisted rapid maxillary expansion effects on nasal volume. **Angle Orthod**, v.76, n.1, p.66-71, 2006.

BARNES, M. et al. Efficacy of positive airway pressure and oral appliance in mild to moderate obstructive sleep apnea. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 170, n. 6, p. 656-64, 2004.

REFERÊNCIAS

BARTHLEN, G. M. et al. Comparison of three oral appliances for treatment of severe obstructive sleep apnea syndrome. **Sleep Med**, v. 1, n. 4, p. 299-305, 2000.

BEHLFELT, K. et al. Dentition in children with enlarged tonsils compared to control children. **Eur J Orthod**, v. 11, n. 4, p. 416-29, 1989.

BENNETT, L. S.; DAVIES, R. J.; STRADLING, J. R. Oral appliances for the management of snoring and obstructive sleep apnoea. **Thorax**, v. 53 Suppl 2, p. S58-64, 1998.

BITTENCOURT, L. R. A. et al. Abordagem geral do paciente com síndrome da apneia obstrutiva do sono. **Rev Bras Hipertens**, v. 16, n. 3, p. 158-63, 2009.

BIXLER, E. O. et al. Prevalence of sleep-disordered breathing in women: effects of gender. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 163, n. 3, p. 608-613, 2001.

BRONFMAN, C. N. **Avaliação das vias aéreas superiores por meio de tomografia computadorizada Cone-beam em pacientes Classe III submetidos à cirurgia bimaxilar**. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2016.

REFERÊNCIAS

BUCHNER, N. J. et al. Continuous positive airway pressure treatment of mild to moderate obstructive sleep apnea reduces cardiovascular risk. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 176, n. 12, p.1 274-1280, 2007.

CALDAS, S. G. F. R. et al. Efetividade dos aparelhos intrabucais de avanço mandibular no tratamento do ronco e da síndrome da apneia e hipopneia obstrutiva do sono (SAHOS): revisão sistemática. **Dental Press J Orthod**, p. 74-82, 2009.

CHEN, F. et al. Effects of bimaxillary surgery and mandibular setback surgery on pharyngeal airway measurements in patients with Class III skeletal deformities. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 131, n. 3, p. 372-7, 2007.

CHERVIN, R. D. et al. Sleep-disordered breathing, behavior, and cognition in children before and after adenotonsillectomy. **Pediatrics**, v. 117, n. 4, p. e769-e78, 2006.

CHOI, J. et al. Intraoral pH and temperature during sleep with and without mouth breathing. **J Oral Rehabil**, v. 43, n. 5, p. 356-363, 2016.

DAL-FABBRO, C. et al. Avaliação clínica e polissonográfica do aparelho BRD no tratamento da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono. **Dental Press J Orthod**, 2010.

REFERÊNCIAS

DOFF, M.H. et al. Oral appliance versus continuous positive airway pressure in obstructive sleep apnea syndrome: a 2-year follow-up. **Sleep**, v. 36, n. 9, p. 1289-1296, 2013.

EGGENSPERGER, N.; SMOLKA, W.; IIZUKA, T. Long-term changes of hyoid bone position and pharyngeal airway size following mandibular setback by sagittal split ramus osteotomy. **J Craniomaxillofac Surg**, v. 33, n. 2, p. 111-117, 2005.

FAIRBURN, S. C. et al. Three-dimensional changes in upper airways of patients with obstructive sleep apnea following maxillomandibular advancement. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 65, n. 1, p. 6-12, 2007.

FLEMONS, W. et al. Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research. **Sleep**, v. 22, n. 5, p. 667-89, 1999.

FLEMONS, W. W. et al. Access to diagnosis and treatment of patients with suspected sleep apnea. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 169, n. 6, p. 668-672, 2004.

REFERÊNCIAS

FRIEDMAN, M. et al. Updated systematic review of tonsillectomy and adenoidectomy for treatment of pediatric obstructive sleep apnea/hypopnea syndrome. **J Otolaryngol Head Neck Surg**, v. 140, n. 6, p. 800-808, 2009.

GONÇALVES, J. R. et al. Postsurgical stability of counterclockwise maxillomandibular advancement surgery: affect of articular disc repositioning. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 66, n. 4, p. 724-738, 2008.

GOODDAY, R. H. et al. Obstructive sleep apnea syndrome: diagnosis and management. **J Can Dent Assoc**, v. 67, n. 11, p. 652-658, 2001.

GUIMARÃES, M. D. L. R. et al. Efetividade em Longo-Prazo de Dois Aparelhos Intraorais no Tratamento da Apneia Obstrutiva do Sono: Relato de um Caso. **Glob J Health Sci**, v. 16, n. 4, 2015.

HARSCH, I. A. et al. Continuous positive airway pressure treatment rapidly improves insulin sensitivity in patients with obstructive sleep apnea syndrome. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 169, n. 2, p. 156-62, 2004.

HIGURASHI, N. et al. Effectiveness of a tongue-retaining device. **Psychiatry Clin Neurosci**, v. 56, n. 3, p. 331-2, 2002.

REFERÊNCIAS

ITO, F. A. et al. Conduas terapêuticas para tratamento da síndrome da Apneia e Hipopneia obstrutiva do sono (SAHOS) e da síndrome da resistência das vias aéreas superiores (SRVAS) com enfoque no aparelho anti-ronco (AAR-ITO). **Dental Press J Orthod**, p. 143-156, 2005.

JOHNS, M. W. Daytime sleepiness, snoring, and obstructive sleep apnea. The Epworth Sleepiness Scale. **Chest**, v. 103, n. 1, p. 30-36, 1993.

JUNIOR, C. M. C. et al. Consenso brasileiro de ronco e apneia do sono—aspectos de interesse aos ortodontistas. **Dental Press J Orthod**, v. 16, n. 1, p. 34, 2011.

KANG, K. et al. Body weight status and obstructive sleep apnea in children. **Int J Obes (Lond)**, v. 36, n. 7, p. 920, 2012.

KATO, M. Impaired autonomic function in patients with obstructive sleep apnea. **Hypertens Res**, v. 30, n. 8, p. 659-60, 2007.

KHOO, S. M. et al. Risk factors associated with habitual snoring and sleep-disordered breathing in a multi-ethnic Asian population: a population-based study. **Respir Med**, v. 98, n. 6, p. 557-566, 2004.

REFERÊNCIAS

KURT, G. et al. Changes in nasopharyngeal airway following orthopedic and surgically assisted rapid maxillary expansion. **J Craniofac Surg**, v. 21, n. 2, p. 312-7, 2010.

KUSHIDA, C. A. et al. Practice parameters for the indications for polysomnography and related procedures: an update for 2005. **Sleep**, v. 28, n. 4, p. 499-521, 2005.

LAMICHANE, M. et al. Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 136, n. 2, p. 156. e1-. e6, 2009.

LI, K. K. et al. Obstructive sleep apnea and maxillomandibular advancement: an assessment of airway changes using radiographic and nasopharyngoscopic examinations. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 60, n. 5, p. 526-530, 2002.

LIN, C. M.; DAVIDSON, T. M.; ANCOLI-ISRAEL, S. Gender differences in obstructive sleep apnea and treatment implications. **Sleep Med Rev**, v. 12, n. 6, p. 481-496, 2008.

LOPEZ-JIMENEZ, F. et al. Obstructive sleep apnea: implications for cardiac and vascular disease. **Chest**, v. 133, n. 3, p. 793-804, 2008.

REFERÊNCIAS

LOWE, A. A. et al. Treatment, airway and compliance effects of a titratable oral appliance. **Sleep**, v. 23 Suppl 4, p. S172-8, 2000.

MACÍAS ESCALADA, E. et al. Aparatología intraoral en el tratamiento de la apnea-hipopnea obstructiva del sueño (SAHOS). **RCOE**, v. 7, n. 4, p. 391-402, 2002.

MARQUES, C. G.; MANIGLIA, J. V. Estudo cefalométrico de indivíduos com Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono: revisão da literatura. **Arq Ciênc Saúde**, v. 12, n. 4, p. 206-212, 2005.

MARTINELLI, E. O. et al. Clinicals And Upper Airway Characteristics in Obese Children with Obstructive Sleep Apnea. **Sleep Science**, v. 10, n. 1, p. 1-6, 2017.

MARTINS, A. B.; TUFIK, S.; MOURA, S. M. G. P. T. Síndrome da Apneia-Hipopneia obstrutiva do sono. Fisiopatologia. **J Bras Pneumol**, v. 33, n. 1, p. 93-100, 2007.

MEDICINE, A. A. O. S. International classification of sleep disorders. **Diagnostic and coding manual**, p.148-152, 2005.

REFERÊNCIAS

MELINK, S. et al. Posterior crossbite in the deciduous dentition period, its relation with sucking habits, irregular orofacial functions, and otolaryngological findings. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, v. 138, n. 1, p. 32-40, 2010.

MONTSERRAT, J. M. et al. Effectiveness of CPAP treatment in daytime function in sleep apnea syndrome: a randomized controlled study with an optimized placebo. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 164, n. 4, p. 608-613, 2001.

MOSS, M.L.; SALENTIJN, L. The primary role of functional matrices in facial growth. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 55, n. 6, p. 566-577, 1969.

NABARRO, P. A. D.; HÖFLING, R. T. B. The effectiveness of the Balters Bionator orthopedic appliance for the treatment of the Obstructive Sleep Apnea Syndrome. **Dental Press J Orthod**, v. 13, n. 4, p. 36-44, 2008.

OKSENBERG, A.; FROOM, P.; MELAMED, S. Dry mouth upon awakening in obstructive sleep apnea. **J Sleep Res**, v. 15, n. 3, p. 317-320, 2006.

PANGRAZIO-KULBERSH, V. et al. Cone beam computed tomography evaluation of changes in the naso-maxillary complex associated with two types of maxillary expanders. **Angle Orthod**, v. 82, n. 3, p. 448-457, 2012.

REFERÊNCIAS

PARK, S. B. et al. Cone-beam computed tomography evaluation of short-and long-term airway change and stability after orthognathic surgery in patients with Class III skeletal deformities: bimaxillary surgery and mandibular setback surgery. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 41, n. 1, p. 87-93, 2012.

RAMAR, K. et al. Clinical Practice Guideline for the Treatment of Obstructive Sleep Apnea and Snoring with Oral Appliance Therapy: An Update for 2015: An American Academy of Sleep Medicine and American Academy of Dental Sleep Medicine Clinical Practice Guideline. **J Clin Sleep Med**, v. 11, n. 7, p. 773-827, 2015.

REDLINE, S. et al. Risk factors for sleep-disordered breathing in children: associations with obesity, race, and respiratory problems. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 159, n. 5, p. 1527-1532, 1999.

REIMÃO, R.; JOO, S. Mortalidade da Apneia obstrutiva do sono. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 46, n. 1, p. 52-56, 2000.

RENTE, P. **A patologia do sono**, 2004.

REFERÊNCIAS

RIBEIRO, A. N. et al. Upper airway expansion after rapid maxillary expansion evaluated with cone beam computed tomography. **Angle Orthod**, v. 82, n. 3, p. 458-463, 2012.

ROCHA, T. L. **Avaliação das alterações nas vias aéreas superiores através de tomografia computadorizada Cone-Beam em pacientes submetidos à cirurgia ortognática de avanço bimaxilar**. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2016.

RUHLE, K. H.; NILIUS, G. Mouth breathing in obstructive sleep apnea prior to and during nasal continuous positive airway pressure. **Respiration**, v. 76, n. 1, p. 40-45, 2008.

RUOFF, C. M.; GUILLEMINAULT, C. Orthodontics and sleep-disordered breathing. **Sleep Breath** v. 16, n. 2, p. 271-3, 2012.

SCHMIDT-NOWARA, W. et al. Oral appliances for the treatment of snoring and obstructive sleep apnea: a review. **Sleep**, v. 18, n. 6, p. 501-510, 1995.

SHARMA, S. K. et al. Consensus and evidence-based Indian initiative on obstructive sleep apnea guidelines 2014. **Lung India: official organ of Indian Chest Society**, v. 32, n. 4, p. 422, 2015.

REFERÊNCIAS

SHOAF, S. C. Sleep disorders and oral appliances: what every orthodontist should know. **J Clin Orthod**, v. 40, n. 12, p. 719, 2006.

SILVA, G. A.; PACHITO, D. V. Abordagem terapêutica dos distúrbios respiratórios do sono tratamento com ventilação não-invasiva (CPAP, BiPAP E AUTO-CPAP). **Medicina (Ribeirao Preto. Online)**, v. 39, n.2, p.212-7, 2006.

SMITH, T. et al. Three-dimensional computed tomography analysis of airway volume changes after rapid maxillary expansion. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.141, n. 5, p. 618-626, 2012.

SUGUIMOTO, R.M.; RAMALHO-FERREIRA, G.; FAVERANI, L.P. Síndrome da apneia obstrutiva do sono (SAOS): considerações gerais sobre etiologia, diagnóstico e tratamento. **Dental Press J Orthod**, v. 12, n. 2, p. 8-16, 2013.

TESCHLER, H.; BERTHON-JONES, M. Intelligent CPAP systems: clinical experience. **Thorax**, v. 53 Suppl 3, p. S49-54, 1998.

THIE, N. M. et al. The significance of saliva during sleep and the relevance of oromotor movements. **Sleep Med Rev**, v. 6, n. 3, p. 213-27, 2002.

REFERÊNCIAS

TOGEIRO, S. M.; SMITH, A. K. Métodos diagnósticos nos distúrbios do sono. **Rev Bras Psiquiatr**, v. 27 Suppl 1, p. 8-15, 2005.

TUFIK, S. et al. Obstructive sleep apnea syndrome in the Sao Paulo epidemiologic sleep study. **Sleep medicine**, v. 11, n. 5, p. 441-6, 2010.

WEAVER, T. E. et al. Relationship between hours of CPAP use and achieving normal levels of sleepiness and daily functioning. **Sleep**, v. 30, n. 6, p. 711-719, 2007.

WETTER, D. W. et al. Smoking as a risk factor for sleep-disordered breathing. **Arch Intern Med**, v. 154, n. 19, p. 2219-2224, 1994.

WOODSON, B. T. Non-pressure therapies for obstructive sleep apnea: surgery and oral appliances. **Respir Care**, v. 55, n. 10, p. 1314-21, 2010.

YOUNG, T. et al. Sleep disordered breathing and mortality: eighteen-year follow-up of the Wisconsin sleep cohort. **Sleep**, v. 31, n. 8, p. 1071-1078, 2008.

YOUNG, T. et al. The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults. **N Engl J Med**, v. 328, n. 17, p. 1230-5, 1993.

REFERÊNCIAS

ZHAO, Y. et al. Oropharyngeal airway changes after rapid palatal expansion evaluated with cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 137, n. 4 Suppl, p. S71-8, 2010.

ZINSLY, S. D. R. et al. Avaliação do espaço aéreo faríngeo por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico. **Dental Press J Orthod**, v. 15, n. 5, p. 150-158, 2010.

CAPÍTULO 7 - TRATAMENTO DE SORRISO GENGIVAL POR MEIO DA TÉCNICA DE REPOSICIONAMENTO LABIAL MODIFICADA

Cléverson O. Silva
Rafael de Oliveira Lazarin
Jeniffer Perussolo

Introdução

Um sorriso harmônico é resultado da combinação ideal entre a forma e a cor dos dentes, além de uma adequada proporção entre gengiva e lábios (GARBER; SALAMA, 1996; JØRNUNG; FARDAL, 2007; AKARSLAN et al., 2009). Os lábios são responsáveis em definir a zona estética do sorriso (RIBEIRO-JÚNIOR et al., 2013) e podem classificar a linha de sorriso em: baixa, média, alta e muito alta (TJAN et al., 1984; JENSEN et al., 1999) (Quadro 1).

Quadro 1 - Classificação da linha do sorriso

	TJAN et al., 1984	JENSEN et al., 1999
Baixa	Exposição de <75% dos dentes anteriores superiores	<25% da gengiva interproximal visível e ausência da margem gengival
Média	75% - 100% de exposição dos dentes anteriores superiores, com somente exposição da gengiva interproximal	25 - 75% da gengiva interproximal visível e ausência da margem gengival
Alta	Exposição de 100% dos dentes anteriores superiores em conjunto com uma faixa de gengiva	>75% da gengiva interproximal visível e margem gengival levemente aparente
Muito Alta	-	Exposição de \geq 2mm da margem gengival em toda região de interesse

Fonte: Os autores.

Uma linha de sorriso alta traz como consequência a exposição de uma maior quantidade de gengiva durante o sorriso ($>3\text{mm}$), o que caracteriza o chamado “sorriso gengival” e pode trazer queixas estéticas para o paciente. O sorriso gengival é uma condição que pode afetar boa parte da população, com uma prevalência entre 10,5% (TJAN et al., 1984) e 29% (DONG et al., 1999), afetando mais mulheres do que homens (PECK et al., 1992a; GERON; ATALIA, 2005; AL-JABRAH et al., 2010; MIRON et al., 2012) e diminuindo com o passar da idade (VIG; BRUNDO, 1978; AHMAD, 2005; DESAI et al., 2009).

Apesar de se considerar uma exposição gengival >3mm como parâmetro para diagnóstico do “sorriso gengival”, existem pesquisas que demonstram que uma exposição gengival superior a 1mm já seria considerada uma condição antiestética (GERON; ATALIA 2005; BHOLA et al., 2015).

Diversos estudos têm avaliado a influência dessa exposição gengival na atratividade e estética do sorriso. Um estudo realizado por Kokich et al., (1999), determinou a percepção de ortodontistas, cirurgiões-dentistas e leigos em relação a diferentes variações estéticas em dentes anteriores. Em relação a quantidade de exposição gengival, os autores observaram que entre os ortodontistas uma exposição gengival de 2mm foi considerada menos atrativa. Entre os dentistas e leigos foi observada uma percepção mais tolerante em relação a exposição gengival, sendo considerada como excessiva uma exposição de 4mm ou mais. Kaya e Uyar (2013) também avaliaram a influência da exposição gengival maxilar sobre a percepção da atratividade do sorriso por ortodontistas, dentistas e leigos.

Os autores observaram que a quantidade de exposição gengival teve influências estatisticamente significantes na percepção da atratividade do sorriso ($p < 0,001$), independentemente do grupo avaliador.

Os sorrisos que receberam os escores mais altos foram aqueles com maior exposição dental e mínima exposição gengival, já os sorrisos com 2mm de exposição gengival foram considerados menos atraentes. Pithon et al. (2013) demonstraram que 32% dos cirurgiões-dentistas, 40% dos estudantes de odontologia e 25,5% dos leigos acham o sorriso com exposição gengival > 3 mm menos atrativo.

Em 2017, Pausch e Katsoulis avaliaram o efeito de diferentes exposições gengivais na percepção de algumas características e qualidades humanas, tais como, idade, especificidade de gênero, atratividade e agradabilidade do sorriso. De acordo com este estudo, um sorriso com uma exposição gengival excessiva é percebido como menos atraente e agradável. Entre os indivíduos do gênero masculino, o sorriso gengival pode criar um aspecto feminino. Nesse mesmo ano, Antoniazzi et al. (2017) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o impacto do sorriso gengival na qualidade de vida dos indivíduos. Através da aplicação do questionário “Oral Health Impact Profile” (OHIP-14) em 106 indivíduos, os autores verificaram que a exposição gengival excessiva exerce um impacto negativo na qualidade de vida dos indivíduos.

Desta forma, pode-se observar que a exposição gengival excessiva, além de apresentar um importante papel na estética do sorriso, também pode afetar a vida social dos indivíduos. Diante disto, é de extrema importância que o cirurgião-dentista esteja apto a identificar, planejar e executar diferentes planos de tratamento baseado nas condições clínicas e expectativas do paciente.

Etiologia e Diagnóstico

Alguns critérios clínicos podem contribuir para determinar quais fatores são responsáveis pelo sorriso gengival, como o tamanho/proporção/posição dos dentes anterossuperiores, comprimento e mobilidade do lábio superior e simetria/proporção da face, em vista frontal e lateral. Considerando tais características, isoladas ou em conjunto, a literatura demonstra que as causas do sorriso gengival incluem: hiperplasia gengival, erupção passiva alterada, excesso vertical da maxila, extrusão dentoalveolar dos dentes anterossuperiores, lábio superior curto, hiperatividade/hipermobilidade do lábio superior ou até mesmo uma associação entre esses fatores (GARBER; SALAMA, 1996; LEVINE; MCGUIRE, 1997; ROBBINS, 1999; CAMARGO et al., 2001; KEIM, 2001; SILBERBERG et al., 2009; MOFFITT et al., 2013).

Alguns casos de sorriso gengival podem ser originários de um crescimento gengival excessivo, i.e., hiperplasia gengival, o qual pode ser resultado de um processo inflamatório em resposta a presença de biofilme dental, e/ou associado a medicações sistêmicas como os bloqueadores de canais de cálcio, anticonvulsivantes e imunossupressores (CAMARGO et al., 2001; SILBERBERG et al., 2009; MOFFITT et al., 2013).

Pacientes que apresentam dentes anteriores com aspecto quadrangular [relação coroa largura / comprimento $\geq 0,85$ (STERRETT et al., 1999)] e margem gengival localizada coronalmente à convexidade cervical do dente, normalmente apresentam um quadro clínico de erupção passiva alterada (LEVINE; MCGUIRE, 1997; SILVA et al., 2015). Já o paciente que apresenta formato e tamanho de dentes aparentemente normais, mas o terço inferior da face é desproporcional devido a um demasiado crescimento ósseo, temos um diagnóstico de excesso vertical de maxila (GARBER; SALAMA, 1996; SILBERBERG et al., 2009).

Nos casos em que clinicamente observa-se um deslocamento do complexo dentogengival anterossuperior para uma posição mais coronal, causando uma discrepância no plano oclusal, a extrusão dentoalveolar pode estar relacionada com a exposição gengival excessiva (KEIM, 2001; SILBERBERG et al., 2009).

Em relação ao tamanho e deslocamento do lábio na dinâmica repouso-sorriso, a literatura revela que o comprimento médio do lábio superior em repouso em mulheres é de 20 - 22mm e em homens 22 - 24mm (PECK et al., 1992 a,b; MIRON et al., 2012; PRABU et al., 2012). O lábio superior curto será identificado quando possuir um comprimento menor que 15mm (AHMAD, 2005). Ao sorrir, a movimentação labial deve ser de 6 - 8mm, e nos casos em que essa movimentação é maior, a hiperatividade dos músculos levantadores do lábio superior é identificada (ROBBINS, 1999; BHOLA et al., 2015). Nos casos em que se observa um comprimento labial dentro da normalidade, ausência de erupção passiva alterada e uma proporção adequada entre os terços da face, a hipermobilidade do lábio superior pode ser considerada como a principal causa do sorriso gengival (ROBBINS, 1999; ALY; HAMMOUDA, 2016).

Hiperatividade/Hipermobilidade dos Músculos Levantadores do Lábio Superior

A hipermobilidade do lábio superior é identificada através da mensuração da movimentação labial durante o sorriso. Com o auxílio de uma régua convencional, fotografias digitais e vídeos o cirurgião-dentista deve medir o comprimento do lábio superior em repouso, i.e., medida em milímetros da base do nariz até a borda inferior do vermelhão do lábio superior, repetindo a mesma medida durante o sorriso. É importante salientar que diferenças entre o sorriso estático e dinâmico do paciente podem existir, sendo este último o mais recomendado para fins diagnósticos, uma vez que é mais espontâneo e mimetiza com mais fidelidade às situações do cotidiano (VAN DER GELD et al., 2008).

Como já citado, durante o sorriso a movimentação labial não deve exceder 8mm, caso contrário, a hiperatividade dos músculos do lábio superior é identificada (BHOLA et al., 2015; ROBBINS, 1999). Em muitos casos, essa movimentação labial pode ser 1,5 - 2 vezes maior que os valores da normalidade.

Portanto, sempre que a diferença entre as medidas de comprimento do lábio superior em repouso e sorriso exceder os valores da normalidade (Figura 1), identifica-se a presença de hiperfunção dos músculos levantadores do lábio superior.

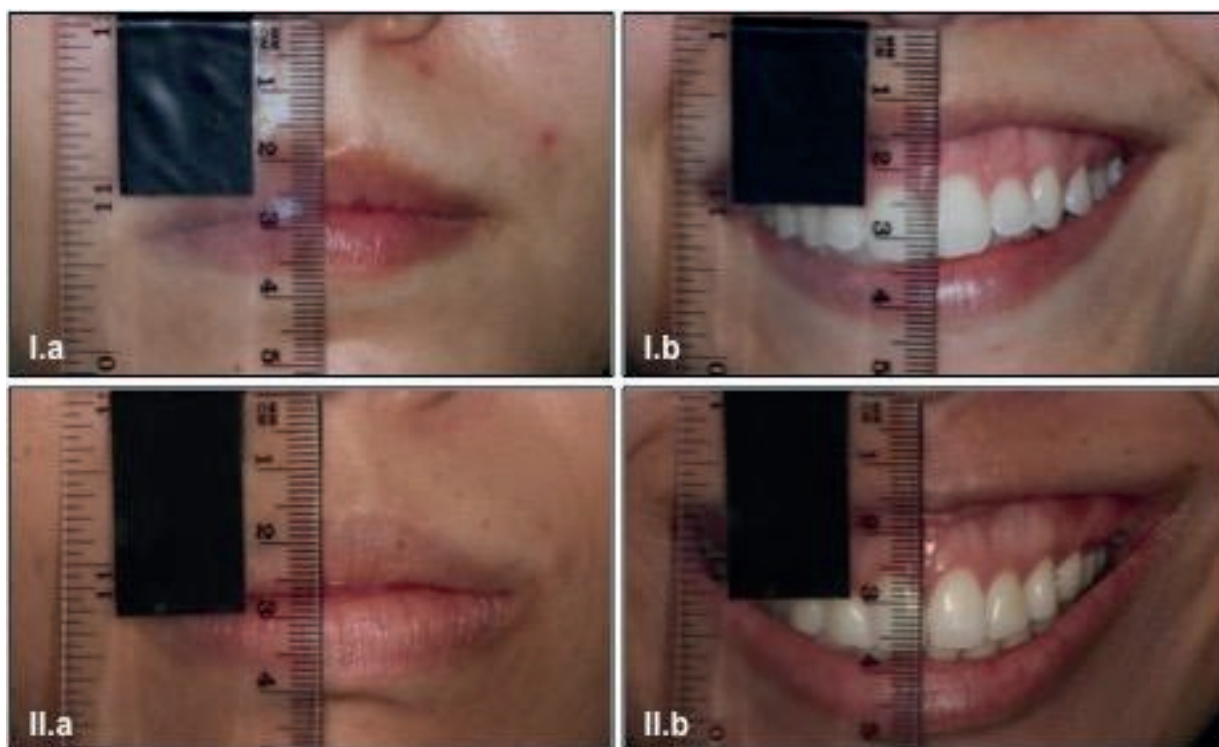


Figura 1 - Fotografia digital em repouso (a) e sorriso estático (b). A atividade muscular labial se dá pela diferença entre as respectivas fotos, observando-se a movimentação de 10mm (I e II). **Fonte:** Os autores.

Tratamentos

A abordagem terapêutica do sorriso gengival irá depender do diagnóstico e dos fatores associados a cada caso (Quadro 2).

Nos casos de hiper mobilidade do lábio superior, várias abordagens de tratamento vêm sendo utilizadas, com resultados altamente variados: Toxina Botulínica (MAZZUCO; HEXSEL, 2010; JASPERS et al., 2011; POLO, 2005), associação de alongamento labial com rinoplastia (EZQUERRA et al., 1999), desprendimento de músculos labiais (LITTON; FOURNIER, 1979), miotomia e remoção muscular parcial (ISHIDA et al., 2010; MISKINYAR, 1983) e reposicionamento labial (BHOLA et al., 2015; RIBEIRO-JÚNIOR et al., 2013; SILVA et al., 2013; OZTURAN et al., 2014).

Mazzuco e Hexsel (2010) avaliaram o efeito da toxina botulínica no tratamento do sorriso gengival e observaram que após 30 dias da aplicação, houve uma redução no grau de exposição gengival em todos os pacientes, com uma média de melhora de 75%. Apesar de ser uma abordagem terapêutica eficaz e um procedimento menos invasivo, a toxina botulínica tem como principal desvantagem o seu tempo de duração, que varia entre 3 e 6 meses, sendo necessárias novas aplicações com o passar do tempo.

Quadro 2 - Tratamentos associados ao sorriso gengival, de acordo com o diagnóstico

Diagnóstico	Tratamento
Hiperplasia gengival*	<ul style="list-style-type: none"> ● Gengivoplastia
Erupção passiva alterada	<ul style="list-style-type: none"> ● Gengivoplastia associada ou não à osteotomia ● Reposicionamento apical do retalho associada ou não à osteotomia
Excesso vertical da maxila	<ul style="list-style-type: none"> ● Cirurgia ortognática ● Cirurgia ortognática associada à Periodontia e Dentística
Extrusão dento-alveolar dos dentes ântero-superiores	<ul style="list-style-type: none"> ● Intrusão ortodôntica ● Ortodontia associada à Periodontia e Dentística
Lábio superior curto	<ul style="list-style-type: none"> ● Plástica para alongamento do lábio superior ● Exercícios fonoaudiológicos
Hiperatividade/hipermobilidade do lábio superior	<ul style="list-style-type: none"> ● Reposicionamento labial ● Toxina Botulínica ● Miotomia ● Plástica para alongamento do lábio com rinoplastia ● Desprendimento de músculos labiais

*Nos casos de hiperplasia, a abordagem cirúrgica sempre deve ser precedida de um bom controle de placa/higiene bucal, e nos casos associados à medicação sistêmica, sempre que possível recomenda-se modificar a droga em questão. **Fonte:** Os autores.

Reposicionamento Labial

No início dos anos 2000, Rosenblatt e Simon adaptaram para a Odontologia uma técnica desenvolvida na década de 1970 por Rubinstein e Kostianovsky para tratamento de casos de sorriso gengival (ROSENBLATT; SIMON, 2006). Essa técnica de reposicionamento labial foi desenvolvida para tratar casos de hiperfunção dos músculos responsáveis pela elevação do lábio superior durante o sorriso (i.e.: músculo levantador do lábio superior, músculo depressor do septo nasal e músculo zigomático menor).

Em dois relatos de caso iniciais (ROSENBLATT; SIMON, 2006; SIMON et al., 2007), os autores indicavam a remoção, por meio de um retalho parcial, que não envolvia a musculatura, de 10 a 12mm de altura de mucosa a partir a linha mucogengival, estendendo-se entre os primeiros molares do lado direito e do lado esquerdo. Durante a remoção da faixa de mucosa, cuidados foram tomados para não lesar glândulas salivares presentes no local, enquanto que anestesia e eletrocoagulação foram utilizadas para controle do sangramento.

Em seguida, a sutura foi realizada, sem que se realizasse a divulsão da mucosa, reposicionado o retalho coronal, com pontos simples estabilizadores, seguidos por sutura contínua com fio biodegradável. Em ambos os relatos, houve diminuição da exposição gengival após 8 (ROSENBLATT; SIMON, 2006) e 12 meses (SIMON et al., 2007).

Essa técnica original foi modificada em 2013, quando Ribeiro-Júnior et al. (2013) relataram dois casos em que o freio labial é preservado e duas faixas de mucosa são removidas lateralmente ao freio, estendendo-se até o primeiro molar, também com 10 a 12mm de altura, mas com a incisão iniciando 1mm coronal à linha mucogengival. De acordo com os autores, a vantagem dessa modificação é que a preservação do freio labial tornaria a cirurgia menos invasiva, com menor morbidade para o paciente, e, principalmente, permitiria uma melhor referência para o reposicionamento da mucosa no momento da sutura, minimizando o risco de reposicioná-la de forma incorreta. A sequência da cirurgia é igual à técnica original. Os autores demonstraram uma diminuição de 6mm na quantidade de exposição gengival durante o sorriso, tendo um acompanhamento de 6 meses.

Nesse mesmo ano, Silva et al. (2013) publicaram uma série de casos, com 13 pacientes tratados com a técnica de reposicionamento labial modificada. Os autores demonstraram que a redução da exposição gengival obtida durante o sorriso (média de 4,5mm) estava diretamente relacionada à maior exposição do vermelhão do lábio superior e ao aumento do comprimento do lábio superior durante o sorriso. Esse trabalho serviu de base para uma segunda modificação da técnica, agora relacionada à altura de mucosa a ser removida. Os autores mostraram que a diminuição da exposição gengival é aproximadamente a metade da quantidade de mucosa removida. Dessa forma, os trabalhos publicados na sequência utilizaram como referência o dobro da quantidade esperada de diminuição da exposição gengival para determinar a altura da faixa de mucosa a ser removida (BHOLA et al., 2015; DAYAKAR et al., 2014; MANTOVANI et al., 2016; MUTHUKUMAR et al., 2015).

Para a remoção da(s) faixa(s) de mucosa, o instrumento utilizado varia de acordo com o estudo. A maioria dos autores utiliza um bisturi convencional, porém, existem relatos da remoção desta mucosa com laser (GABRIĆ PANDURIĆ et al., 2013; OZTURAN et al., 2014), minimizando o sangramento transoperatório.

Tratamentos prévios, reversíveis, podem ser utilizados para que o paciente preveja o resultado final da cirurgia antes de realizá-la. Jacobs e Jacobs (2013) demarcavam a mucosa na altura a ser removida e a suturavam coronalmente, sem removê-la, com pontos simples e fio de sutura de seda 4-0. Com isso, conseguiram uma redução da movimentação do lábio durante o sorriso, permitindo ao paciente ter uma ideia do possível resultado final. Outros relatos de caso utilizaram essa técnica com sucesso (GABRIĆ PANDURIĆ et al., 2013). Apesar de não haver relatos na literatura, nossa equipe também acredita que a utilização da toxina botulínica pode ajudar o paciente a prever o resultado final, de forma pouco invasiva e reversível (NASR et al., 2016). Somente um trabalho científico relata a realização da cirurgia de reposicionamento labial associado com a aplicação de toxina botulínica 2 semanas após o procedimento cirúrgico (ALY; HAMMOUDA, 2016). Os autores relatam que somente a cirurgia de reposicionamento labial não foi suficiente para sanar a queixa de sorriso gengival em sete pacientes mulheres, e que após duas semanas da cirurgia, 2.5 unidades de Botox® foram aplicadas em dois sítios por lado. Com um acompanhamento de um ano, observou-se um resultado extremamente satisfatório, tanto por parte do paciente quanto por parte do profissional.

Indicação

A técnica de reposicionamento labial, tanto a original quanto a modificada, foram desenvolvidas para tratar casos de sorriso gengival por hiperfunção labial. Porém, diversos relatos de caso estão presentes na literatura demonstrando o uso de ambas as técnicas para casos de crescimento excessivo da maxila (BHOLA et al., 2015; DAYAKAR et al., 2014; KHAN et al., 2017; MUTHUKUMAR et al., 2015; SIMON et al., 2007), lábio superior curto (GROVER et al., 2014), ou casos multifatoriais nos quais a hiperfunção labial estava associada à erupção passiva alterada (GABRIĆ PANDURIĆ et al., 2013; HUMAYUN et al., 2010; MAHN, 2016; MANTOVANI et al., 2016; RIBEIRO-JÚNIOR et al., 2013; SÁNCHEZ et al., 2017; SHETH et al., 2013), crescimento vertical excessivo da maxila (ALY; HAMMOUDA, 2016; BHOLA et al., 2015; GABRIĆ PANDURIĆ et al., 2013; GADDALE et al., 2014; HUMAYUN et al., 2010; JANANNI et al., 2014; SÁNCHEZ et al., 2017) e lábio superior curto (JANANNI et al., 2014). E ainda, segundo Bidra et al., (2012), essa técnica cirúrgica pode ser indicada para pacientes que apresentam sorriso gengival e necessitam de reabilitação total de maxila com prótese implanto-suportada.

Contraindicação

A cirurgia de reposicionamento labial não é indicada em pacientes que apresentam severo excesso vertical da maxila; que possuam uma quantidade limitada de tecido queratinizado, o que dificulta a realização, estabilização e sutura do retalho; e que possuam o fundo de vestibulo raso (BHOLA et al., 2015; ROSENBLATT; SIMON, 2006; SIMON et al., 2007; SILVA et al., 2013).

Procedimento cirúrgico

Técnica modificada (Desenho I / Caso clínico I - III)

Após realização de anestesia local, o procedimento cirúrgico é iniciado do lado direito ou esquerdo da maxila com a realização de uma primeira incisão horizontal localizada 1mm coronalmente à linha mucogengival, estendendo-se da região do freio labial maxilar até região de primeiro molar. Em ambas as extremidades dessa incisão, uma incisão vertical deve ser realizada, determinando a altura da faixa de mucosa a ser removida (a qual deve ser o dobro da quantidade esperada de diminuição da exposição gengival conforme já elucidado anteriormente).

Na sequência, uma segunda incisão horizontal, conectando as duas incisões verticais, deve ser realizada.

A faixa de mucosa deve ser cuidadosamente removida através de um retalho parcial e superficial, removendo-se somente a parte epitelial e de espessura aproximada de 1mm, deixando-se o tecido conjuntivo subjacente exposto. Glândulas salivares menores são removidas se necessário. Os mesmos passos descritos são realizados no lado contralateral, deixando o freio labial intacto. A remoção bilateral das faixas de mucosa antes da realização de qualquer tipo de sutura, ajuda o operador a verificar e confirmar a simetria do tecido removido, diminuindo a chance de futuros resultados assimétricos.

Suturas simples, com fio biodegradável ou não, devem ser realizadas unindo a margem superior da mucosa (segunda incisão horizontal) a margem gengival (primeira incisão horizontal). Em média, 10-12 pontos deverão ser realizados de cada lado, sendo um ponto na região correspondente ao centro da face vestibular de cada dente, e um na região correspondente ao centro do espaço interproximal.

Uma vez que a perda precoce das suturas e a movimentação das margens pode afetar o resultado da cirurgia de reposicionamento labial, recomenda-se a realização de diversas suturas interrompidas pois elas oferecem a vantagem de minimizar e diminuir qualquer tipo de movimentação caso algum ponto seja perdido precocemente.

Após a sutura, a compressão da região por um período de 3-5 minutos é recomendada a fim de criar uma hemostasia local.

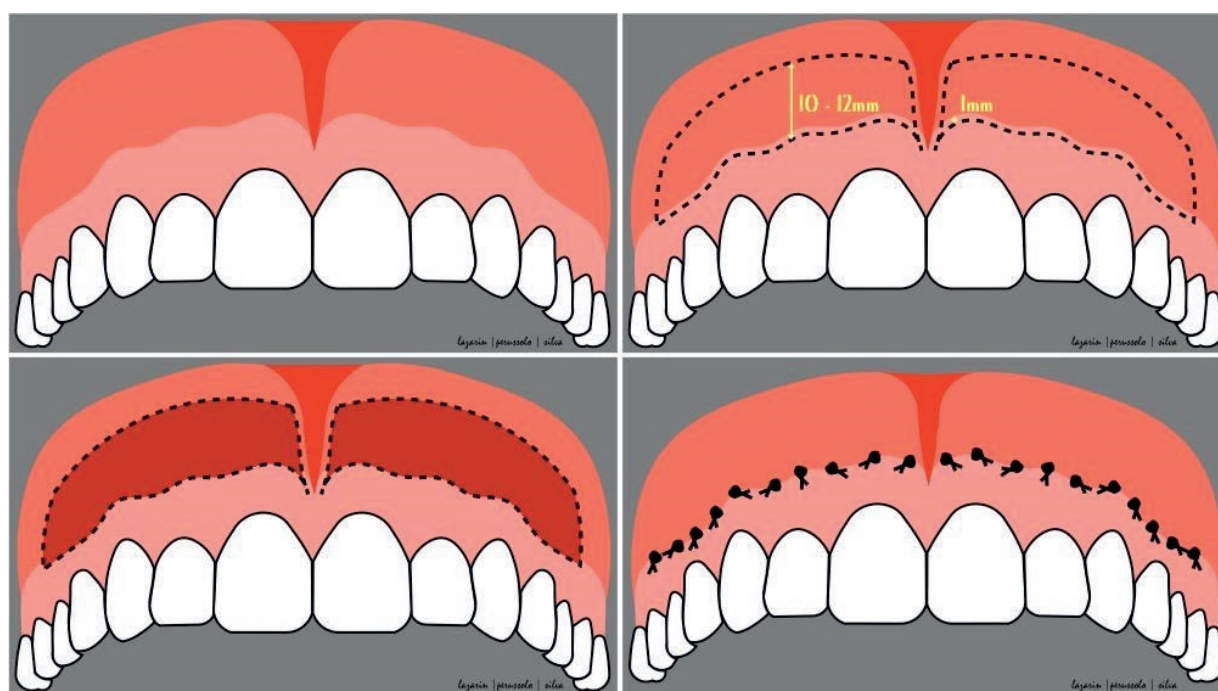


Figura 1 - Ilustração do passo-a-passo da cirurgia de reposicionamento labial - técnica modificada. **Fonte:** Os autores.

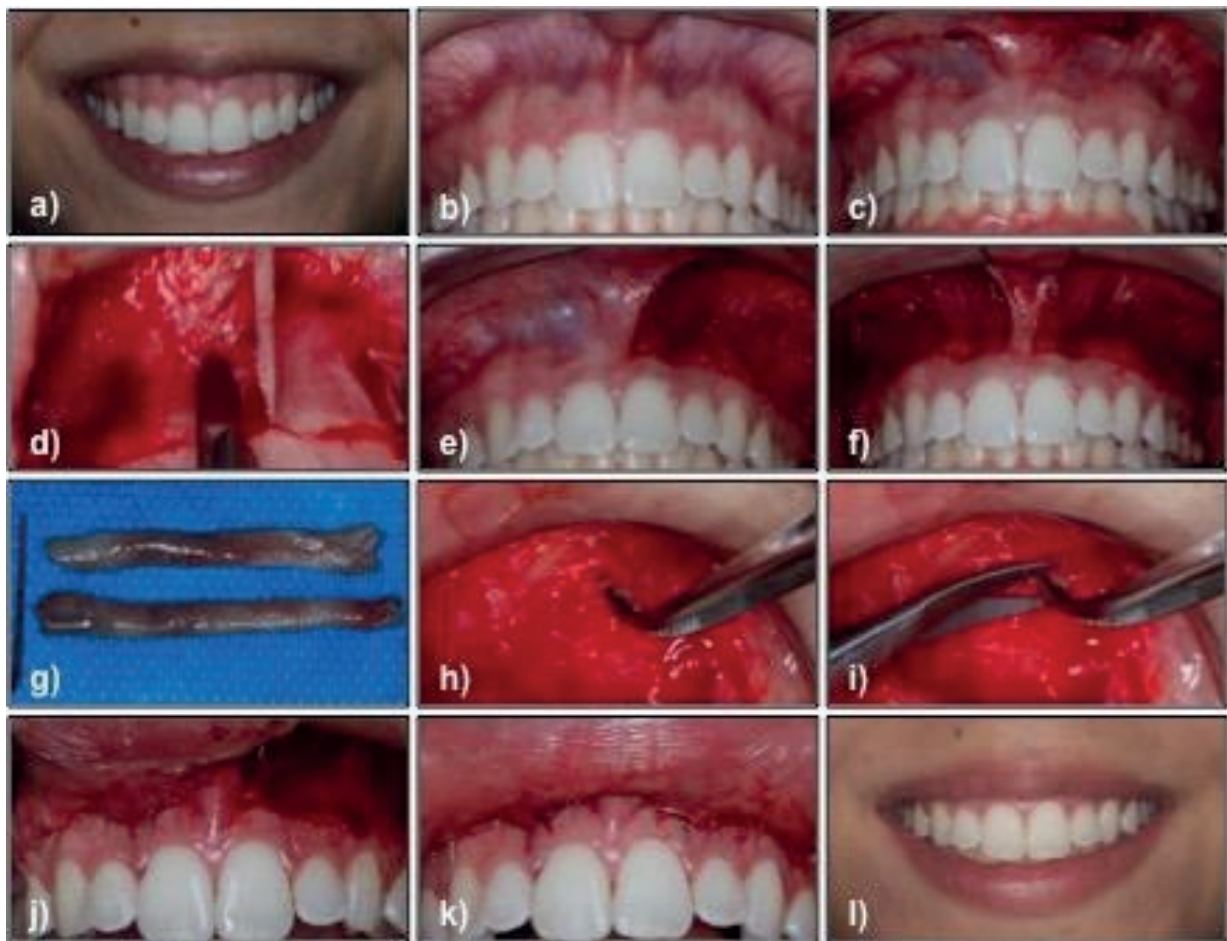


Figura 2 - Caso clínico I. Descrição passo-a-passo da cirurgia de reposicionamento labial – técnica modificada. a) Sorriso inicial; b) Fotografia intrabucal inicial; c) Desenho das incisões horizontais e verticais; d) Remoção superficial da faixa de mucosa; e - f) Após remoção unilateral - bilateral da faixa de mucosa; g) Faixas de mucosa removida; h - i) Remoção de glândulas salivares menores com auxílio de pinça e tesoura; j - k) Após realização da sutura unilateral – bilateral com pontos simples e fio reabsorvível 5.0; l) Pós-operatório de 03 meses. **Fonte:** Os autores.

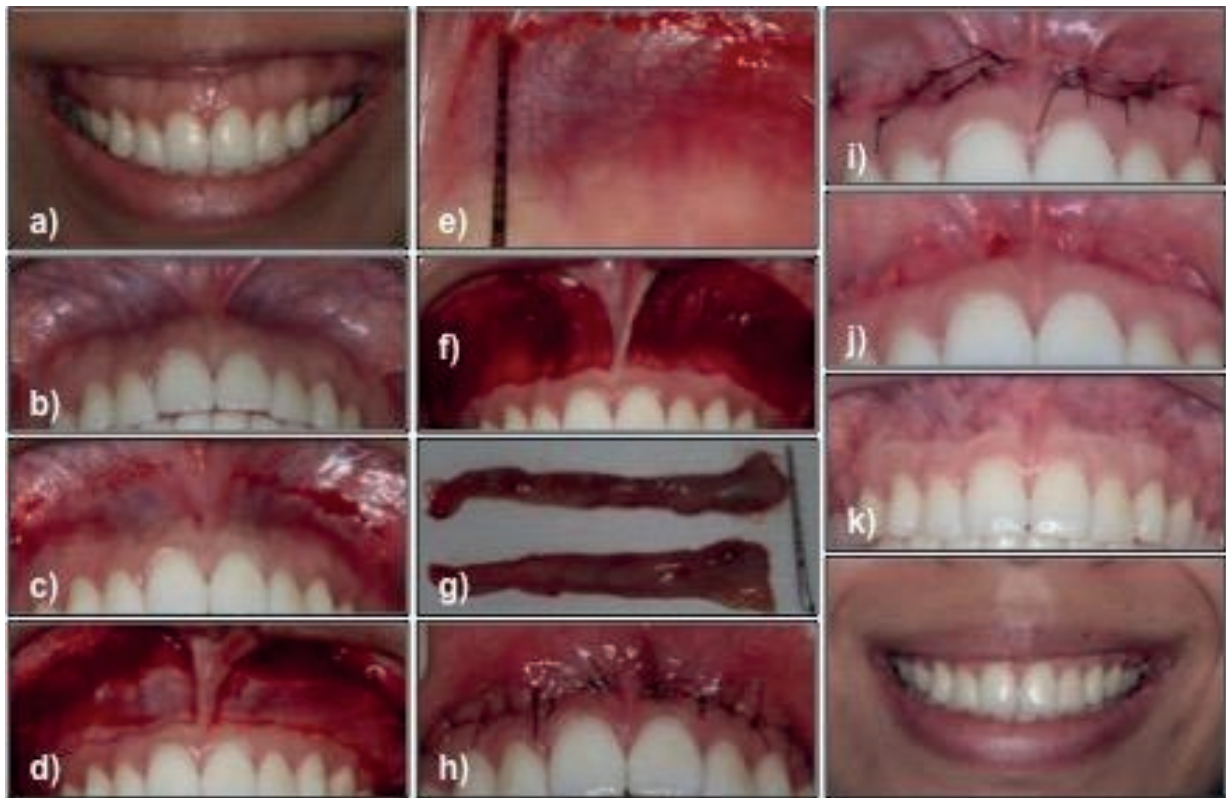


Figura 3 - Caso clínico II. Cirurgia de reposicionamento labial – técnica modificada. a) Sorriso inicial; b) Fotografia intra-bucal inicial; c - d) Desenho e realização das incisões horizontais e verticais; e) Mensuração da faixa de mucosa a ser removida, realizada com auxílio de uma sonda milimetrada – nesse caso a altura selecionada foi de 12mm; f) Remoção bilateral das faixas de mucosa; g) Faixas de mucosa removida; h) Suturas simples realizada com fio de nylon 5.0 ; i - j) Acompanhamento de 28 dias antes - após remoção das suturas remanescentes; k - l) Acompanhamento de 09 meses. **Fonte:** Os autores.



Figura 4 - Caso clínico III. Cirurgia de reposicionamento labial – técnica modificada. a) Fotografia intrabucal inicial; b) Marcação da altura, realizada com auxílio de uma sonda milimétrica, da faixa de mucosa que será removida; c) Desenho das incisões horizontais e verticais; d - e) Remoção das faixas de mucosa, realizada com o auxílio de uma pinça e lâmina de bisturi nº 15; f - i) Suturas simples realizada com fio reabsorvível 5.0 – um ponto correspondendo ao centro da face vestibular do dente e um na região de papila. **Fonte:** Os autores.

Técnica original (Desenho II)

As diferenças da cirurgia de reposicionamento labial descrita por Rosenblatt e Simon (2006) e Simon et al., (2007) é que nesta técnica remove-se apenas uma longa faixa de mucosa, ao invés de duas, e a primeira incisão horizontal é realizada na altura da linha mucogengival.

Quando se nota a presença do freio labial maxilar, este é envolvido nas incisões e remove-se apenas uma única faixa de tecido (Desenho II). Caso o paciente não possua o freio labial, a técnica pode ser realizada da mesma maneira.

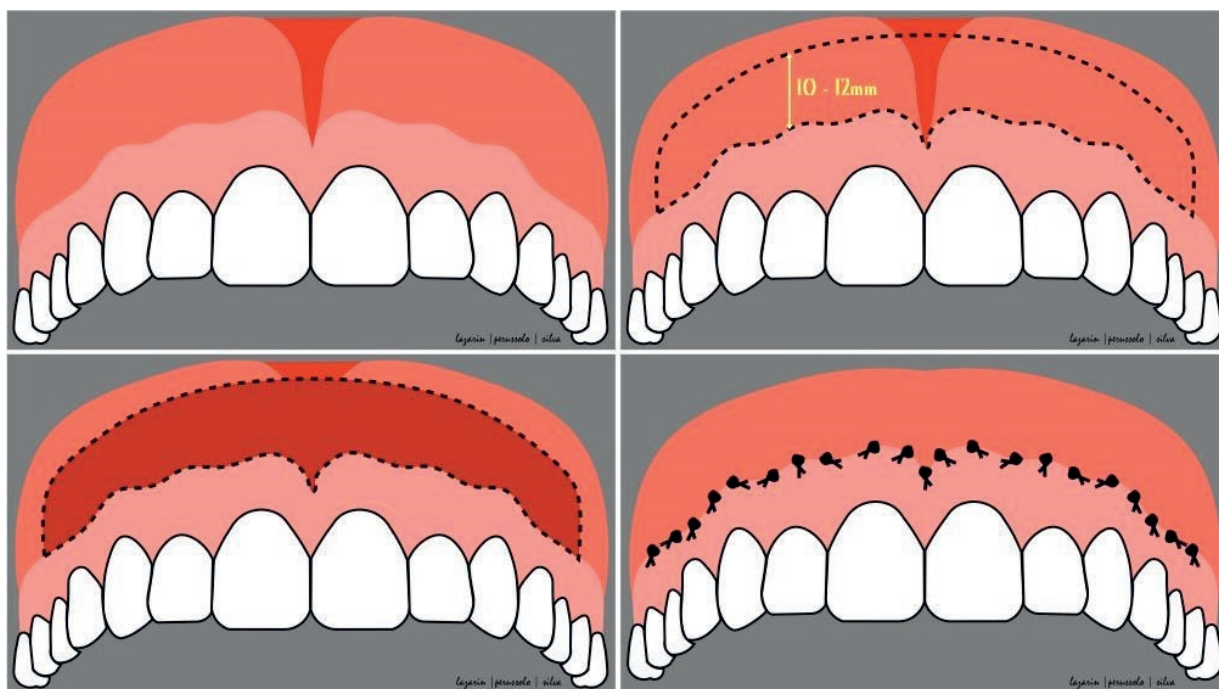


Figura 2 - Ilustração do passo-a-passo da cirurgia de reposicionamento labial - técnica original. **Fonte:** Os autores.

Recomendações Pós-Operatórias

Para a obtenção de um resultado estável e longo, as recomendações pós-operatórias são importantes. Em termos de medicação, o uso de analgésicos e anti-inflamatórios, além de enxaguatório de clorexidina a 0,12%, são suficientes para controle da dor e edema.

Existem autores que prescrevem ainda o uso de medicação antibiótica, no entanto, tal medicação deve ser recomendada somente na presença de alguma alteração sistêmica (BHOLA et al., 2015).

Um ponto importante é que o paciente evite forçar a musculatura labial durante a fala e ao sorrir nas primeiras semanas pós-operatórias (SILVA et al., 2013). Essa ausência de movimentos intensos do lábio permite a formação de um tecido fibroso mais estável na linha de cicatrização, com maior capacidade de conter o movimento labial e minimiza os riscos de recidiva do sorriso gengival. Apesar de recomendações nesse sentido serem sempre feitas aos pacientes, nem sempre eles se lembram de segui-las. Dessa forma, a nossa equipe tem trabalhado com o uso de toxina botulínica pré-operatória para minimizar a movimentação do lábio no pós-operatório, não dependendo somente da colaboração do paciente. O ideal é que a toxina seja aplicada de 2 a 3 semanas antes do procedimento cirúrgico (NASR et al., 2016) e quantidades menores (1.95 unidades) (SUCUPIRA; ABRAMOVITZ, 2012) dos que as usualmente aplicadas (2,5 a 6 unidades) (MAZZUCO; HEXSEL, 2010; POLO, 2008; SUBER et al., 2014) podem ser utilizadas.

Uma vez que a estabilização do lábio na “nova” posição é crucial para o sucesso da técnica, além das recomendações pós-operatórias já citadas, as suturas devem ser removidas com cerca de 4 semanas pós-operatórias, o que permite uma cicatrização mais completa da região.

Em conjunto a isso, as principais recomendações e cuidados pós-operatórios são:

a) Aplicação de gelo na região nas primeiras 24 - 48h;

b) Alimentação líquida/pastosa e morna/fria nos primeiros 7 - 10 dias;

c) Evitar qualquer tipo de trauma mecânico na região operada;

d) Evitar a realização de atividades físicas nos primeiros 14 dias;

e) Evitar e/ou minimizar movimentação labial durante a alimentação, fala, sorriso e até mesmo durante a escovação dos dentes nos primeiros 21 - 28 dias;

f) Não fumar.

Recorrência e complicações pós-operatórias

Autores relatam a possibilidade de recorrência do problema (ABDULLAH et al., 2014; BHOLA et al., 2015). Apesar disso, na literatura são encontrados apenas trabalhos com acompanhamentos entre 6 e 48 meses, sem demonstrar recorrência (JACOBS; JACOBS, 2013; RIBEIRO-JÚNIOR et al., 2013; SILVA et al., 2013; ABDULLAH et al., 2014; BHOLA et al., 2015; MANTOVANI et al., 2016; MUTHUKUMAR et al., 2015). Poucos casos tratados demonstram uma recidiva severa do sorriso gengival, sendo verificada com 3 meses (ABDULLAH et al., 2014) e com 12 meses (DAYAKAR et al., 2014) de acompanhamento. Apenas um trabalho na literatura (SILVA et al., 2013) demonstra resultados mais longos (2,5 anos) em relação a satisfação do paciente, com resultados clínicos de curto prazo (6 meses). Apesar do pouco tempo de pós-operatório na literatura, na experiência clínica da nossa equipe, com pacientes tratados há mais de 4 anos, nos casos em que há recidiva, ela ocorre já nos primeiros 3 meses pós-tratamento (ABDULLAH et al., 2014; BHOLA et al., 2015), principalmente nos pacientes em que a força da musculatura labial é muito elevada e que não houve um cuidado adequado no pós-operatório com a contenção da movimentação.

O uso pré-operatório da toxina botulínica ou a realização de suturas adicionais para conter a movimentação da musculatura labial podem minimizar os casos de recorrência.

A literatura também demonstra a possibilidade de outros problemas pós-operatórios, além da recidiva do sorriso gengival, tais como a presença nos primeiros dias de leve dor/desconforto, edema e eritema, alteração da sensibilidade na região operada (GABRIĆ PANDURIĆ et al., 2013; SILVA et al., 2013), a formação de mucocele na área operada (BHOLA et al., 2015; ROSENBLATT; SIMON, 2006; SILVA et al., 2013), a sensação de tensão no lábio superior durante as primeiras semanas pós-operatórias (ABDULLAH et al., 2014; BHOLA et al., 2015; SILVA et al., 2013), a formação de uma linha cicatricial na área da sutura (BHOLA et al., 2015; RIBEIRO-JÚNIOR et al., 2013; SIMON et al., 2007) e parestesia unilateral (BHOLA et al., 2015). A possibilidade de ocorrência desses problemas pode ser minimizada pelo profissional, tomando-se alguns cuidados. A remoção das glândulas salivares menores durante a cirurgia minimiza o risco de desenvolvimento de mucocele. A sensação de tensão tende a passar naturalmente depois de 3 - 4 semanas (SILVA et al., 2013).

A linha cicatricial pode ser minimizada realizando-se uma incisão mais superficial e biselada na gengiva inserida, porém, a cicatriz normalmente não aparece durante o sorriso no pós-operatório. Devido ao problema da linha cicatricial, é recomendado cautela ao realizar esse procedimento em pacientes que expõem além da linha mucogengival durante o sorriso inicial e o tratamento de pacientes com pigmentação melânica gengival exige uma atenção ainda maior pelo maior risco de formação de queloides. Dos relatos presentes na literatura, somente em um caso clínico com acompanhamento de 18 meses não foi verificada a formação de uma linha cicatricial na região operada (JANANNI et al., 2014).

Considerando ainda o resultado no pós-operatório, pacientes que apresentam assimetria durante o sorriso devem ser conscientizados e informados da existência de tal característica previamente a cirurgia, uma vez que a assimetria pode se tornar mais evidente quando a margem labial estiver mais próxima aos dentes (GABRIĆ PANDURIĆ et al., 2013; JACOBS; JACOBS, 2013).

Resultado e Satisfação do Paciente

Outro ponto importante quando se trabalha com procedimentos estéticos é a avaliação do grau de satisfação do paciente quanto ao resultado da cirurgia. Silva et al. (2013) demonstraram que após 2,5 anos de tratamento os pacientes apresentavam maiores níveis de satisfação com a estética do sorriso e com a quantidade de dente e gengiva exposta durante o sorriso. Os autores também demonstraram uma baixa morbidade e alta satisfação com o resultado, sendo que 92% dos pacientes realizariam a cirurgia novamente se fosse necessário. A pior parte do procedimento, de acordo com os pacientes, foi o desconforto e a incapacidade de movimentar o lábio superior no período inicial de cicatrização.

Abdullah et al. (2014) mostraram que um mês após a cirurgia, a média de exposição gengival era de 2,6mm e, dez de 12 pacientes que receberam o tratamento estavam satisfeitos com os resultados. Porém, com 3 meses, a média de exposição gengival aumentou para 3,0mm e a quantidade de pacientes satisfeitos com o procedimento diminuiu para 8. Tanto os resultados clínicos quanto o número de pacientes satisfeitos se mantiveram estáveis até o final de 1 ano de acompanhamento.

Ozturan et al. (2014) também demonstraram elevado grau de satisfação dos pacientes 1 ano após o procedimento, os quais também escolheriam passar novamente pelo procedimento cirúrgico caso necessário.

Considerações Finais

A literatura ao redor do procedimento cirúrgico de reposicionamento labial ainda é escassa e limitada. Grande parte das informações sobre este tema é proveniente de séries e relatos de casos, sendo que, muitos destes últimos são cientificamente questionáveis.

Analisando as alternativas de tratamento para os casos de hiperfunção ou hipermobilidade dos músculos responsáveis pela elevação do lábio superior, a literatura demonstra resultados similares entre diferentes técnicas (i.e.: toxina botulínica, miotomia e reposicionamento labial). No entanto, a toxina botulínica não apresenta resultados estáveis e necessita de repetidas aplicações para manutenção das características do sorriso, e entre as duas alternativas cirúrgicas, reposicionamento labial e miotomia, esta última se apresenta como sendo a opção mais invasiva, com resultados irreversíveis e alta morbidade pós-operatória.

Desta forma, a cirurgia de reposicionamento labial pode ser considerada uma excelente opção de tratamento para tais casos.

Estudos científicos demonstram bons resultados nos casos de sorriso gengival tratados por essa técnica cirúrgica, e principalmente, com um alto grau de satisfação por parte dos pacientes submetidos ao procedimento. A melhora do sorriso gengival pode ser atribuída à maior exposição do vermelhão do lábio superior e ao aumento do comprimento do lábio superior durante o sorriso observados após o procedimento cirúrgico. No entanto, ainda se faz necessária a realização de mais estudos clínicos, com maiores níveis de evidência científica e com períodos de acompanhamento maiores a fim de confirmarmos a efetividade e eficácia deste procedimento em longo prazo.

REFERÊNCIAS

ABDULLAH, W. A. et al. Modifying gummy smile: a minimally invasive approach. **J Contemp Dent Pract**, v. 15, n. 6, p. 821-6, 2014.

AHMAD, I. Anterior dental aesthetics: dentofacial perspective. **Br Dent J**, v. 199, n. 2, p. 81-8, 2005.

AKARSLAN, Z. Z. et al. Dental esthetic satisfaction, received and desired dental treatments for improvement of esthetics. **Indian J Dent Res**, v. 20, n. 2, p. 195-200, 2009.

AL-JABRAH, O. et al. Gender differences in the amount of gingival display during smiling using two intraoral dental biometric measurements. **J Prosthodontol**, v. 19, n. 4, p. 286-93, 2010.

ALY, L. A.; HAMMOUDA, N. I. Botox as an adjunct to lip repositioning for the management of excessive gingival display in the presence of hypermobility of upper lip and vertical maxillary excess. **Dent Res J (Isfahan)**, v. 13, n. 6, p. 478-83, 2016.

ANTONIAZZI, R. P. et al. Impact of excessive gingival display on oral health-related quality of life in a Southern Brazilian young population. **J Clin Periodontol**, v. 44, n. 10, p. 996-1002, 2017.

REFERÊNCIAS

BHOLA, M. et al. LipStaT: The Lip Stabilization Technique- Indications and Guidelines for Case Selection and Classification of Excessive Gingival Display. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 35, n. 4, p. 549-59, 2015.

BIDRA, A. S.; AGAR, J. R.; PAREL, S. M. Management of patients with excessive gingival display for maxillary complete arch fixed implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent**, v. 108, n. 5, p. 324-31, 2012.

CAMARGO, P.M. et al. Treatment of drug-induced gingival enlargement: aesthetic and functional considerations. **Periodontol 2000**, v. 27, p. 131-138, 2001.

DAYAKAR, M.M.; GUPTA, S.; SHIVANANDA, H. Lip repositioning: an alternative cosmetic treatment for gummy smile. **J Indian Soc Periodontol**, v. 18, n. 4, p. 520-3, 2014.

DESAI, S.; UPADHYAY, M.; NANDA, R. Dynamic smile analysis: changes with age. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 136, n. 3, p. 310.e1-10, 2009.

DONG, J.K. et al. The esthetics of the smile: a review of some recent studies. **Int J Prosthodont**, v. 12, n. 1, p. 9-19, 1999.

REFERÊNCIAS

EZQUERRA, F. et al. New approach to the gummy smile. **Plast Reconstr Surg**, v. 104, n. 4, p. 1143-50, 1999.

GABRIĆ PANDURIĆ, D. et al. Surgical treatment of excessive gingival display using lip repositioning technique and laser gingivectomy as an alternative to orthognathic surgery. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 72, n. 2, p .404.e1-11, 2014.

GADDALE, R. et al. Lip repositioning. **J Indian Soc Periodontol**, v. 18, n. 2, p. 254-258, 2014.

GARBER, D. A.; SALAMA, M. A. The aesthetic smile: diagnosis and treatment. **Periodontol 2000**, v. 11, p. 18-28, 1996.

GERON, S.; ATALIA, W. Influence of sex on the perception of oral and smile esthetics with different gingival display and incisal plane inclination. **Angle Orthod**, v. 75, n. 5, p. 778-784, 2005.

GROVER, H.S.; GUPTA, A.; LUTHRA, S. Lip repositioning surgery: A pioneering technique for perio-esthetics. **Contemp Clin Dent**, v. 5, n. 1, p. 142-5, 2014.

REFERÊNCIAS

HUMAYUN, N. et al. Mucosal coronally positioned flap for the management of excessive gingival display in the presence of hypermobility of the upper lip and vertical maxillary excess: a case report. **J Periodontol**, v. 81, n. 12, p.1 858-1863, 2010.

ISHIDA, L. H. et al. Myotomy of the levator labii superioris muscle and lip repositioning: a combined approach for the correction of gummy smile. **Plast Reconstr Surg**, v. 126, n. 3, p. 1014-1019, 2010.

JACOBS, P. J.; JACOBS, B. P. Lip repositioning with reversible trial for the management of excessive gingival display: a case series. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 33, n. 2, p. 169-75, 2013.

JANANNI, M.; SIVARAMAKRISHNAN, M.; LIBBY, T. J. Surgical correction of excessive gingival display in class I vertical maxillary excess: Mucosal strip technique. **J Nat Sci Biol Med**, v. 5, n. 2, p. 494-498, 2014.

JENSEN, J.; JOSS A.; LANG, N.P. The smile line of different ethnic groups in relation to age and gender. **Acta Med Dent Helv**, v. 4, p. 38-46, 1999.

REFERÊNCIAS

JASPERS, G. W.; PIJPE, J.; JANSMA, J. The use of botulinum toxin type A in cosmetic facial procedures. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 40, n. 2, p. 127-133, 2011.

JØRNUNG, J.; FARDAL, Ø. Perceptions of patients' smiles: a comparison of patients' and dentists' opinions. **J Am Dent Assoc**, v. 138, n. 12, p. 1544-1553, 2007.

KAYA, B.; UYAR, R. Influence on smile attractiveness of the smile arc in conjunction with gingival display. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 144, n. 4, p. 541-547, 2013.

KEIM, R. G. Aesthetics in clinical orthodontic-periodontic interactions. **Periodontol 2000**, v. 27, p. 59-71, 2001.

KHAN, M. N.; AKBAR, Z.; SHAH, I. Rapid and Promising Technique to Treat Gummy Smile - Lip Repositioning. **J Coll Physicians Surg Pak**, v. 27, n. 7, p. 447-449, 2017.

KOKICH, V. O.; KIYAK, H. A.; SHAPIRO, P. A. Comparing the perception of dentists and lay people to altered dental esthetics. **J Esthet Dent**, v. 11, n. 6, p. 311-324, 1999.

LEVINE, R. A.; MCGUIRE, M. The diagnosis and treatment of the gummy smile. **Compend Contin Educ Dent**, v. 18, n. 8, p. 757-762, 1997.

REFERÊNCIAS

LITTON, C.; FOURNIER, P. Simple surgical correction of the gummy smile. **Plast Reconstr Surg**, v. 63, n. 3, p. 372-373, 1979.

MAHN, D.H. Elimination of a “Gummy Smile” With Crown Lengthening and Lip Repositioning. **Compend Contin Educ Dent**, v. 37, n. 1, p. 52-55, 2016.

MANTOVANI, M.B. et al. Use of modified lip repositioning technique associated with esthetic crown lengthening for treatment of excessive gingival display: A case report of multiple etiologies. **J Indian Soc Periodontol**, v. 20, n. 1, p. 82-87, 2016.

MAZZUCO, R.; HEXSEL, D. Gummy smile and botulinum toxin: a new approach based on the gingival exposure area. **J Am Acad Dermatol**, v. 63, n. 6, p. 1042-1051, 2010.

MIRON, H.; CALDERON, S.; ALLON, D. Upper lip changes and gingival exposure on smiling: vertical dimension analysis. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 141, n. 1, p. 87-93, 2012.

MISKINYAR, S. A. A new method for correcting a gummy smile. **Plast Reconstr Surg**, v. 72, n. 3, p. 397-400, 1983.

REFERÊNCIAS

MOFFITT, M. L.; BENCIVENNI, D.; COHEN, R. E. Drug-induced gingival enlargement: an overview. **Compend Contin Educ Dent**, v. 34, n. 5, p. 330-336, 2013.

MUTHUKUMAR, S. et al. Lip repositioning surgery for correction of excessive gingival display. **J Pharm Bioallied Sci**, v. 7, n. 2, Suppl, p. S794-796, 2015.

NASR, M. W. et al. Botulinum Toxin for the Treatment of Excessive Gingival Display: A Systematic Review. **Aesthet Surg J**, v. 36, n. 1, p. 82-88, 2016.

OZTURAN, S.; A. Y, E.; SAGIR, S. Case series of laser-assisted treatment of excessive gingival display: an alternative treatment. **Photomed Laser Surg**, v. 32, n. 9, p. 517-523, 2014.

PAUSCH, N. C.; KATSOULIS, D. Gender-specific evaluation of variation of maxillary exposure when smiling. **J Craniomaxillofac Surg**, v. 45, n. 6, p. 913-920, 2017.

PECK, S.; PECK, L.; KATAJA, M. Some vertical lineaments of lip position. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 101, n. 6, p. 519-524, 1992a.

PECK, S.; PECK, L.; KATAJA, M. The gingival smile line. **Angle Orthod**, v. 62, n. 2, p. 91-100, 1992b.

REFERÊNCIAS

PITHON, M. M. et al. Perception of the esthetic impact of gingival smile on laypersons, dental professionals, and dental students. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 115, n. 4, p. 448-454, 2013.

POLO, M. Botulinum toxin type A in the treatment of excessive gingival display. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 127, n. 2, p. 214-218, 2005.

POLO, M. Botulinum toxin type A (Botox) for the neuromuscular correction of excessive gingival display on smiling (gummy smile). **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 133, n. 2, p.195-203, 2008.

PRABU, N. M. et al. Appraisal of the cephalometric norms for the upper and lower lips of the South Indian ethnic population. **J Pharm Bioallied Sci**, v. 4, n. 2, Suppl, p.S136-138, 2012.

RIBEIRO-JÚNIOR, N. V. et al. Treatment of excessive gingival display using a modified lip repositioning technique. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 33, n. 3, p. 309-314, 2013.

ROBBINS, J.W. Differential diagnosis and treatment of excess gingival display. **Pract Periodontics Aesthet Dent**, v. 11, n. 2, p. 265-272, 1999.

REFERÊNCIAS

ROSENBLATT, A.; SIMON, Z. Lip repositioning for reduction of excessive gingival display: a clinical report. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 26, n. 5, p. 433-437, 2006.

RUBINSTEIN, A. M.; KOSTIANOVSKY, A. S. Cirurgia estetica de la malformacion de la sonrisa. **Pren Med Argent**, v. 60, p.952, 1973.

SÁNCHEZ, I. M.; GAUD-QUINTANA, S.; STERN, J. K. Modified Lip Repositioning with Esthetic Crown Lengthening: A Combined Approach to Treating Excessive Gingival Display. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 37, n. 1, p. e130-4, 2017.

SHETH, T. et al. Lip reposition surgery: A new call in periodontics. **Contemp Clin Dent**, v. 4, n. 3, p. 378-81, 2013.

SILBERBERG, N.; GOLDSTEIN, M.; SMIDT, A. Excessive gingival display--etiology, diagnosis, and treatment modalities. **Quintessence Int**, v. 40, n. 10, p. 809-818, 2009

SILVA, C. O. et al. Excessive gingival display: treatment by a modified lip repositioning technique. **J Clin Periodontol**, v. 40, n. 3, p. 260-265, 2013.

REFERÊNCIAS

SILVA, C. O. et al. Aesthetic crown lengthening: periodontal and patient-centred outcomes. **J Clin Periodontol**, v. 42, n. 12, p. 1126-1134, 2015.

SIMON, Z.; ROSENBLATT, A.; DORFMANN, W. Eliminating a gummy smile with surgical lip repositioning. **J Cosmet Dent**, v. 23, p. 100-108, 2007.

STERRETT, J. D. et al. Width/length ratios of normal clinical crowns of the maxillary anterior dentition in man. **J Clin Periodontol**, v. 26, n. 3, p. 153-157, 1999.

SUBER, J. S. et al. Botulinum toxin A for the treatment of a “gummy smile”. **Aesthet Surg J**, v. 34, n. 3, p. 432-437, 2014.

SUCUPIRA, E.; ABRAMOVITZ, A. A simplified method for smile enhancement: botulinum toxin injection for gummy smile. **Plast Reconstr Surg**, v. 130, n. 3, p. 726-728, 2012.

TJAN, A.H.; MILLER, G.D.; THE, J.G. Some esthetic factors in a smile. **J Prosthet Dent**, v.51, n.1, p.24-28, 1984.

VAN DER GELD, P. et al Tooth display and lip position during spontaneous and posed smiling in adults. **Acta Odontol Scand**, v. 66, n. 4, p. 207-213, 2008.

REFERÊNCIAS

VIG, R. G.; BRUNDO, G. C. The kinetics of anterior tooth display. **J Prosthet Dent**, v. 39, n. 5, p. 502-504, 1978.

CAPÍTULO 8 - O USO DE PRÓTESES EM ODONTOPEDIATRIA

Gabriela Cristina Santin
Marina de Lourdes Calvo Fracasso
Jéssica Behrens Crispim
Larissa Colepicolo Ceron
Thaynara de Souza Lopes

Introdução

Os dentes decíduos, apesar do pouco tempo de permanência na cavidade bucal, devido ao processo natural de esfoliação, possuem papel importante para a qualidade de vida da criança. A perda precoce desses elementos pode ocasionar alterações importantes na função mastigatória e fonética, comprometimento estético, além da diminuição do perímetro do arco, inclinações dentárias e perda de espaço para a irrupção dos dentes permanente sucessores. Uma perda é considerada precoce quando ocorre um ano antes da esfoliação fisiológica do dente decíduo ou quando o germe do sucessor permanente se encontra antes do estágio 6 de Nolla, ou seja, quando não há indícios do início da formação radicular.

Apesar da filosofia da prevenção e promoção de saúde em Odontologia, o avanço das técnicas minimamente invasivas, a maior causa de perda precoce de elementos da dentadura decídua ainda acontece devido à cárie dentária. A cárie precoce da infância, quando não tratada, pode desenvolver complicações como pulpites agudas, abscessos, gerando grande desconforto no ambiente familiar, pois a criança sente dificuldade para dormir e comer, comprometendo o estado nutricional, tendo como único tratamento possível a completa exodontia (TOLEDO, 1996). Outro fator associado às perdas dentárias são os traumatismos, uma vez que crianças são mais suscetíveis a quedas e acidentes devido as suas características comportamentais como curiosidade e inquietação, levando a criança a explorar o ambiente apesar da sua imaturidade motora.

Na amelogênese imperfeita ocorre uma deficiência do conteúdo mineral do esmalte (hipocalcificação) e após a erupção dentária este esmalte imaturo, torna-se mais poroso e mais facilmente solúvel aos ácidos e mais susceptível às lesões cariosas e assim como a cárie precoce, quando negligenciada pela família podem levar a perdas dentárias em idade precoce e grande prejuízo na qualidade de vida da criança.

Quando há perda precoce dos dentes decíduos, o desconforto da criança persiste, pois, além de interferir na alimentação e deglutição, também compromete os fatores fonéticos, estéticos, a relação entre a maxila e mandíbula, e principalmente o aspecto emocional da criança e sua socialização. Nesses casos, a prótese total torna-se o último recurso a ser utilizado com a finalidade de restaurar a função mastigatória, normalizar a fonação, a estética, e possibilitar um ajuste social e emocional da criança (DOMÍNGUEZ; AZNAR, 2004; ISSÁO; GUEDES-PINTO, 1994).

Sendo assim, o cirurgião dentista está sujeito a receber crianças que perderam ou irão perder precocemente seus dentes, sendo necessária uma intervenção na tentativa de amenizar as consequências desse quadro. Além do conhecimento das peculiaridades anatômicas e de desenvolvimento do paciente infantil, o profissional deve conhecer as técnicas e indicações adequadas para as diversas formas de reabilitação protética em Odontopediatria, assunto este que será abordado neste capítulo.

Pino de Fibra de Vidro e Coroa Direta de Resina Composta

Na reconstrução de dentes com extensa destruição coronária podemos lançar mão de reforço intrarradicular para aumentar a área de adesão, sustentar a parte coronária, auxiliando na retenção e no reforço da futura reabilitação. O uso de pinos favorece a dissipação das forças oblíquas, horizontais e de cisalhamento ao longo do remanescente dentário. Existem várias opções de reforço intrarradicular descritos na literatura, são eles: pinos confeccionados com fio ortodôntico em forma de letra grega alfa ou gama, pinos metálicos rosqueáveis, pinos metálicos com macrorretentores, preenchimento do canal com resina composta formando um pino direto, resina composta com reforço de fita de polietileno, dente natural do banco de dentes e pino de fibra de vidro (OLIVEIRA, 2010; WANDERLEY, 2017).

Atualmente, os pinos de fibra de vidro são amplamente usados como opção de reforço intrarradicular.

Esses pinos apresentam alta retentividade, devido a sua camada externa ser envolvida por uma camada de BIS-GMA, dispensando retenções adicionais, baixo risco de fratura, módulo de elasticidade muito próximo ao dente e excelente estética. O pino de fibra de vidro pode apresentar um maior custo comparado a outras opções, no entanto, um pino pode ser cortado e usado em 2 a 3 dentes decíduos, e outra vantagem ainda, é que há no mercado pinos com diferentes diâmetros, sendo possível escolher o que melhor se adapta a luz do canal daquele dente (VERRASTRO, 2007; WANDERLEY, 2011).

A técnica consiste em preparar o canal radicular após tratamento endodôntico, deixando $\frac{1}{3}$ de raiz livre para a futura cimentação do pino. Seleciona-se o pino com diâmetro compatível com a luz do canal radicular, e determina o comprimento, preenchendo $\frac{1}{3}$ da raiz e metade do comprimento cervicoincisal da futura coroa, marcando com lápis para realizar o corte com broca diamantada em alta rotação (Figura 1).



Figura 1 - Dente tratado endodônticamente e prova do pino. **Fonte:** Os autores.

Os pinos, mostrados na figura 2, devem ser limpos com álcool, seguido de silanização por um minuto, secagem, aplicação do sistema adesivo e fotopolimerização.

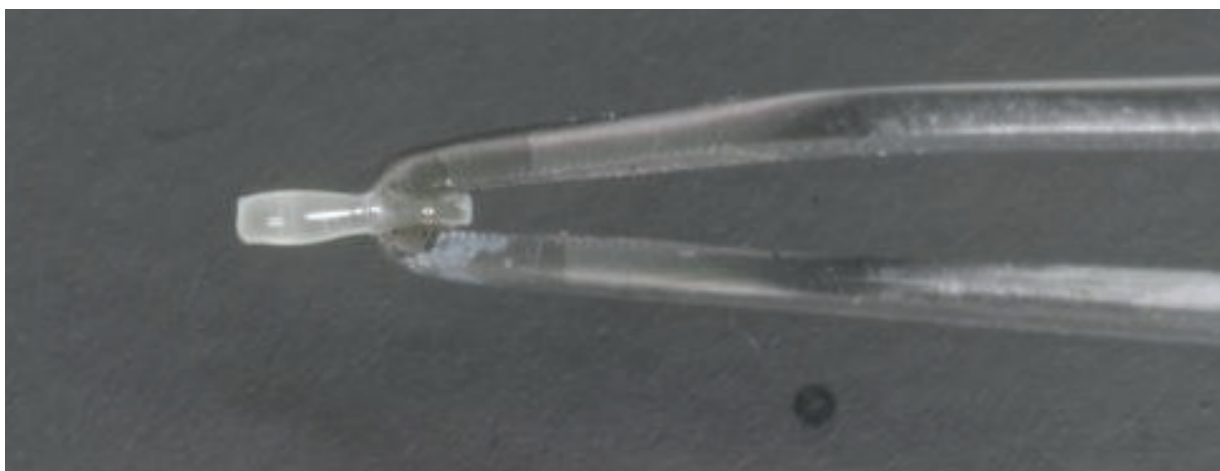


Figura 2 - Pino de fibra de vidro após silanização e sistema adesivo. **Fonte:** Os autores.

O remanescente dentário é limpo, realiza-se o ataque ácido, lavagem, secagem, sistema adesivo e fotopolimerização (Figuras 3 - 4).



Figura 3 - Ataque ácido fosfórico 37%. **Fonte:** Os autores.



Figura 4 - Aplicação de adesivo. **Fonte:** Os autores.

A cimentação do pino é realizada com cimento adesivo dual, tomando o cuidado de manter o pino centralizado dentro do canal para a fotopolimerização (Figura 5). A parte coronária do pino é recoberta por um munhão de resina composta, preferencialmente com resina opaca, com formato expulsivo, sobre ele será confeccionada a futura coroa do dente.



Figura 5 - Pinos cimentados com cimento resinoso dual.
Fonte: Os autores.

Vários recursos podem ser utilizados para reabilitar a coroa, tanto de forma direta quanto indireta. Dentre eles podemos utilizar coroas diretas de resina composta com auxílio de matrizes de acetato pré-fabricadas, que possuem formato da coroa, facilitando e agilizando o trabalho, além de não precisar de moldagem e confecção das coroas em modelo, reduzindo assim o número de sessões (WANDERLEY, 2009, 2017).

É possível escolher o tamanho da matriz de acordo com o diâmetro mesiodistal, vestibulopalatino e a distância cervicoincisal da coroa planejada. As coroas de acetato pré-fabricadas, possibilitam realizar recortes a margem cervical ajustando ao remanescente dentário. Após o ajuste individual da coroa, é realizado um orifício de dentro para fora, com a sonda exploradora, na superfície palatina da matriz, permitindo o extravasamento do excesso de resina composta. Sobre a superfície que será reabilitada é realizado o ataque ácido, lavagem, secagem, aplicação do sistema adesivo e fotopolimerização. A matriz de acetato deverá então ser preenchida com resina composta, da cor previamente escolhida, e inserida com pressão no dente preparado. Os excessos de resina composta que extravasar nas regiões cervical e palatina devem ser removidos com sonda exploradora. A fotopolimerização deve ser realizada em todas as faces e respeitando o tempo preconizado pelo fabricante do material utilizado. Em seguida, a matriz é removida com a sonda exploradora ou seccionada pela palatina com lâmina de bisturi, sendo assim realizados os devidos ajustes oclusais e acabamento final.

Deve ser realizado o acompanhamento clínico e radiográfico periódico desses dentes a fim de monitorar o processo de rizólise até a esfoliação do dente decíduo (WANDERLEY, 2009, 2017) (Figuras 6 - 7).

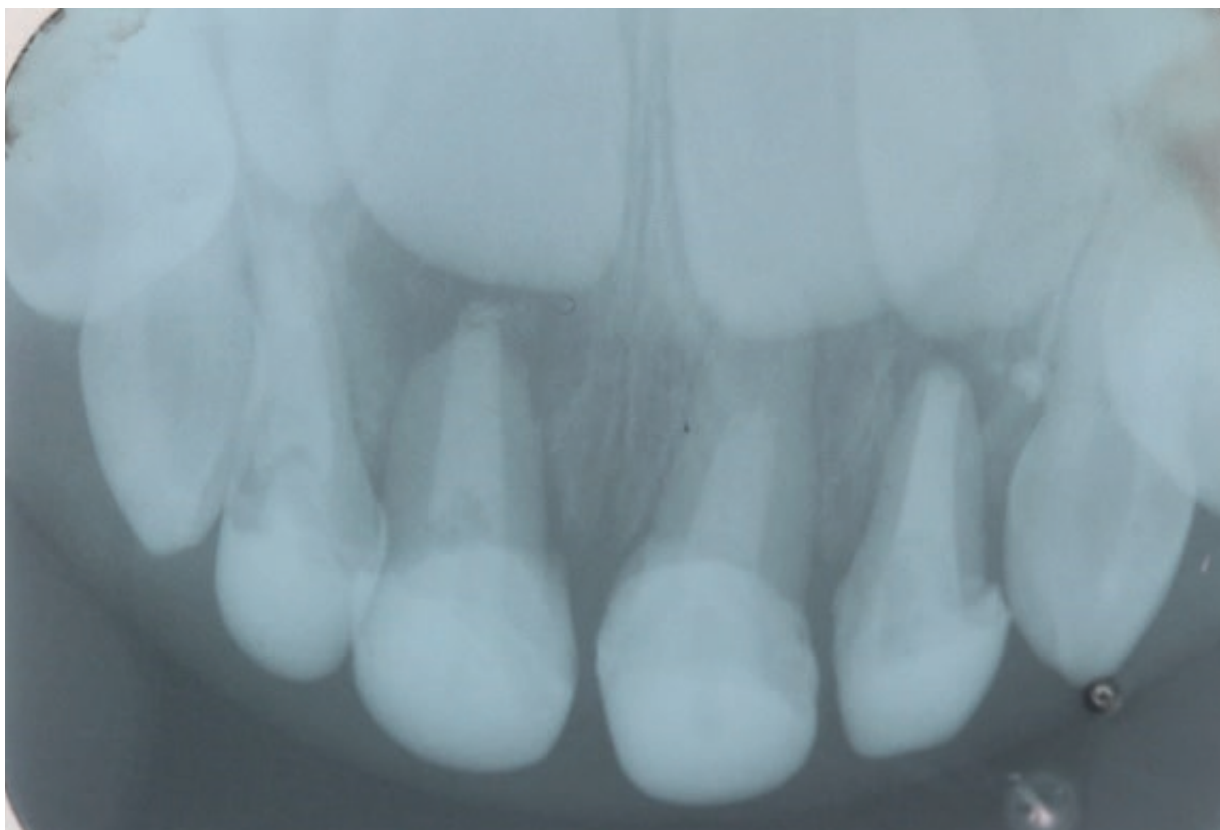


Figura 6 - Radiografia final após a confecção da coroa com resina composta. **Fonte:** Os autores.



Figura 7 – Paciente reabilitado. **Fonte:** Os autores.

Coroas de Aço Inoxidável

Humphrey, em 1950, descreveu o uso das coroas de aço como método de restaurar dentes decíduos, mas, somente na década seguinte houve maior divulgação e emprego da técnica na Odontopediatria. A coroa de aço permite restabelecer forma e função dos dentes posteriores da primeira dentição, nos elementos anteriores ela não é utilizada devido a sua estética deficiente.

A porcentagem de sucesso da coroa de aço quando comparado com outros tipos de restaurações em dentes decíduos como amálgama, ionômero de vidro e resina composta é superior (DUGGAL et al., 1996).

Segundo Duggal mais de 80% das coroas de aço estão em condições satisfatórias após 5 anos da sua colocação.

As coroas de aço inoxidável apresentam inúmeras vantagens (GUEDES, 2010; TOLEDO, 2012), dentre elas, destacam-se:

- Resistência aos fluidos bucais e ao biofilme dental;
- Baixo custo;
- Necessidade de apenas uma sessão clínica, pois não há etapa laboratorial;
- Vários tamanhos, o que facilita a sua seleção;
- Durabilidade do material;
- Facilidade na higienização;
- Biocompatibilidade com os tecidos bucais;
- Manutenção e/ou restabelecimento da oclusão.

As coroas de aço podem ser utilizadas em diversas situações clínicas, como em pacientes com necessidades especiais, lesões cariosas envolvendo duas ou mais superfícies, coroas fragilizadas pós terapia pulpar, dentes decíduos anquilosados, pacientes com cárie precoce da infância e molares com defeitos de estrutura (Figura 8).



Figura 8 - Dente 74 com pulpectomia e restaurado com iônico de vidro. **Fonte:** Os autores.

Nos dentes permanentes as coroas são indicadas em casos específicos, como por exemplo, em amelogênese ou hipomineralizações severas até ser realizado um tratamento definitivo na fase adulta (TOLEDO et al., 2010; SILVA et al., 2010).

Técnica

1- Seleção da coroa de aço

Para selecionar a coroa de aço é necessário realizar a medida mesio distal do dente a ser restaurado com auxílio de um compasso de ponta seca ou sonda periodontal milimetrada (Figuras 9 - 11).

Caso não seja possível realizar essa medida devido a extensas destruições coronárias, a mensuração do tamanho da coroa pode ser feita em um dente homólogo.

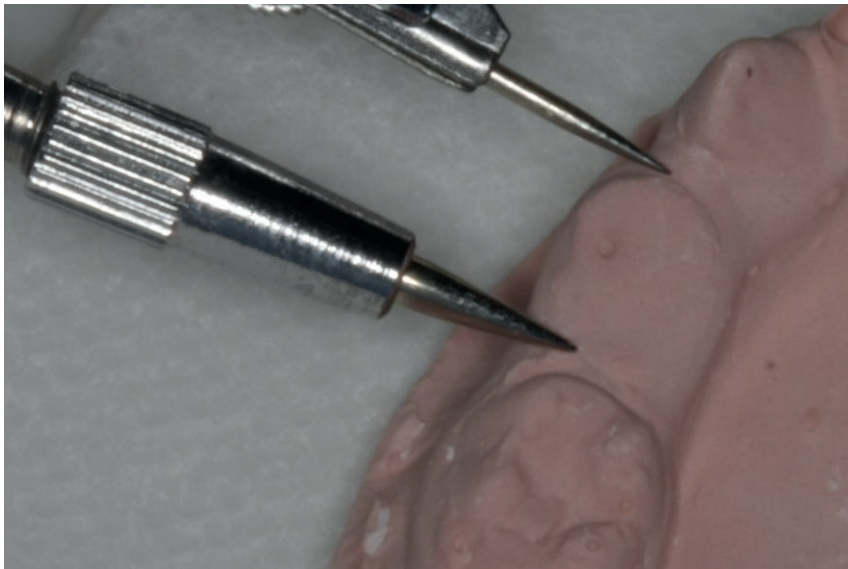


Figura 9 - Medida mesiodistal do dente 74 em modelo de estudo. **Fonte:** Os autores.

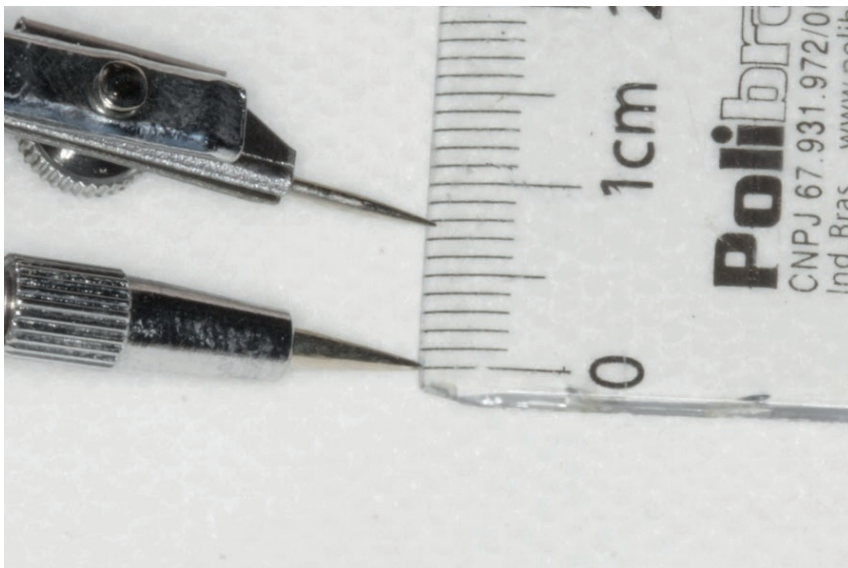


Figura 10 - Medida mesiodistal. **Fonte:** Os autores.

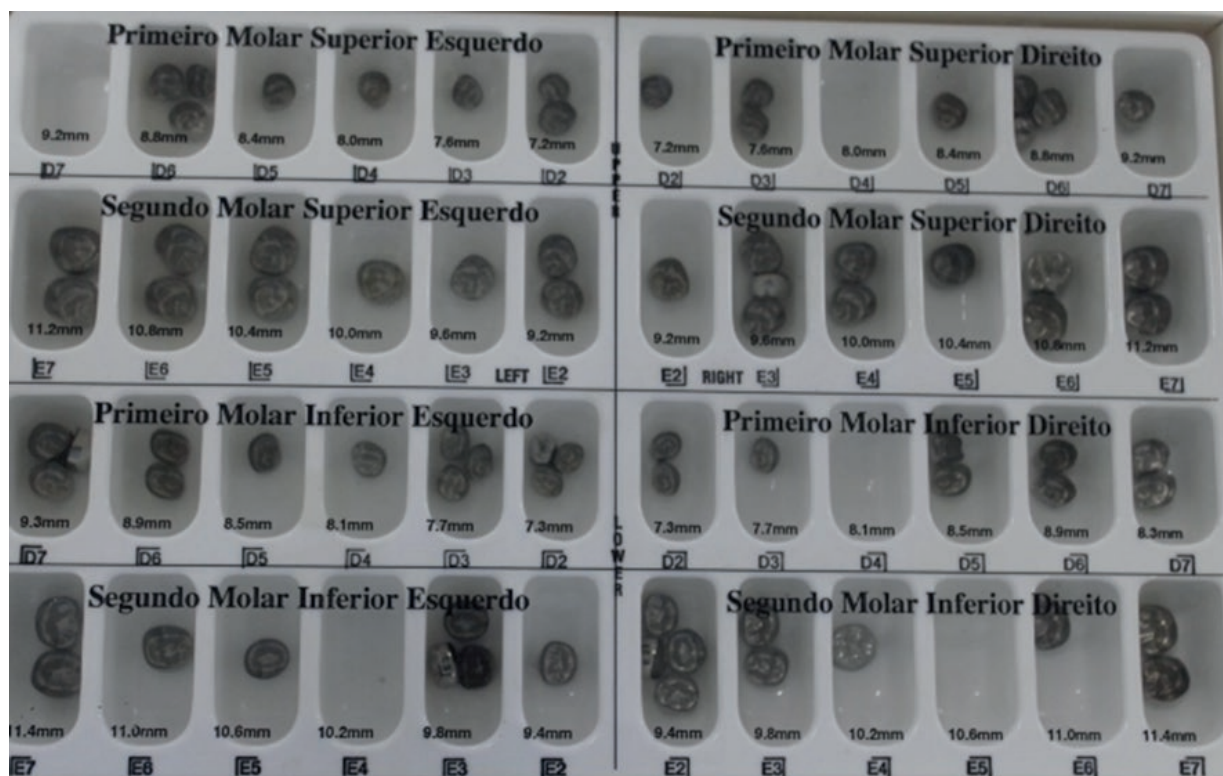


Figura 11 - Seleção da coroa de aço de acordo com a medida mesiodistal. **Fonte:** Os autores.

2- Preparo dental

Deve ser realizado o desgaste da superfície oclusal em torno de 1mm a 1,5mm obedecendo, se possível, a anatomia dental. Em seguida com uma ponta diamantada tronco-cônica realiza-se o desgaste das superfícies proximais, a fim de eliminar todos os pontos de contato. O preparo deve ser finalizado sem a presença de degraus ou ombro e com ângulos arredondados. Evita-se o desgaste das superfícies vestibular e lingual/palatino para que não haja a diminuição da área de retenção da coroa (Figura 12).

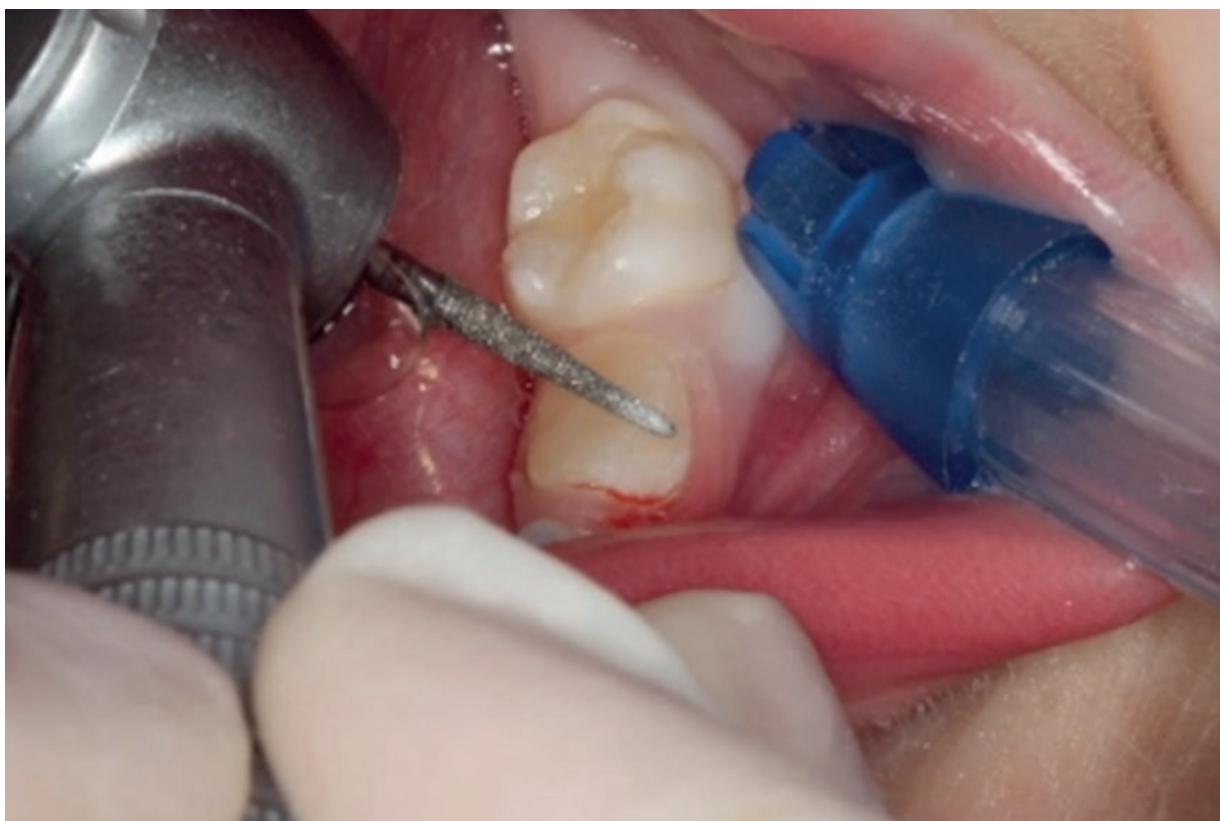


Figura 12 - Preparo dental. **Fonte:** Os autores.

3- Ajuste da coroa de aço

Após o preparo dental, deve ser feito a prova da coroa para avaliar a adaptação. Em caso da presença de excessos observa-se isquemia da margem gengival. O desgaste para adaptação da coroa pode ser feito com uma tesoura curva ou pedras montadas. Após a adaptação é feito o acabamento com borrachas abrasivas ou discos de lixa. Seguindo essa etapa, fez-se o ajuste oclusal para eliminar possíveis interferências.

Para se obter a convexidade mais próxima a anatomia dental realiza-se o contorno da coroa com alicate 114. Antes da cimentação deve ser feito uma nova prova da coroa de aço e avaliado toda a margem com uma sonda clínica (Figuras 13 a 17).



Figura 13 - Ajuste da coroa. **Fonte:** Os autores.



Figura 14 - Polimento da coroa. **Fonte:** Os autores.



Figura 15 - Ajuste cervical com alicate 114. **Fonte:** Os autores.



Figura 16 - Avaliação após ajustes da coroa de aço. **Fonte:** Os autores.



Figura 17 - Coroa de aço pós ajustes. **Fonte:** Os autores.

4- Cimentação

Diversos cimentos podem ser utilizados para a cimentação da coroa, como o ionômero de vidro e fosfato de zinco. Previamente a cimentação a coroa deve ser limpa e o dente a ser restaurado isolado relativamente. A consistência do cimento deve permitir que ele escoe, é feito o preenchimento de toda coroa com o cimento selecionado e com cuidado a coroa é levada em posição no dente (Figuras 18 a 20).

5- Controles periódicos

Devem ser realizados para garantir o sucesso do tratamento reabilitador.



Figura 18 - Preenchimento da coroa de aço com o cimento de fosfato de zinco. **Fonte:** Os autores.



Figura 19 - Cimentação da coroa de aço. **Fonte:** Os autores.



Figura 20 - Coroa de aço finalizada após a cimentação.
Fonte: Os autores.

Prótese fixa do tipo denari

A perda precoce dos dentes anteriores acontece na maioria das vezes em decorrência de traumas e a fim de manter o espaço do dente perdido, são utilizados os mantenedores de espaços estéticos funcionais, eles são extremamente importantes, não só no quesito estético, mas também para o correto desenvolvimento da fala e função, além de evitar hábitos bucais deletérios, como a interposição lingual na região do dente ausente (GUEDES et al., 2010; TOLEDO et al., 2012).

Dentre os mantenedores de espaços fixos para região anterior, destaca-se a prótese tipo Denari, também chamada de sistema tubo-barra. Essa prótese é composta de duas partes, uma apresenta uma barra feita de fio de aço 1,5mm e na outra parte, unido ao dente de estoque, um orifício do mesmo diâmetro do fio de aço e na mesma altura. As duas estruturas se conectam, formando o sistema tubo-barra, que permitem o crescimento transversal do arco dentário sem nenhuma interferência, sendo essa uma de suas principais vantagens, visto que não haverá a necessidade de troca de prótese. Além disso, esse mantenedor de espaço é minimamente invasivo, pois não há necessidade de preparo dos dentes pilares e a ancoragem da prótese é feita através de cintas metálicas (PEREIRA et al., 2010; TOLEDO et al., 2012).

A Denari deve ser utilizada em pacientes com boa higiene oral, os dentes pilares não podem apresentar restaurações extensas e nem mobilidade e área edêntula deve ser pequena, a fim de não gerar sobrecarga nos dentes de suporte (Figura 21).



Figura 21 - Dentes 51 e 61 ausentes devido à perda precoce por trauma. **Fonte:** Os autores.

Para confecção do mantenedor de espaço com sistema tubo-barra é necessário realizar uma moldagem precisa do arco superior e inferior e o registro de mordida do paciente para que a prótese não tenha interferências oclusais. A confecção da prótese é feita em laboratórios protéticos capacitados para este tipo de prótese infantil.

Previamente à cimentação da prótese tipo Denari é importante checar possíveis interferências oclusais, que devem ser anuladas, adaptar a cinta metálica nos dentes de suporte e, se necessário, realizar o mínimo desgaste das áreas de retenção dos dentes pilares e por último avaliar se a altura do dente de estoque está de acordo com o dente homólogo ou dente vizinho. Para a cimentação, é indicado o uso de cimentos resinosos associado com “stops” em resina composta (Figuras 22 - 27).



Figura 22 - Prova da prótese tipo Denari. **Fonte:** Os autores.

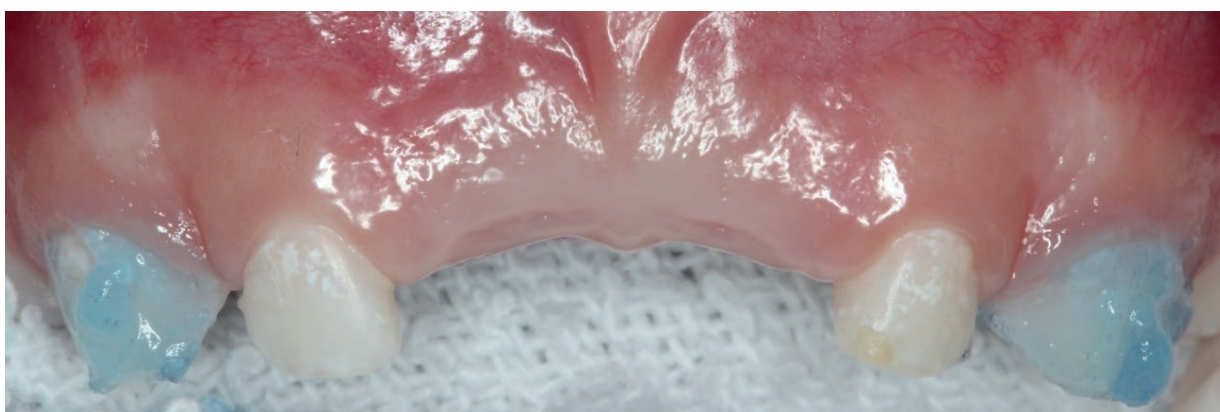


Figura 23 - Condicionamento ácido dos dentes pilares. **Fonte:** Os autores.



Figura 24 - Fotoativação do cimento resinoso dual. **Fonte:** Os autores.



Figura 25 - Aplicação do adesivo. **Fonte:** Os autores.



Figura 26 - Colocação dos “stops” em Resina composta. **Fonte:** Os autores.



Figura 27 - Prótese imediatamente após a cimentação. **Fonte:** Os autores.

Por fim, realiza-se uma radiografia oclusal, para acompanhar o crescimento da criança e a instrução de higiene da prótese para que não haja alterações no periodonto. O acompanhamento clínico e radiográfico deve ser realizado periodicamente até que esteja no momento ideal de remover a prótese para que os dentes permanentes irrompam (Figuras 28 - 30).



Figura 28 - Instrução da higiene da prótese. **Fonte:** Os autores.



Figura 29 - Prótese cimentada. **Fonte:** Os autores.



Figura 30 - 13 meses de acompanhamento – sistema tubo barra em evidência devido ao crescimento transversal do arco maxilar. **Fonte:** Os autores.

Banda Alça

Mantenedor de espaço fixo, não funcional, pois preserva o espaço do dente perdido, porém não restaura a função mastigatória e não evita a extrusão do dente antagonista. É ideal para a manutenção isolada de espaço unilateral em dentição decídua, geralmente primeiro ou segundo molares, no qual necessite de apenas um dente para suporte. É um mantenedor que não depende da cooperação do paciente (CARVALHO; CASA, 2000; MULLER, 1981).

É constituído por uma banda ortodôntica com uma alça soldada. A banda é adaptada a um dos dentes adjacentes e a alça deve ficar em contato com o dente adjacente ao espaço anodôntico. Durante a erupção dos incisivos laterais, o canino sofre uma movimentação para distal e vestibular, em direção aos espaços primatas. Para evitar que ocorra uma interferência nesse movimento fisiológico, é necessária uma alteração na forma da alça, através da criação de um plano reto que permita a movimentação do canino, ao invés de contornar toda a superfície distal (KORYTNICKI et al., 1994).

Para sucesso da manutenção do espaço é necessário que a alça seja larga o suficiente vestibulolingualmente e a alça deve estar próxima a gengiva, porém não deve atingi-la, e não deve restringir nenhum movimento fisiológico. Um apoio oclusal pode ser colocado na alça para garantir a estabilidade e evitar que a força da mastigação ou hábitos nocivos causem a intrusão da alça na gengiva, ou a inclinação do dente suporte, causando a perda de espaço (PROFFIT et al., 2012) (Figuras 31 -38).

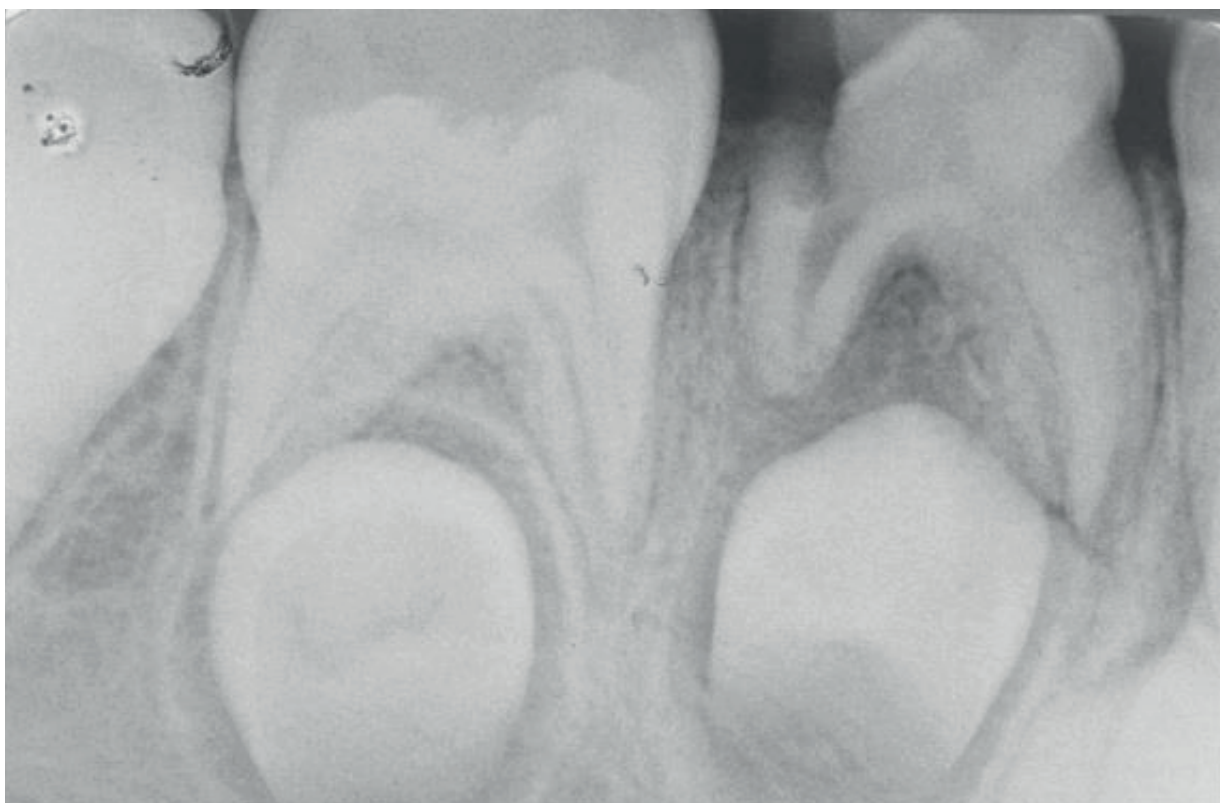


Figura 31 - Radiografia inicial. **Fonte:** Os autores.

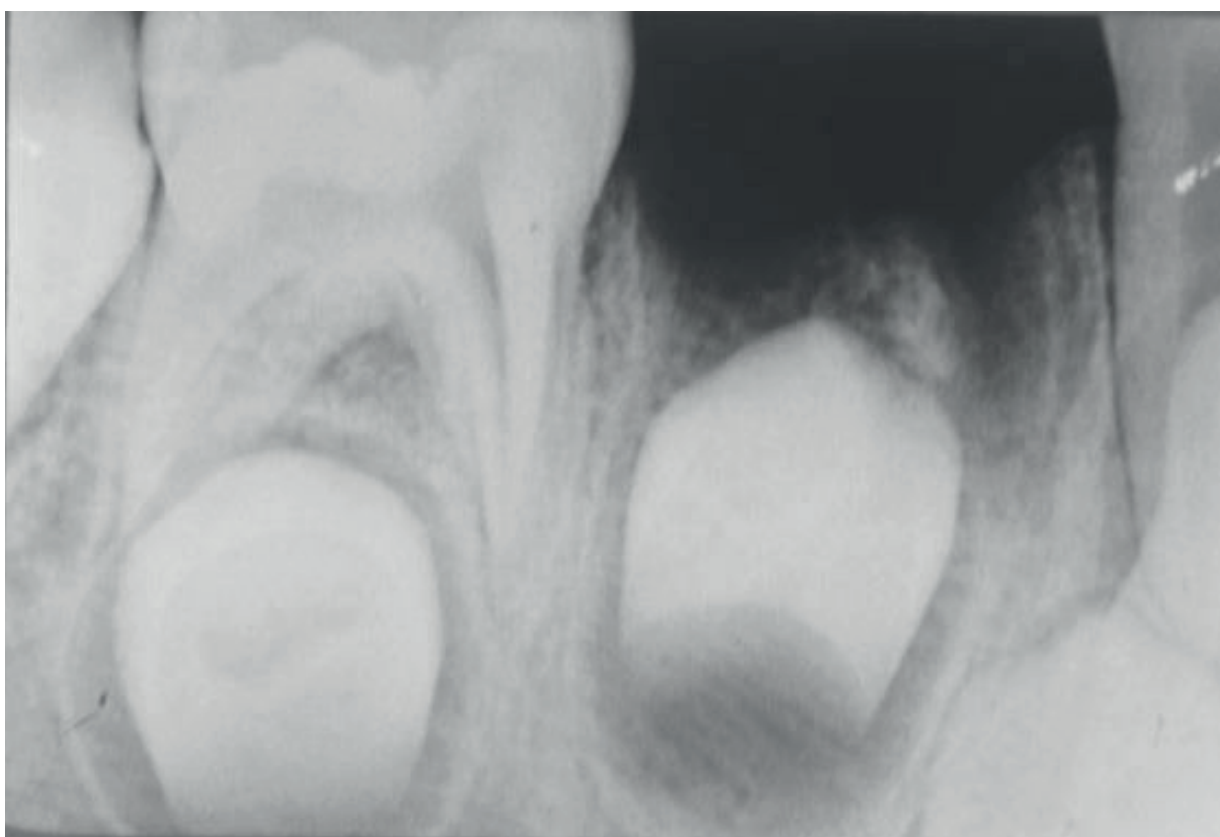


Figura 32 - Após a exodontia. **Fonte:** Os autores.



Figura 33 - Dente 85 escolhido para ser pilar. **Fonte:** Os autores.



Figura 34 - Prova e ajustes da banda alça. **Fonte:** Os autores.

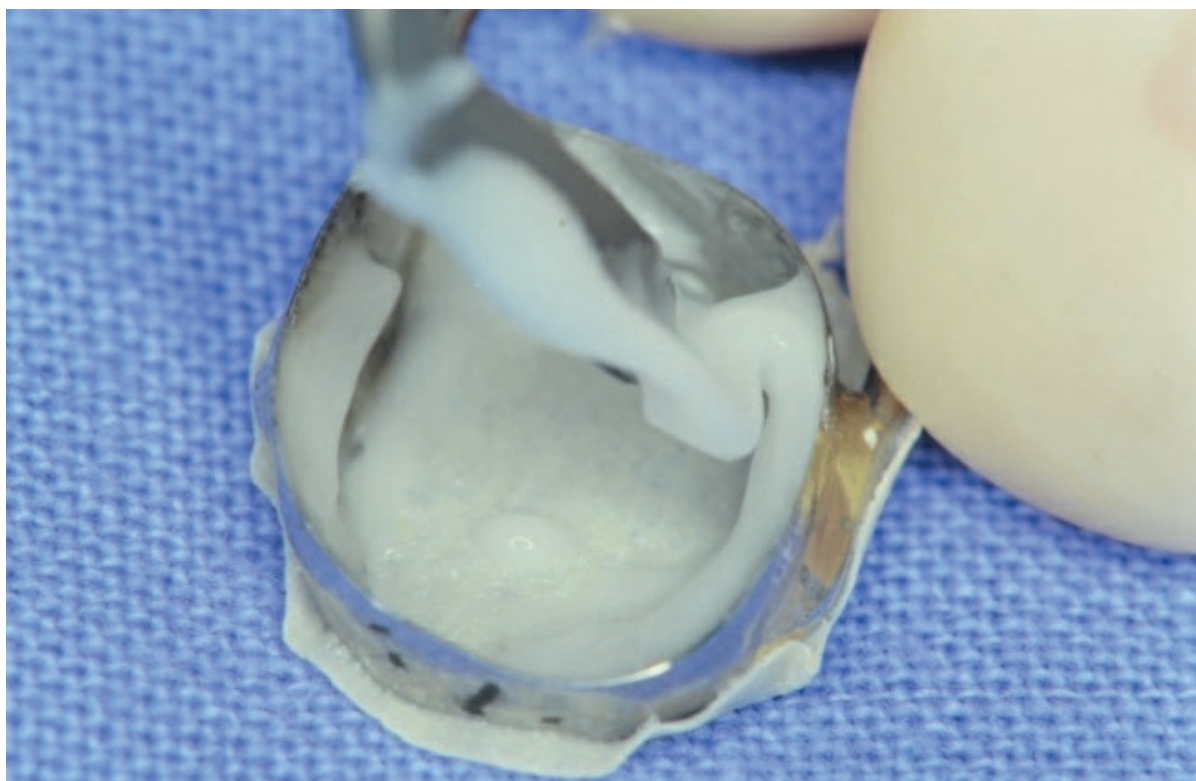


Figura 35 - O material utilizado para cimentação foi o iônico de vidro Vidrion C em cápsula. **Fonte:** Os autores.

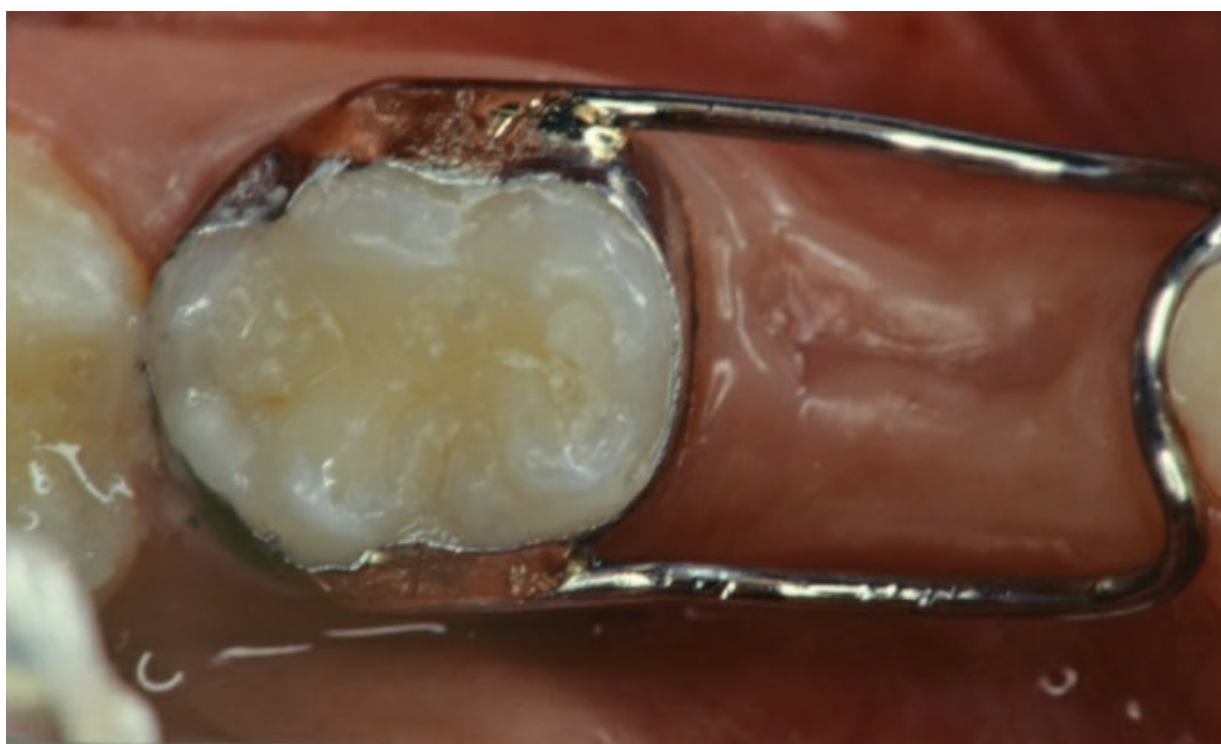


Figura 36 - Após a cimentação. **Fonte:** Os autores.



Figura 37 - Após a cimentação em oclusão. **Fonte:** Os autores.

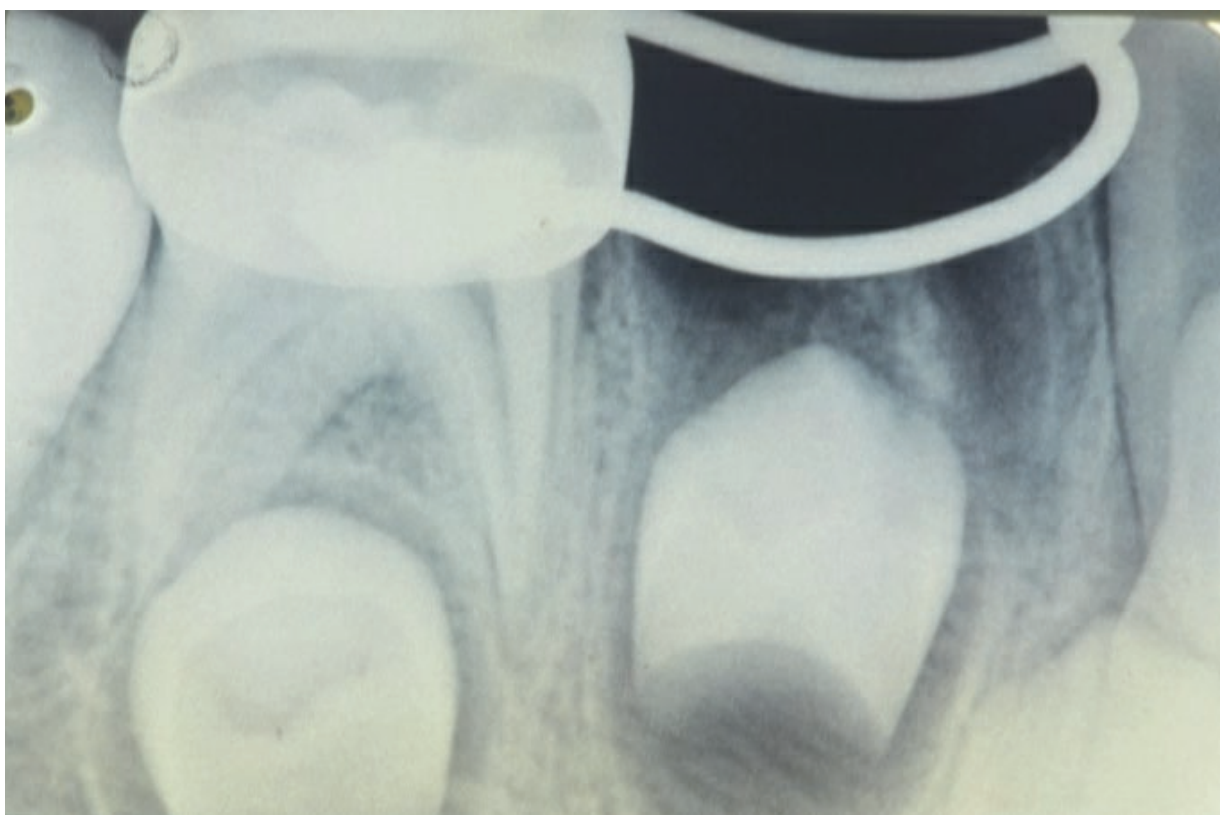


Figura 38 - Radiografia após a instalação do mantenedor banda alça. **Fonte:** Os autores.

A reavaliação deve ser realizada a cada 3 ou 4 meses, com controle radiográfico, para verificar a fixação do dispositivo, o dente de suporte e o grau de desenvolvimento do dente sucessor. Caso o dente sucessor apresente 2/3 da raiz formada (estágio 8 de Nolla) o dente já está com potencial eruptivo e o mantenedor pode ser retirado. Radiografia inicial dente 84, indicado para exodontia (MCDONALD, 2001).

Mantenedor Removível

É um mantenedor estético e funcional, pois restabelece a função mastigatória e impede a extrusão do dente antagonista. É indicado para perdas prematuras múltiplas uni ou bilaterais, para crianças com maturidade emocional para utilizar o aparelho removível e evitar o desenvolvimento de hábitos deletérios, como por exemplo, a interposição lingual (FISHER-BRANDIES, 1993).

Dentre as vantagens do uso do mantenedor removível estão, a facilidade de confecção, os dentes utilizados podem ser pré-fabricados em resina acrílica ou podem ser utilizados os dentes do próprio paciente, a possibilidade de reabilitar segmentos anterior e posterior simultaneamente, a recuperação da dimensão vertical de oclusão, baixo custo e a facilidade de higienização (SILVA et al., 2003). As principais desvantagens do mantenedor removível são a falta de cooperação do paciente e o aparelho requerer modificações ou substituições ao longo do tratamento, devido ao crescimento e erupção dos dentes permanentes (THOMAZINHO, 2005).

Prótese Total em Odontopediatria

A indicação da prótese total em crianças, substituindo a totalidade dos dentes decíduos perdidos pode ser indicada além da perda precoce por cárie dentária (Figuras 39 - 40), para casos severos de defeitos do desenvolvimento do esmalte dentário e anodontia total verdadeira, como pode ocorrer, por exemplo, na displasia ectodérmica hereditária (GUEDES-PINTO, 2012)



Figura 39 - Dentes indicados para exodontia devido a destruição por cárie dentária. **Fonte:** Os autores.

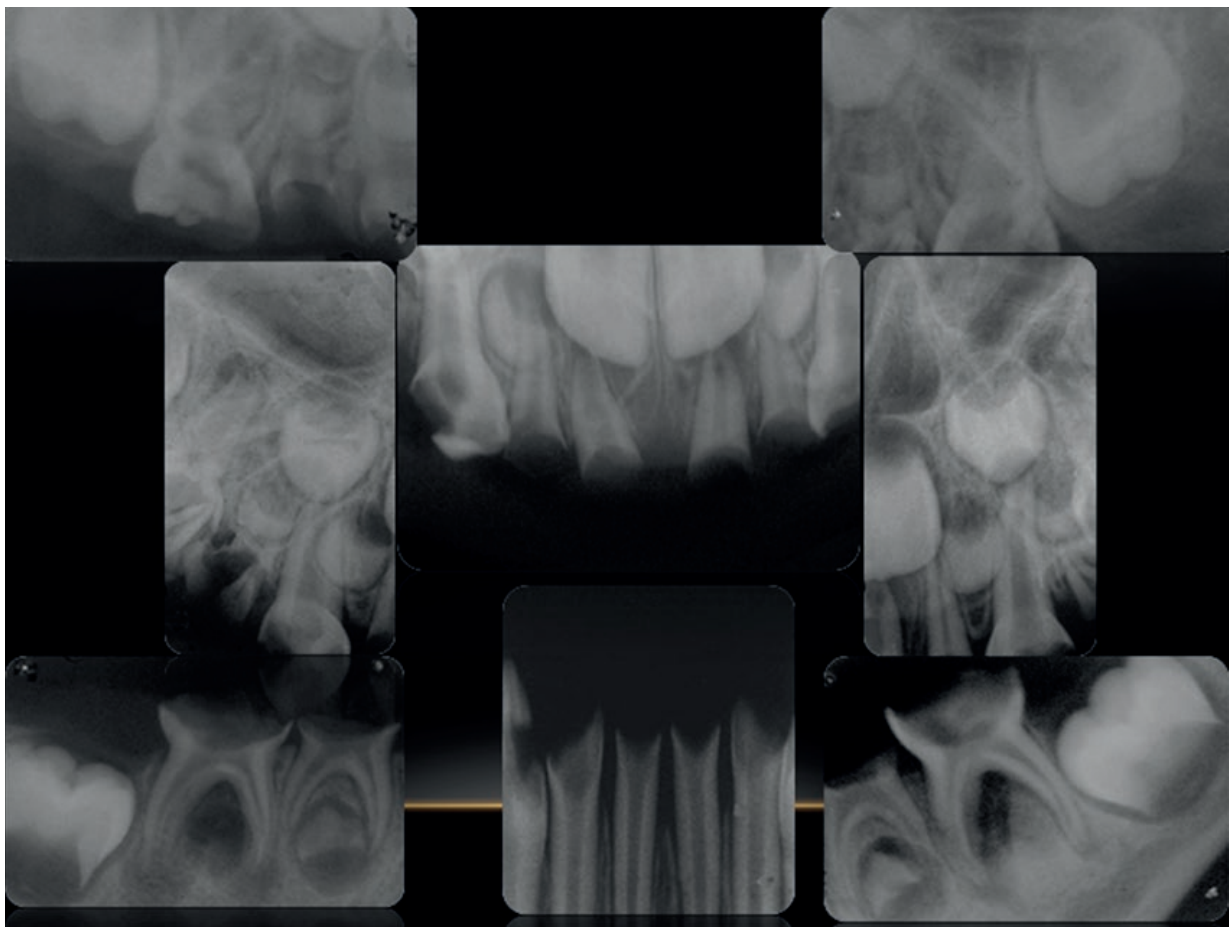


Figura 40 - Radiografias periapicais da paciente. **Fonte:** Os autores.

A confecção dessas próteses em crianças exige do profissional conhecimento científico a respeito dos aspectos morfofuncionais da dentição decídua e as características da oclusão nesta fase, bem como a técnica de manejo do comportamento psicológico do paciente. Apesar disso, assim como a técnica indicada para os adultos, exige a fase clínica e a fase laboratorial.

Na fase clínica, durante o exame da cavidade bucal, o profissional deverá ficar atento à presença de freios e bridas com maior inserção, podendo os mesmos interferir na estabilidade final da prótese. A base da prótese deverá ficar amplamente suportada pelas gengivas, e sua extensão posterior será a superfície distal do segundo molar.

Na seleção da moldeira de estoque o profissional deverá utilizar moldeiras infantis tipo Vernner ou de alumínio perfurada, compatível com o arco maxilar, ficando atento para as áreas retentivas, sendo necessário para maioria dos pacientes ajustes das bordas da moldeira com um alicata N.121 e a proteção das bordas com cera utilidade ou cera 7.

O paciente deve ser moldado, arco superior e inferior, com alginato de presa rápida para a confecção do modelo de estudo e posterior obtenção da moldeira individual, confeccionada em resina acrílica, utilizando-se do modelo de estudo, delimitando-se toda área anatômica de suporte da prótese. Todo cuidado deverá ser tomado no acabamento e arredondamento das bordas da moldeira, prevenindo ferimento no fundo de sulco vestibular.

Com a moldeira individual, deverá ser realizada a moldagem funcional com Optosil ou pasta zinco-enólica e, em seguida, o vazamento do gesso especial, resultando no modelo de trabalho onde será confeccionada a base de prova em resina acrílica autopolimerizável e sobre esta, construído os roletes de cera rosa, para montagem no articulador.

Para determinação da dimensão vertical é importante orientar a criança a permanecer com a cabeça ereta, os músculos mastigatórios em repouso, lábio superior e inferior se tocando levemente e respirar pelo nariz. Assim, mede-se por meio do compasso de Willis e obtém-se a dimensão vertical de repouso. Subtraindo-se 2mm desta medida obtém-se a dimensão vertical de oclusão.

Ajustado os roletes de cera e determinado o registro da relação cêntrica, a dimensão vertical e a oclusão, serão traçadas as linhas de referência que são: linha média da face, a linha do sorriso, a linha do canino e a linha das comissuras labiais (Figura 41).



Figura 41 - Dentes extraídos. **Fonte:** Os autores.

O passo seguinte será o preparo dos dentes artificiais, já que não existem no mercado dentes decíduos em estoque. Poderá ser confeccionado adaptando-se dentes artificiais da dentadura permanente ou através da confecção de dentes decíduos de resina, obtidos por meio de moldagem de outra criança, confeccionados com a cor mais branca, simulando a cor do esmalte dentário decíduo

Durante a montagem dos dentes artificiais no articulador, o protético deverá se atentar para as características da oclusão dos arcos dentários decíduos, ou seja, os dentes decíduos possuem implantação vertical, com pequenos diastemas, superfície oclusal dos arcos plana, não há necessidade de determinar as curvas de compensação anteroposterior (Spee) e transversal (Wilson) (Figura 42).



Figura 42 - Prova dos roletes de cera. **Fonte:** Os autores.

A prova dos dentes em cera no paciente servirá para corrigir a posição da oclusão cêntrica, o posicionamento dos lábios e a fonação, especialmente das letras “S”, “F” e “V”.

Seguido de todos os ajustes e verificado que não interferência de freios e bridas e uma boa retenção da prótese, o passo seguinte será a acrilização da prótese, acabamento e polimento em laboratório (Figura 43).



Figura 43 - Dentes incluídos em cera. **Fonte:** Os autores.

Na instalação da prótese todo o cuidado deverá ser tomado, orientando a criança e familiares das dificuldades iniciais com o dispositivo. É comum nos primeiros dias a criança se queixar da falta de retenção da prótese, dificuldades para mastigação, aumento do fluxo salivar ou até mesmo escoriações na mucosa. Os familiares deverão ser orientados que no primeiro sinal de ferimento voltar ao consultório para realizar os ajustes e incentivar a criança ao uso da prótese (Figura 44 - 46).



Figura 44 - Prova dos dentes. **Fonte:** Os autores.



Figura 45 - Prótese acrilizada. **Fonte:** Os autores.



Figura 46 - Paciente com prótese total. **Fonte:** Os autores.

O primeiro controle deverá ser feito no dia seguinte a instalação da prótese e em seguida em uma semana. Certificado que a criança se ajustou ao uso, o controle deverá ser periódico, com intervalo de no máximo seis meses, com o objetivo de acompanhar desajustes em virtude do crescimento facial e erupção dos dentes permanentes.

Agradecimentos

Agradecemos a Dra. Maria Gisette Arias pela colaboração na execução dos casos clínicos.

REFERÊNCIAS

CARVALHO, S. et al. **Atualização na clínica odontológica. Casos antagônicos.** São Paulo: Artes Médicas, 2000. v. 2

DUGGAL, M. S. et al. **Técnicas restauradoras em Odontopediatria.** São Paulo: Artes Médicas, 1996.

FISHER-BRANDIES, H.; STAHL, A. N. F. **Técnica Ortodôntica, Indicações e Clínica.** Santos: Santos, 1993.

GUEDES-PINTO, A. C. **Odontopediatria: Edição Ouro.** 8. ed. São Paulo: Santos, 2010.

KORYTNICKI, D.; NASPITZ, N.; FALTIN JR, K. Consequências e tratamento das perdas precoces de dentes decíduos. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v. 48, n. 3, p. 1323-9, 1994.

MCDONALD, R. E.; AVERY, D. R. **Odontopediatria.** 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

MENDES, F. M. et al. Resin composite restoration in primary anterior teeth using short-post technique and strip crowns: a case report. **Quintessence Int**, v. 35, p. 689-692, 2004.

MULLER, M. C. A. Procedimentos ortodônticos preventivos. In: **Ortodontia para clínicos: programa pré-ortodôntico.** São Paulo: Santos, 1999.

REFERÊNCIAS

OLIVEIRA, L. B. et al. Reabilitação de dentes decíduos anteriores com pino de fibra de vidro. **J health Sci Inst.** v. 28, n. 1, p. 89-93, 2010.

PEREIRA, L.; MIASATO, J. M. Mantenedor de espaço estético-funcional em odontopediatria. **Rev Odont Univ São Paulo**, v. 22, n. 2, p. 154-162, 2010.

PROFFIT, W. R.; FIELDS, H. W.; SARVER, D. M. **Ortodontia Contemporânea**. 5ª Edição. Rio de Janeiro: Mosby Elsevier, 2012.

SILVA, T. C. et al. Coroas de aço inoxidável: técnica e custo benefício. **Salusvita**, v. 27, n. 3, p. 403-20, 2007.

SILVA, V. S.; BARCELOS, R.; DE SOUZA, I. P. Perceptions of pediatric patients and guardians about prosthetic appliances. **J Clin Pediatr Dent**, v. 27, n. 1, p. 87, 2003.

TOLEDO, O. A. **Odontopediatria: fundamentos para a prática clínica**. 4. ed. São Paulo: Medbook, 2012.

THOMAZINHO, A. Ortodontia Preventiva e Interceptora. In: ASSED, S. **Odontopediatria – Bases científicas para a prática clínica**. São Paulo: Artes Médicas, p. 879-992, 2002.

REFERÊNCIAS

VERRASTRO, A. P. et al. Reconstrução de dentes decíduos anteriores com pino de fibra de vidro e matriz anatômica de celuloide: relato de caso clínico. **ConScientiae Saúde**, v. 6, n. 1, p. 81-88, 2007.

WANDERLEY, M. T.; TRINDADE, C. P.; CORRÊA, M. S. N. P. Reabilitação protética em Odontopediatria. In: CORRÊA, M. S. N. P. **Odontopediatria na primeira infância** - Uma visão multidisciplinar. 4. ed. São Paulo. Quintessence, p. 509-531, 2017.

_____. VERRASTRO, A. P. Reabilitação e prótese em Odontopediatria. In: GUEDES-PINTO, A.C.; BÖNECKER, M.; RODRIGUES, C. R. M. D. **Odontopediatria – Fundamentos de Odontologia**. São Paulo: Santos-GEN, 2009. p. 329-355.

_____. ZARDETTO, C.G.C.; ALDRIGUI, J.M. Utilização de Pinos Intrarradiculares na Reabilitação Estética e Funcional em Dentes Decíduos Anteriores. In: BÖNECKER, M., GUEDES-PINTO, A.C. **Estética em Odontopediatria** - Considerações Clínicas; São Paulo: Santos, 2011. p. 115-36.

CAPÍTULO 9 - SISTEMAS CERÂMICOS ODONTOLÓGICOS

Ludmila Priscilla Manetti
Fernanda Ferruzzi Lima
Marília Zeczowski

Introdução

Desde muito cedo, o homem procura artefatos que possam lhe substituir a contendo os dentes e tecidos circunvizinhos perdidos. A história nos conta o jogo de tentativa e erro ao longo dos anos. Fez-se ao londo dos tempos, graças às descobertas e aperfeiçoamento que uma série de pesquisadores e autores transmitissem um conjunto de materiais restauradores com qualidades interessantes para este fim, como biocompatibilidade, durabilidade e estética. Em tempos modernos, as cerâmicas dentárias, com uma série de características intrínsecas, apresentam-se como um dos principais materiais na ciência e na arte da reconstrução dentária (AMOROSO; FERREIRA; TORCATO, 2012; ANAMI et al., 2012; CARDOSO; DECURSIO, 2015).

Referendada pela primeira vez como material odontológico em 1774, na França, pelo químico Alex Duchateou e pelo dentista Nicholas Dubois de Chemant, a cerâmica foi utilizada com sucesso na fabricação de dentes para prótese total. Um século após, em 1888, Charles Henry Land, dentista em Detroit, após vários experimentos com materiais cerâmicos, projetou e patenteou uma metodologia de manuseio da cerâmica, confeccionado sobre uma lâmina de platina. Embora tenha obtido sucesso, a aplicação desses trabalhos foi limitada, pois as técnicas de fixação das coroas sobre seus preparos eram apenas por justaposição dos cimentos, pois, as técnicas de adesão ainda estavam longe de serem utilizadas (CARDOSO; DECURSIO, 2015; JACOB et al., 2010).

Com a invenção do forno elétrico em 1894 e da porcelana de baixa fusão em 1898, Charles Henry Land, finalmente, teve a oportunidade de realizar a construção de coroas totalmente cerâmicas sobre uma lâmina de platina. Entretanto, somente em 1903, após o aperfeiçoamento das cerâmicas fundidas a altas temperaturas, é que possibilitou a Land a introdução das coroas de jaqueta de porcelana, abrindo de forma definitiva a entrada da cerâmica na Odontologia restauradora (CARDOSO; DECURCIO, 2015).

O conceito de adesão é relativamente novo na odontologia, tendo sido introduzido em 1955 por Buonocore (1995) o qual mostrou que o esmalte, quando tratado com ácido fosfórico a 85%, apresentava uma superfície porosa que poderia ser infiltrada por resina, melhorando a durabilidade da adesão. A partir desse trabalho, inúmeras outras pesquisas foram desenvolvidas para aprimorar o condicionamento do esmalte, discutindo-se também o condicionamento de dentina e da cerâmica, o que levou à evolução dos sistemas adesivos.

Com o domínio tecnológico da fabricação de cerâmicas associado a potentes fornos de queima, as cerâmicas dentárias apresentam características físicas e mecânicas excelentes, dentre os materiais dentários com finalidade restauradora. De certa forma, são compatíveis em suas estruturas e apresentam imensa resistência à compressão, estabilidade química e o alto potencial estético.

A estética é um fator primordial na Odontologia. As restaurações cerâmicas, por sua vez, em razão da sua alta capacidade de mimetizar os tecidos dentais, são a escolha de preferência de muitos profissionais e pacientes; contudo, ocasionalmente estes sistemas podem falhar, gerando questões sobre a efetividade desse tipo de tratamento (MALHEIROS; FIALHO; TAVAREZ, 2013).

Para Pastor (2014), a evolução dos materiais e técnicas na odontologia permitiu realizar uma reabilitação da oclusão dentária sem, necessariamente, ter de desgastar e destruir os remanescentes dentários. A possibilidade de laminar a coroa de um dente com porcelana pura, fundida ou maquinada, unida ao remanescente coronário por uma fina camada de cimento resinoso, fazendo esse conjunto protético ser tão ou mais resistente que o dente original (ALBAKRY; GUAZZATO; SWAIN, 2003), tornou-se a pedra angular da reabilitação odontológica atual.

A longevidade das tradicionais cerâmicas é oriunda da possibilidade de adesão ao elemento dental, assim como das diversas características dos materiais cerâmicos que já são de conhecimento comum, a saber: inércia química; biocompatibilidade; coeficiente de expansão térmica semelhante ao das estruturas dentárias; alta resistência à compressão e à abrasão; suficiente tenacidade; excelente reprodução das propriedades ópticas da estrutura dental; radiopacidade; adesão ao agente cimentante e ao substrato dentário; e estabilidade de cor em trabalhos com acompanhamento clínico de até 21 anos (ANAMI et al., 2012).

É necessário que o clínico esteja ciente das corretas indicações de restaurações cerâmicas, para prover a elas otimização e longevidade. Neste capítulo, apresenta-se uma classificação de acordo com o conteúdo das cerâmicas odontológicas. Desse modo, contribui-se para que o cirurgião-dentista opte pela melhor cerâmica durante a reabilitação de seus pacientes, utilizando dos princípios clínicos e científicos na busca de um sorriso esteticamente satisfatório e agradável.

Este capítulo propõe um estudo das cerâmicas odontológicas e sua classificação em três grupos que serão apresentados a seguir: 1) Cerâmicas Vítreas; 2) Cerâmicas Reforçadas por partículas; 3) Cerâmicas Policristalinas. Para cada classificação, serão adotados os seguintes aspectos primordiais: a) composição e microestrutura; b) as formas de processamento; e c) a utilização clínica.

A Cerâmica Odontológica

A palavra “cerâmica” é originária do grego, *Keramos* e possui o significado: matéria queimada: são notáveis pela excelência na reprodução da forma artificial dos dentes naturais.

As cerâmicas são utilizadas desde os primórdios da humanidade, período que os homens utilizavam o barro endurecido pelo fogo para a construção de artigos de sobrevivência. Sendo ela, um material antigo na indústria. Atualmente, essa matéria prima é utilizada não apenas na odontologia, mas sim constituindo produtos domésticos e da área civil (KELLY, 2008). Para Malheiros, Fialho e Tavares (2013), as cerâmicas são um material odontológico que compõem modernidade.

As cerâmicas apresentam-se como estrutura frágil. As que sofrem o processo de cimentação sobre a estrutura dental, tornam-se altamente resistentes, mesmo em situações em que a cerâmica apresenta-se com espessura inferior a 2mm. Percebe-se que a cerâmica unida a diferentes materiais, pode tornar-se resistente e promove saúde, autoestima aos pacientes e melhor qualidade de vida. As cerâmicas desempenham funções relevantes na odontologia por restaurar os dentes de forma natural (CARDOSO; DECURCIO, 2015; RENZETTI et al., 2013).

A composição da cerâmica ocorre por meio da de três minerais: argila branca (Calium), quartzo e feldspato. Ao serem combinados entre si, pulverizados, moldados e queimados compõem a cerâmica de cor branca.

Um grande exemplo desse tipo de cerâmica é a porcelana (MALHEIROS; FIALHO; TAVAREZ, 2013). Em uma revisão de literatura produzida por Amoroso, Ferreira e Torcato (2012), os autores desenvolveram um estudo sobre a demanda por restaurações estéticas, por meio do qual, como resultado, foi apresentado o grande uso das cerâmicas dentais, constituindo a principal alternativa de material restaurador para a estrutura dental devido as suas propriedades favoráveis.

Os sistemas cerâmicos representam hoje na odontologia uma alternativa aos metais no tratamento protético (MALHEIROS; FIALHO; TAVAREZ, 2013). É com agilidade no campo científico que as cerâmicas desenvolvem-se. Isso implica em aprimorar as propriedades físicas e mecânicas para atender às necessidades estéticas que cada vez mais vem sendo exigidas pela sociedade contemporânea. Diante desse contexto, precisa-se conhecer os sistemas cerâmicos, no que diz respeito às principais peculiaridades até suas restrições, para que os profissionais da odontologia sejam capazes de indicá-las de modo coerente em cada situação clínica.

Os materiais cerâmicos com elevadas propriedades mecânicas, que possibilitam a confecção de restaurações cerâmicas livres de metal, tanto na região anterior como na região posterior, configuram-se no sentido de que quanto maior a resistência mecânica do material, maior é a dificuldade em realizar a cimentação adesiva entre o dente e a restauração cerâmica. A indicação de cada sistema cerâmico deve ser feita de maneira criteriosa, levando em consideração não apenas a resistência mecânica do material, como também a região que deverá ser restaurada e a forma de união entre o dente e a restauração, a fim de garantir a longevidade do tratamento (GARCIA et al., 2011; MALHEIROS; FIALHO; TAVAREZ, 2013).

Considerando os diversos sistemas cerâmicos que estão disponíveis no mercado, faz com que os profissionais da área estética, necessitem de uma constante reciclagem acerca das suas propriedades e indicações, visto que os bons resultados não são apenas exclusividade do material utilizado, mas sim, a seleção do melhor material e o tipo de preparo em conjunto à habilidade do odontólogo (AMOROSO; FERREIRA; TORCATO, 2012).

Os avanços científicos relacionados as suas próprias composições mecânicas contribuem para a universalização do uso cerâmico. As cerâmicas apresentam-se como estruturas extremamente delgadas, são cimentadas na parte superior da estrutura dental e tornam-se resistentes, mesmo em situações em que a cerâmica apresenta-se com espessura menor que 2mm (RENZETTI et al., 2013). Os sistemas cerâmicos propiciam a obtenção de restaurações com aparência muito próxima a dos dentes naturais, promovem boa adaptação marginal e resistência adequada, desde que os procedimentos de preparo e fabricação sejam realizados com atenção e cuidado. Por isso, é necessário que o profissional conheça as características do material por ele utilizado, para sua correta indicação e sucesso clínico (SPEAR; HOLLOWAY, 2008).

Já os sistemas cerâmicos que não são ácido sensíveis, são considerados resistentes e são chamados cerâmicas policristalinas de alumina e zircônia. Este sistema se faz essencial a pacientes que sofrem com as altas cargas oclusais funcionais e parafuncionais. Todavia, esse sistema é menos estético em função de um alto teor cristalino, sendo mais indicado como materiais de infraestrutura (CARVALHO et al., 2012).

As cerâmicas odontológicas possuem composição à base de elementos metálicos (Al, Ca, Li, Mg, K.Na, Zr, Ti) e não metálicos (O, Si, B, F). A combinação resulta em duas fases distintas. A fase vítrea ou amorfa e fase cristalina ou mineral. A fase vítrea confere propriedades de transmissão de luz, o que possibilita a reprodução de características óticas de translucidez em vários níveis. A fase cristalina é responsável pela resistência, pois funciona como uma barreira impedindo a propagação de trincas. O percentual cristalino bem como o tipo de cristal presente na microestrutura, influenciará diretamente na translucidez e opacidade da cerâmica, sendo a fluorescência e opalescência garantidas pela inserção de óxidos metálicos na composição da cerâmica. Então, para obter boas características estéticas, o fabricante mantém um percentual significativo de fase amorfa, e um menor percentual de fase mineral. Esta diminuição, no entanto, leva a uma menor resistência intrínseca do material, tornando-o mais propenso a fratura (SUAREZ et al., 2004). A baixa tenacidade à fratura é reconhecidamente uma das maiores desvantagens do material cerâmico. A tentativa de minimizar ou mesmo solucionar tal problema baseia-se atualmente na alteração estrutural da cerâmica.

As restaurações cerâmicas adesivas são um tema muito abordado, atualmente, em congressos, cursos e periódicos. Pacientes procuram seus dentistas para melhorar seu sorriso com esse tipo de tratamento, pois é possível alinhar e/ou mudar a forma e cor dos dentes, tendo como resultado estético, função e durabilidade com baixa manutenção (SPEAR; HOLLOWAY, 2008). Esse tipo de tratamento, com o uso de imagens e modelos para um enceramento diagnóstico, e prova de um mock up, permite que o paciente veja o resultado final antes de iniciar o tratamento.

As cerâmicas dentais são consideradas os materiais mais estéticos para a restauração dos dentes. Desta forma, o nível de aceitação por parte dos pacientes é alto. A introdução dos novos sistemas cerâmicos reforçados por cristais de leucita, dissilicato de lítio, fluorapatita, alumina e zircônia, como também os procedimentos adesivos e cimentos resinosos, tem levado ao aumento do uso das porcelanas em restaurações para diversos segmentos na arcada bucal. Diante desses pressupostos da saúde e estética bucal, as cerâmicas desempenham função relevante na odontologia. As cerâmicas odontológicas podem ser divididas em vítreas, reforçadas por partículas e policristalinas.

Cerâmicas Vítreas

As cerâmicas vítreas são caracterizadas por conterem duas fases: uma fase cristalina circundada por uma fase vítrea. A fase vítrea é composta por feldspato, é altamente translúcida e friável. A fase cristalina, por sua vez, é composta por quartzo, é altamente resistente, apresenta controle da expansão térmica e é opaca. A cerâmica feldspática é uma mistura de feldspato de potássio ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ou feldspato de sódio ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) e quartzo (SiO_2). Esses componentes são aquecidos a altas temperaturas (1200°) e a fusão leva à formação de um vidro líquido e de cristais de leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) são sólidos policristalinos compostos de uma matriz vítrea e uma fase cristalina, que participam de um processo térmico controlado e que promove um crescimento da cristalização (CARDOSO; DECURCIO, 2015; CHAIN; ARCARI; LOPES, 2000).

A cerâmica feldspática foi a primeira cerâmica de uso odontológico. Esse tipo de porcelana apresenta excelentes propriedades estéticas, no entanto, suas propriedades mecânicas são limitadas e a técnica de confecção é complexa (ANUSAVICE, 2005).

Em 1960, com a adesão química ao metal as cerâmicas feldspáticas ganharam resistência e passaram a ser amplamente utilizadas. Contudo, a ausência de translucidez do substrato (GOMES et al., 2008) e o escurecimento gengival limitaram o seu resultado estético (LAND; HOPP, 2010). Dessa forma, foi necessário reforçar estruturalmente as cerâmicas feldspáticas para torná-la independente do metal. Diversos materiais têm sido utilizados e empregados como, a leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), o dissilicato de lítio ($Li_2O \cdot 2SiO_2$), a alumina (Al_2O_3), a zircônia (ZrO_2) e outros tipos de cristais. Assim, estas partículas cristalinas aumentam a resistência das cerâmicas pela capacidade de dificultar a formação de trincas permitindo o seu uso sem a presença de metal (ANUSAVICE, 1993).

Dentro do sistema cerâmico vítreo, tem-se as cerâmicas ácidos-sensíveis e as cerâmicas ácidos-resistentes. As cerâmicas vítreas recebem o tratamento por serem sensíveis ao ácido fluorídrico (feldspáticas, dissilicato de lítio e reforçadas por leucita), aplicação que deve ser realizada diante da recomendação de tempo de cada material. As estruturas cerâmicas de ácidos resistentes são constituídas de base de zircônia ou alumina e resistem ao condicionamento pelo ácido fluorídrico, o que resulta no não microembricamento entre a peça e o dente (ANUSAVICE, 1993).

As estruturas cerâmicas em porcelana são processadas por meio de três modos: sinterizadas, prensadas e usinadas. A técnica da sinterização consiste na apresentação na forma de pó e líquido, sendo indicado para restaurações parciais, laminados, facetas em dentes anteriores e cerâmica de cobertura para materiais de infra-estrutura, devido à sua alta translucidez e capacidade estética. Essas restaurações exigem o mínimo de desgaste da estrutura dental, onde ceramistas podem trabalhar com espessuras mínimas de 0,3 mm. Apresentam uma resistência a flexão de 70 a 140 MPa (HEFFERMAN et al., 2002; KINA; BRUGUERA, 2007; CONRAD; SEONG; PESUN, 2007; DIMATEEO, 2009; SOARES et al., 2012). A técnica de confecção consiste na aplicação estratificada sobre modelos refratários, para qual é necessário grande habilidade do técnico a fim de controlar o processamento da restauração, visto que uma das problemáticas que devem ser controladas é a contração durante a queima (cerca de 20%) que podem criar micro porosidades nas cerâmicas e levar a fratura da restauração (AL-AMLEH; LYONS; SWAIN, 2010).

Na técnica da cerâmica injetada ou prensada, é realizada a escultura em cera da peça protética, esse conjunto é inserido num padrão de revestimento, ocorre o aquecimento do conjunto, a cera é retirada e a pastilha de cerâmica é fundida e colocada no revestimento por intermédio de uma centrífuga especial. As pastilhas de vidro pré-ceramizadas, na cor desejada, são derretidas e sofrem o processo de pressão hidrostática à vácuo dentro do material de revestimento, isso permite um bom grau de adaptação da restauração cerâmica ao preparo protético. Tem disponível em vários tons de cores. Após esse procedimento é realizada a pintura extrínseca e o glazeamento com as porcelanas vítreas fluidas. Os cristais que se formam aumentam a resistência do material. Sendo indicado para a construção de facetas, coroas e incrustações (CHAIN; ARCARI; LOPES, 2000).

A técnica da cerâmica usinada ou fresada é composta pelo sistema CAD-CAM (Computer Aided Design / Computer Assisted Machining). Esse sistema realiza a impressão do dente preparado, realiza o desenho da peça protética e confecciona a peça numa fresadora. Esses blocos de vidro ceramizados são consumidos por brocas até as dimensões obtidas por uma imagem escaneada do preparo.

É necessário investir no equipamento, e mesmo após a usinagem, sobre a peça deve ser aplicado pigmentos para se obter a cor desejada. A vantagem desse sistema é a dispensa do uso de material de moldagem (quando se dispõe de um scanner do preparo), e redução do número de sessões clínicas (DELLA, 2009).

As cerâmicas vítreas são indicadas para a confecção de coroas anteriores e posteriores, inlays, onlays e facetas laminadas. Também podem ser utilizados como infraestrutura, sobre a qual é aplicada a cerâmica feldspática, resultando num material de cobertura mais estável (ANUSAVICE, 1993).

Sobre a estabilidade de cor desejada na cerâmica, é necessário considerar a peculiaridade do material, espessura da peça e quantidade de dentes que serão restaurados. As cerâmicas não sofrem pigmentação, devido à inércia química, levando à longevidade estética dos trabalhos (CALIXTO; MASSING, 2015).

Atualmente, a classificação mais utilizada para as cerâmicas vítreas é aquela que as define de acordo com sua fase cristalina em: feldspática, feldspática reforçada por leucita e reforçada por dissilicato de lítio.

Quadro 1 - Classificação das cerâmicas odontológicas vítreas

SISTEMA CERÂMICO VÍTREO			
	FELDSPÁTICAS	LEUCITA	DISSILICATO DE LÍTIO
Indicação	Facetas Inlays Onlays	Coroas anteriores Facetas Inlays Onlays	Coroas anteriores e posteriores Facetas Inlays Onlays Prótese fixa de até 3 elementos Prótese sobre implante

Fonte: Os autores.

Cerâmicas Reforçadas por Partículas

As cerâmicas reforçadas foram instituídas com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas como resistência, amplificação térmica e contração. Ocorre por meio dos fabricantes a adição de partículas cristalinas ou de vidro de alta fusão na composição básica vítrea das cerâmicas. As cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio são aproximadamente quatro vezes mais resistentes do que as feldspáticas. A adição de leucita à cerâmica feldspática promove melhor resistência (CARDOSO; DECURCIO, 2015; MAGNE; MALLUCCI; BELZER, 2003).

O tratamento cerâmico reforçado constitui-se, indispensavelmente, uma alternativa de tratamento restaurador para a estrutura dentária, pois há a biocompatibilidade, resistência à compressão, condutibilidade térmica semelhante aos tecidos dentais, radiopacidade, integridade marginal, estabilidade de cor. Em suma, as estruturas cerâmicas constituem-se como uma das melhores alternativas para restaurações odontológicas que promovem saúde e estética do sorriso.

Durante a evolução do sistema cerâmico, as estruturas em cerâmica desenvolveram-se e houve a possibilidade da confecção de restaurações posteriores e próteses parciais fixas livres de metal. De acordo com o componente existente na fase cristalina da cerâmica, há uma alteração na resistência mecânica que possibilita a confecção de próteses parciais fixas livres de metal com até oito elementos (CARDOSO; DECURCIO, 2015).

Há uma ampla variedade de cerâmicas odontológicas, as quais vem sofrendo modificações em sua composição de modo a aliar requisitos estéticos e funcionais.

A cerâmica feldspática reforçada por cristais de leucita, cerca de 40% a 50% de cristais de leucita, foi introduzida no mercado no início dos anos 90 denominada como Empress I (atualmente chamada IPS Empress Esthetic) (Ivoclar Vivadent) e indicada para coroas unitárias anteriores, inlays, onlays, facetas e fragmentos. Essa cerâmica reforçada, incorpora-se a uma matriz vítrea de cerâmica feldspática para interromper a proliferação de pequenas fraturas na parte interna desse material, considerado friável. Comercialmente as cerâmicas reforçadas por leucita, são representadas pelos sistemas IPS Empress Esthetic e IPS Empress CAD (CARDOSO; DECURCIO, 2015). Alguns requisitos básicos devem ser seguidos antes da escolha da cerâmica ideal, como: estética requerida, posição do dente na arcada, extensão da prótese, experiência e conhecimento do profissional (HOLAND et al., 2000).

Em 1998, a Ivoclar Vivadent lançou o IPS Empress 2, que era uma vitro-cerâmica reforçada com cristais de dissilicato de lítio, que correspondia acerca de 65% de fração volumétrica e era processada pelos mesmos procedimentos laboratoriais do IPS Empress. O IPS Empress 2 possibilitou a confecção de próteses parciais fixas de até três elementos, desde um dente anterior até segundo pré-molar.

O IPS Empress 2 é diferenciado pelo conteúdo de dissilicato de lítio em sua fase cristalina, resultando em um material com aumento da tenacidade à fratura e aumentada resistência flexural (PASTOR et al., 2014).

Segue um caso clínico realizado em IPS Empress 2.



Figura 1 - Preparo dental para as facetas e coroas em Empress 2. **Fonte:** Os autores.



Figura 2 - Vista incisal com guia de preparo. **Fonte:** Os autores.



Figura 3 - Facetas e coroas prontas para cimentar. **Fonte:** Os autores.



Figura 4 - Vista palatina. **Fonte:** Os autores.



Figura 5 - Caso finalizado. **Fonte:** Os autores.

Em 2005, a Ivoclar Vivadent mudou a composição do sistema IPS Empress 2 , renomeando o sistema para IPS *e.max*, cuja composição se deu por uma fase cristalina com 70% em volume de dissilicato lítio. O sistema *e.max* (cerâmica feldspática reforçada por dissilicato de lítio é indicado para a fabricação de próteses parciais fixas de até três elementos. Desse modo, a técnica de estratificação, realizada através de pastilhas pré coloridas fornecidas pelo fabricante, permite a construção de uma infraestrutura cerâmica da cor de dentina sobre a qual é aplicada a porcelana de forma convencional. Esse sistema baseia-se em trabalhos com cerâmica de vidro à base de dissilicato de lítio 60% (SiO₂ Li₂) injetado ou fresado (CAD/CAM), respectivamente *e.max* Press e *e.max* CAD. Os diferentes materiais de estrutura que constituem o sistema IPS *e.max* podem ser estratificados com a mesma cerâmica de recobrimento, conhecida como IPS *e.max* Ceram (PASTOR et al., 2014).

As restaurações estéticas produzidas com cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio possuem características intrínsecas e extrínsecas que apresentam cristais dispersos de forma interlaçada, dificultando a propagação de trincas no interior dos dentes (SOARES et al., 2012).

O IPS *e.max* possui técnica de prensagem de pastilhas que se interligam em diferenciados níveis de opacidade para esconder núcleos metálicos e técnicas de confecção de facetas e fragmentos com pastilhas HT de alta translucidez. O sistema IPS *e.max* torna a estrutura flexível para a confecção de próteses e permite que diferentes sistemas possam ser estratificados com a mesma cerâmica de recobrimento: o IPS *e.max Ceram*, que consiste em uma cerâmica de baixa fusão, a base de apatita que garante o biomimetismo com a estrutura dentária, produzindo um excelente resultado estético. Garantindo à restauração cerâmica propriedades ópticas, como a translucidez e fluorescência semelhante à estrutura dentária (CLAVIJO; SOUZA; ANDRADE, 2007).

Seguem dois casos clínicos realizados em IPS *e.max* (cerâmica feldspática reforçada por dissilicato de lítio).

Caso 1



Figura 6 - Caso clínico inicial: dente 21 após trauma e endodontia. **Fonte:** Os autores.

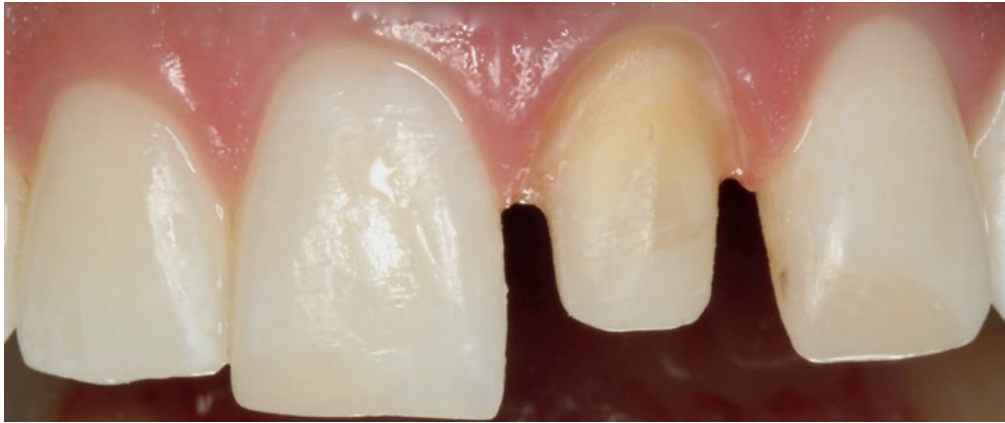


Figura 7 - Elemento dental com pino de fibra e preparado para coroa. **Fonte:** Os autores.

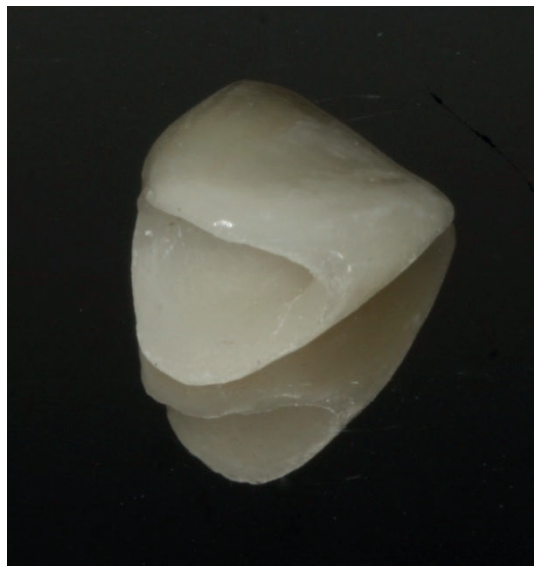


Figura 8 - Coroa feldspática reforçada por dissilicato de lítio (IPS e.max). **Fonte:** Os autores.



Figura 9 - Coroa instalada. **Fonte:** Os autores.

Caso 2

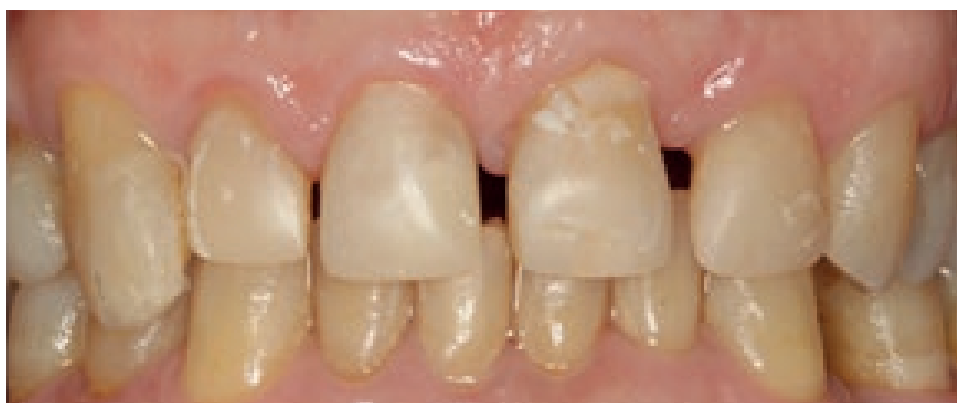


Figura 11 - Caso clínico inicial. **Fonte:** Os autores.



Figura 12 - Preparo dental para as coroas nos elementos 12, 11, 21 e faceta no 22. **Fonte:** Os autores.



Figura 13 - Próteses em cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (IPS e.max) logo após a cimentação. **Fonte:** Os autores.



Figura 14 - Vista aproximada. Fonte: Os autores.

Cerâmicas Policristalinas

O aumento do conteúdo cristalino de alumina e zircônia nas cerâmicas odontológicas melhorou significativamente as propriedades mecânicas desses materiais (ANUSAVICE, 1993). Essas cerâmicas reforçadas com óxido de alumina e zircônia viabilizam muito mais a resistência do material por intermédio da compactação do vidro. No entanto, esse tipo de cerâmica acaba sendo mais opaca e a estrutura precisa ser recoberta com cerâmica vítrea para aumentar a estética (JACOB et al., 2010).

As cerâmicas reforçadas estruturalmente à base de alumina são caracterizadas por apresentarem uma grande quantidade de fase cristalina em relação à matriz vítrea. O In-Ceram Alumina à base de óxidos de lantânio (La_2O_3), que contém cerca de 85% de agregação de óxidos de alumínio com o tamanho das partículas variando entre 0.5 a 3.5 μm .

A contração de sinterização é de 0,3% com a adaptação marginal em torno de 57 μm . A maior fase cristalina proporciona maior resistência à flexão, em torno 450 MPa a 600 MPa, no entanto este aumento está associado com maior opacidade. Sendo assim, essas cerâmicas são utilizadas para fabricação de infraestruturas de coroas e próteses fixas, sendo aplicada uma cerâmica feldspática de cobertura que apresenta um coeficiente de expansão térmica compatível com o sistema para proporcionar estética (ANUSAVICE, 1993; KINA; BRUGUERA, 2008; DELLA, 2009).

O uso de zircônia tem aumentado rapidamente nos últimos anos e tem se tornado um material interessante na odontologia devido as seguintes propriedades: altos valores de resistência, tenacidade e dureza, resistência ao desgaste e bom comportamento à fricção, isolamento elétrico, baixa condutividade térmica, resistência à corrosão à maioria dos ácidos e alcalóides, módulo de elasticidade semelhante ao aço e coeficiente de expansão térmica semelhante ao ferro (DELLA, 2009).

Dentre os sistemas que utilizam a zircônia na Odontologia estão: Cercon Zirconia (Dentsply, York, Pensylvania, EUA), IPS e.max. ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), LAVA (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, EUA), Procera Zircônia (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia), YZ cubos para Cerec InLab (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha), DCS Precifit (Popp Dental Laboratory, Greendale, Wisconsin, EUA) e In-Ceram BZ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha).

Um dos sistemas disponíveis é o In-Ceram Zircônia, uma mistura de 70% - 30% de alumina de óxido (Al_2O_3) e zircônio (ZrO_2) respectivamente, o que aumenta a resistência à flexão para algo em torno de 638 MPa, permitindo aumentar a indicação para prótese fixa de três elementos na região posterior. O In-Ceram Zircônia é estabilizado por um dopante, sendo neste sistema a céria (CeO_2). Desta forma, o aumento da resistência é obtido pela incorporação de partículas de óxidos de zircônio, que possui um dos maiores valores de tenacidade entre os materiais cerâmicos. Indicado para uso como infra-estrutura de coroas unitárias e prótese fixa de três elementos em dentes posteriores (ANUSAVICE, 1993; BOTTINO et al., 2001; DELLA, 2009; KINA; BRUGUERA, 2007; VAN, 2004).

A zircônia apresenta em relação à estrutura física, características únicas que a tornam duas vezes mais resistente e forte comparada às cerâmicas à base de alumina. Diante dessa resistência, atinge valores entre 900 MPa e 1345 MPa, e esses valores avançados de resistência promovem a construção de próteses fixas com áreas menores de conector do que os outros sistemas cerâmicos. Em função de ser a mais resistente das cerâmicas, sua indicação engloba desde coroas unitárias, próteses parciais fixas anteriores e posteriores e pilares para implantes (RAIGRODSKI, 2004). Os problemas têm sido associados com lascas e rachaduras da porcelana de cobertura. Estudos relataram o lascamento da cerâmica de cobertura de 5% a 25% em 1-5 anos para porcelanas de baixa fusão, tais como Cercon Ceram (DeguDent), Lava Ceram (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, EUA) e IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein). Lascamento maior foi de 54% após um ano de Triceram (Esprident) (AL- AMLEH; LYONS; SWAIN, 2010).

Para a fabricação da zircônia, utiliza-se a tecnologia CAD/CAM. Existem duas formas de apresentação de Zircônia em blocos para fresagem, a primeira delas envolve blocos pré-sinterizados mais macios que não somente encurtam o tempo (30 a 45 minutos para uma prótese de três unidades) de fresagem, como também diminuem o desgaste das brocas fresadoras (Piwowarczyk et al., 2005). Porém, exige após a fresagem, a sinterização que acarreta em uma contração linear entre 20 e 25% que deve ser prevista com a estrutura com tamanho maior no momento da fresagem para compensar a contração de sinterização. Como segunda opção de fabricação, os blocos podem estar totalmente sinterizados, apresentando já sua elevada dureza final implicando em maior tempo de fresagem (aproximadamente duas horas), maior desgaste das brocas fresadoras e possibilidade de incorporação de trincas diminuindo assim a resistência do material (WOLFART; LEHMANN; WOLFART, 2007), como vantagem, o material é fresado no tamanho final da estrutura, excluindo a contração de sinterização.

Esses materiais não são passíveis de condicionamento com ácido fluorídrico (ANUSAVICE, 1993), assim, a técnica de cimentação a ser utilizada pode ser a convencional utilizando cimento de fosfato de zinco ou cimento de ionômero de vidro (SUAREZ et al., 2004). A cimentação adesiva pode ser aplicada, com o objetivo de aumentar a retenção da coroa no dente preparado (coroas clínicas curtas ou preparos pouco retentivos). Na cimentação desses materiais é indicado um tratamento prévio por meio do jateamento com partículas de óxido de alumínio para aumentar a rugosidade da zircônia, aumentando a área de superfície da cerâmica e facilitando o embricamento micro mecânico da resina à zircônia. Após o jateamento, é interessante criar algum tipo de união química por meio de primers com monômeros fosfatados como o 10-MDP (10-metacrilóiloxidecil dihidrofosfato). Estes monômeros, assim como os silanos, são moléculas bi funcionais que se unem em uma extremidade aos óxidos metálicos da cerâmica e, na outra, apresentam grupamentos que co-polimerizam com a matriz resinosa dos cimentos. Posteriormente, segue-se com a utilização do cimento resinoso (PIASCIK; SWIFT; THOMPSON, 2009; WOLFART; LEHMANN; WOLFART, 2007).

A cerâmica policristalina à base de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria (YTZP) é composta de dióxido de zircônio (ZrO_2) e exibe uma estrutura polimórfica, que pode se apresentar em diferentes fases cristalinas (monoclínica, tetragonal ou cúbica), sendo a fase variável de acordo com a temperatura (XIBBLE et al., 2006). O óxido de ítrio (Y_2O_3) é um dos estabilizantes mais utilizados nesse tipo de cerâmica. Quando adicionado (de 3 a 6%) à zircônia pura, ele tem a função de estabilizá-la em temperatura ambiente na fase tetragonal, permitindo que este material seja passível de utilização, gerando assim um material cristalino de elevada resistência mecânica (PICONI; MACCAURO, 1999). Como os principais critérios para seleção de um material restaurador, seja para confecção de uma coroa ou de uma prótese parcial fixa, estão a estética e a resistência à fratura em longo prazo, as cerâmicas de alta resistência, dureza e módulo de elasticidade, como as de Y-TZP, consistindo em materiais atrativos para confecção de infra-estruturas na região anterior e posterior, uma vez que elas possuem propriedades mecânicas superiores às demais cerâmicas (ZHANG et al., 2004; SUNDH; MOLIN; SJÖGREN, 2005).

Quadro 2 - Classificação das cerâmicas odontológicas policristalinas

CERÂMICA REFORÇADAS EM ALUMINA/ZIRCÔNIA	
Indicação	Copings de coroas unitárias Estrutura de próteses fixas de até três elementos anterior e posterior Estruturas de próteses sobre implante

Fonte: Os autores.

Considerações finais

As cerâmicas têm desempenhado um papel importante na odontologia. Os avanços tecnológicos têm sido fundamentais para os tipos de cerâmicas que estão no mercado. São sistemas que promovem saúde e ótima opção estética. Cabe ao profissional da área odontológica possuir o conhecimento necessário das evidências científicas para escolher o melhor sistema cerâmico, a fim de garantir uma estética harmoniosa e funcional ao paciente.

REFERÊNCIAS

AL-AMLEH, B.; LYONS, K.; SWAIN, M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. **J Oral Rehabil**, v. 37, n. 8, p. 641-652, 2010.

ALBAKRY, M.; GUAZZATO, M.; SWAIN, M. V. Fracture toughness, microstructure and toughening mechanism of leucite and lithium disilicate glass ceramics. **Key Eng Materials J**, v. 240, n. 42, p. 955-958, 2003.

AMOROSO, A. P.; FERREIRA, M.B.; TORCATO, L.B. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. **Rev Odontológica de Araçatuba**, v. 33, n. 2, p. 19-25, 2012.

ANAMI, L. C. et al. Morphology and bacterial colonization of tooth/Ceramic restoration interface after different cement excess removal techniques. **J Am Dent Assoc**, v. 40, n. 9, p. 742-9, 2012.

ANUSAVICE, K. J. P. **Materiais Dentários**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

BOTTINO, M. A. et al. **Estética em reabilitação oral: metal-free**. São Paulo: Artes Médicas, 2000.

BUONOCORE, M. A simple method of increasing the cohesion of acrylic filling materials to enamel surface. **J Dent Res**, v. 34, p. 849-853, 1955.

REFERÊNCIAS

CALIXTO, M.; MASSING, N. Longevidade das restaurações cerâmicas anteriores. Parte 1. **Rev Dental Press Estét**, v. 12, n. 1, p. 18-28, 2015.

CARDOSO, P.; DECURCIO, F. **Facetas: lentes de contato e fragmentos cerâmicos**. Florianópolis: Ponto, 2015.

CARVALHO, R. L. A. et al. Indicações, adaptação marginal e longevidade clínica de sistemas cerâmicos livres de metal: uma revisão da literatura. **Int J Dent**, v. 11, n. 1, p. 55-65, 2012.

CHAIN, M. C.; ARCARI, G. M.; LOPES, G. C. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal. **RGO**, v. 48, n. 2, p. 67-70, 2000.

CLAVIJO, V. G. R.; SOUZA, N. C.; ANDRADE, M. F. IPS e.max: harmonização do sorriso. **Rev Dental Press Estét**, v. 4, n. 1, p. 33-49, 2007.

CONRAD, H. J.; SEONG, W. J.; PESUN, I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. **J Prosthet Dent**, v. 98, n. 5, p. 389-404, 2007.

DELLA, B. **A Adesão às cerâmicas: evidências científicas para uso clínico**. São Paulo: Artes Médicas, 2009.

REFERÊNCIAS

DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dental Materials**, v. 24, p. 299-307, 2008.

DIMATTEO, A. M. Prep vs. no-prep: the evolution of veneers. **Ins Dent**, v. 5, n. 6, p. 72-9, 2009.

GARCIA, L. F. R.; CONSANI, S.; CRUZ, P. C.; PIRES DE SOUZA, F. C. P. Análise crítica do histórico e desenvolvimento das cerâmicas odontológicas. **RGO**, v. 59, p. 63-73, 2011.

GOMES, E. A. et al. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. **Cerâmica**, v. 54, n. 331, p. 319-25, 2008.

HEFFERNAN, M. J. et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. **J Prosthet Dent**, v. 88, n. 1, p. 4-9, 2002.

HÖLAND, W. et al. A comparison of the microstructure and properties of the ips empress2 and the ips empress glass-ceramics, **J Biomed Mater Res**, v. 53, n. 4, p. 297-303, 2000.

JACOB, F. L. et al. IPS Empress I, IPS-empress II, IPS-e.max: composições, indicações e limitações. **Uningá Review**, n. 3, p. 90-100, 2010.

REFERÊNCIAS

KELLY, J. R. Dental ceramics. What is this stuff anyway? **J Am Dent Assoc**, v. 139, p. 4-7s, 2008.

KINA, S.; BRUGUERA, A. **Invisível**: Restaurações estéticas. 2. ed. Maringá: Dental Press, 2008.

LAND, M. F.; HOPP, C. D. Survival rates of all-ceramic systems differ by clinical indication and fabrication method. **J Evid Based Dent Pract**, v. 10, n. 1, p. 37-38, 2010.

MAGNE, P.; GALLUCCI, G.; BELZER, U. Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white teeth in white subjects. **J P Dent**, v. 89, n. 5, p. 43-61, 2003.

MALHEIROS, A. S.; FIALHO, F. P.; TAVAREZ, R. R. J. Cerâmicas ácido resistentes: a busca por cimentação resinosa adesiva. **Cerâmica**, v. 59, p. 124-128, 2013.

PASTOR, F. P. et al. Restaurações cerâmicas anteriores digitais sem moldagens em sessão única. Parte 1. **Rev Dental Press Estét**, v. 11, n. 4, p. 47-59, 2014.

PIASCIK, J. R.; SWIFT, E. J.; THOMPSON, J. Y. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. **Dental Materials**, v. 25, p. 1116-1121, 2009.

REFERÊNCIAS

PICONI, C.; MACCAURO G. Zirconia as a ceramic biomaterial. **Biomaterials**, v. 20, n. 1, p. 1-25, 1999.

PIWOWARCZYK, A. et al. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. **J Prosthodont.**, v. 14, n. 1, p. 39-45, 2005.

RAIGRODSKI, A. J. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. **Dent Clin North Am**, v. 48, n. 2, p. 531-44, 2004.

RENZETTI, P. F. et al. Reabilitação estética anterior com coroas metal free: Relato de caso clínico. **Braz J Surg Clin Res**, v. 4, n. 3, p. 16-20, 2013.

SOARES, P. V. et al. Reabilitação Estética do Sorriso com Facetas Cerâmicas Reforçadas por Dissilicato de Lítio. **Rev Odontol Bras Central**, v. 21, n. 58, p. 538-543, 2012.

SPEAR, F.; HOLLOWAY, J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? **J Am Dent Assoc**, v. 139, p. 19-24S, 2008.

SUAREZ, M. J.; LOZANO, J. F.; PAZ SALIDO, M.; MARTINEZ, F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. **Int Journal Prosthodont**, v. 17, n. 1, p. 35-38, 2004.

REFERÊNCIAS

SUNDH, A.; MOLIN, M.; SJÖGREN, G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. **Dent Mater**, v. 21, n. 5, p. 476-482, 2005.

VAN, N. R. **Introdução dos materiais dentários**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2004.

WOLFART, M. et al. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. **Dental Materials**, v. 23, p. 45-50, 2007.

XIBLE, A. A. et al. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: an in vitro study. **J Prosthet Dent**, v. 95, n. 3, p. 224-229, 2006.

ZHANG, Y. et al. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 71, n. 2, p. 381-386, 2004.

CAPÍTULO 10 - IMENTAÇÃO ADESIVA ENTRE SUBSTRATO DENTAL E CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Daniel Sundfeld Neto
Diogo Dressano
Alan Rodrigo Muniz Paliolol
Núbia Inocência Pavesi Pini

Introdução

Atualmente, as cerâmicas odontológicas destacam-se na Odontologia Restauradora por apresentarem excelentes propriedades mecânicas, estabilidade química e excepcional capacidade de mimetizar os tecidos dentais (AUGUSTI et al., 2014; HÖLAND et al., 2000; MEREEIS et al., 2016; SHIBATA et al., 2016). Dentre os tipos de cerâmicas disponíveis no mercado, destacam-se as cerâmicas:

1) vítreas (feldspáticas, reforçadas por leucita e dissilicato de lítio), as quais apresentam considerável volume de matriz vítrea (sílica) em sua composição e são classificadas como ácido-sensíveis;

2) óxidos (a base de alumina ou zircônia) apresentam baixíssima quantidade de matriz vítrea ($\leq 0,05\%$) e ditas como ácido-resistentes, e;

3) híbridas, em que uma cerâmica vítrea e/ou vítrea/zircônia é infiltrada por uma matriz resinosa (GRACIS et al., 2015).

As cerâmicas vítreas são passíveis de se unirem tanto quimicamente quanto mecanicamente ao cimento resinoso, material utilizado para unir o material cerâmico ao substrato dental (PEUMANS et al., 2000; SUNDFELD NETO et al., 2015; SUNDFELD et al., 2016). Já as cerâmicas à base de óxidos, por apresentarem pouca quantidade de matriz vítrea, apresentam um déficit em relação à união química ao cimento resinoso, ficando a retenção do material cerâmico ao substrato dental à cargo, basicamente, do embricamento mecânico com o agente cimentante e design do preparo. No entanto, cimentos resinosos contendo o monômero fosfatado 10-MDP apresentaram bons resultados na qualidade de união entre a zircônia odontológica e cimentos resinosos, atestando a adesão química é possível, de certa forma, nas cerâmicas policristalinas.

Além disso, prepara-se cada vez mais conservadores e alguns sem macrorretenção, como nos casos de facetas ou laminados cerâmicos, exigem uma alta performance dos agentes de união envolvidos na cimentação adesiva dos materiais restauradores ao substrato dental, aliado ao correto protocolo de cimentação dos mesmos.

Dentre as cerâmicas vítreas, destaca-se a reforçada por cristais de dissilicato de lítio, material restaurador com altas propriedades mecânicas, estabilidade química e excelente capacidade em mimetizar os tecidos dentais (HÖLAND et al., 2000; MEREEIS et al., 2016; SHIBATA et al., 2016), sendo um material indicado para facetas, inlays/onlays/overlays, coroa total e prótese fixa de três elementos até 2º pré-molar. Por outro lado, a zircônia odontológica apresenta altas propriedades mecânicas e tem sido utilizado em forma monolítica para restaurações com qualidade estética (AUGUSTI et al., 2014). Por fim, a união de todos esses elementos, gera um sistema único de forças, capazes de absorver e dissipar as tensões mastigatórias, protegendo não só a estrutura cerâmica, como especialmente, o remanescente dental.

O presente capítulo abordará os protocolos de tratamento superfície do substrato dental, cerâmica vítrea (dissilicato de lítio) e à base de óxidos (zircônia), com o intuito de expor e discutir os diferentes métodos existentes necessários para cimentar os materiais cerâmicos ao substrato dental, procedimento fundamental para a longevidade clínica das restaurações odontológicas.

Adesão ao substrato dental - esmalte e dentina

Considerando a estrutura dental, sabe-se que esmalte, dentina e tecido pulpar formam o órgão dental. Os sistemas adesivos aplicados previamente à aplicação do cimento resinoso interagem diferentemente tanto no esmalte quanto na dentina, justamente por possuírem diferenças nas suas composições e estruturas.

O esmalte dental é constituído aproximadamente por 96% de matriz inorgânica (hidroxiapatita) e 4% (em peso) de água e matriz orgânica, enquanto que a dentina é formada por 70% de fase mineral inorgânica (hidroxiapatita), 20% de matriz orgânica (colágeno) e 10% de água (em peso) (TERUEL et al., 2015).

Basicamente, a adesão em esmalte e dentina envolve a remoção mineral que será repostos pelos monômeros resinosos, sendo que após a polimerização estarão micromecanicamente interligados nas porosidades criadas após o condicionamento da superfície (VAN MEERBEEK et al., 2003). O ácido fosfórico 37% aplicado durante 30 segundos em esmalte remove a fase mineral, expondo, conseqüentemente, o espaço interprismático (Figura 1). Por outro lado, o condicionamento com ácido fosfórico 37% desmineraliza completamente de 5 a 8 μm da matriz dentinária intertubular, criando porosidades nanométricas na matriz colágena interfibrilar adjacente (PASHLEY et al., 2011). Esses sítios serão os pontos alvo para o embricamento mecânico dos adesivos à superfície dental (Figura 2).

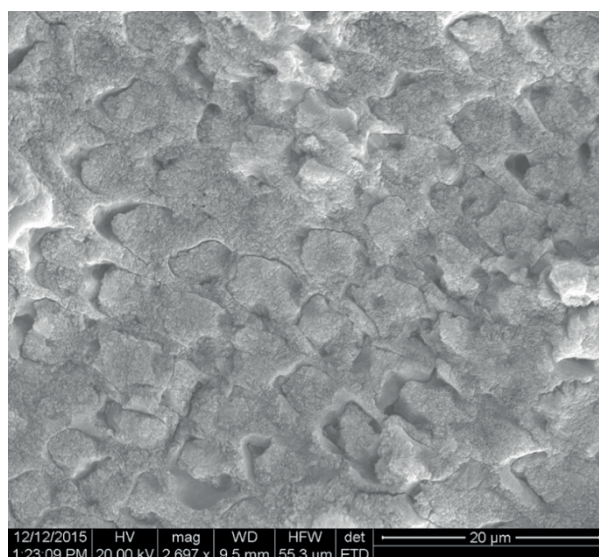


Figura 1 - Superfície do esmalte após o condicionamento com ácido fosfórico 37% durante 30 segundos. **Fonte:** Os autores.

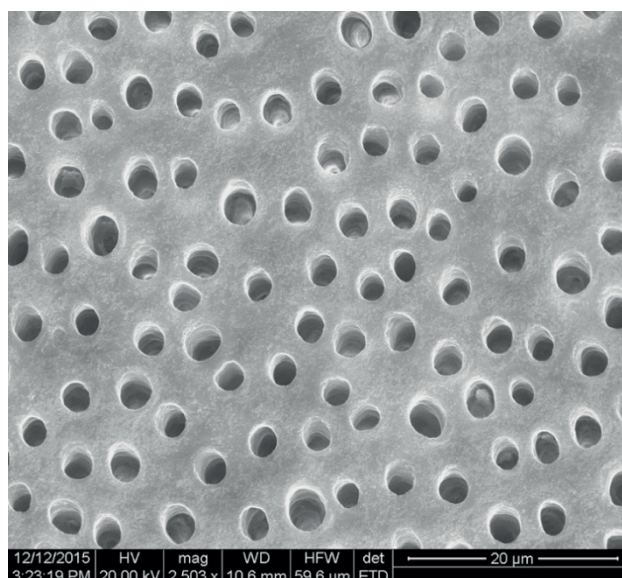


Figura 2 - Superfície da dentina após condicionamento com ácido fosfórico 37% durante 15 segundos. **Fonte:** Os autores.

Ao se deparar com esmalte e/ou dentina, o cirurgião-dentista pode adotar diferentes estratégias de adesão: utilizar o sistema adesivo de condicionamento total (ácido fosfórico 37% seguido da aplicação do primer e bond, ou frasco primer + bond), sendo preferível o sistema de 3 passos em comparação ao de 2 passos (DE MUNCK et al., 2005; PASHLEY et al., 2011); ou condicionar seletivamente as margens do esmalte com ácido fosfórico 37% (selando e protegendo a interface dentinária mais vulnerável à degradação), seguido da aplicação de um primer autocondicionante + bond em toda superfície dental, incluindo o esmalte previamente condicionado.

Combina-se, portanto, um tratamento superficial mais favorável no esmalte (condicionamento com ácido fosfórico) com um primer autocondicionante ($\text{pH} \approx 2$) que proporciona melhores perspectivas à longo prazo na dentina (ANCHIETA et al., 2015; ABDALLA; FEILZER, 2008; PEUMANS et al., 2010; VAN MEERBEEK et al., 2010, 2011).

É reconhecido que a união esmalte-resina tem maior longevidade que dentina-resina (LOGUERCIO et al., 2008), basicamente devido à ausência de colágeno e sua relativa secura comparada à dentina, tornando à adesão dos materiais resinosos ao esmalte condicionado um melhor substrato comparado à dentina (PASHLEY et al., 2011). Assim, quando realizar a adesão ao esmalte, os sistemas adesivos convencionais são preferíveis, já que a retenção micromecânica alcançada pela difusão dos monômeros no esmalte condicionando com o ácido fosfórico é suficiente para proporcionar uma adesão durável (VAN MEERBEEK et al., 2010, 2011). Para a dentina, os sistemas adesivos autocondicionantes são indicados por envolver uma adesão química adicional dos monômeros funcionais (10-MPD, por exemplo) à hidroxiapatita remanescente, o que contribui para a longevidade da união (ANCHIETA et al., 2015; VAN MEERBEEK et al., 2010, 2011).

O cirurgião-dentista deve ter o conhecimento técnico sobre o modo de aplicação dos sistemas adesivos. Para isso, é fundamental saber sua composição química. Realizar a adesão ao substrato dental, seja em esmalte e/ou dentina, é imprescindível para a longevidade das restaurações diretas/indiretas.

Visão Geral dos cimentos resinosos

Cimentos resinosos são materiais poliméricos de baixa viscosidade que se assemelham muito às resinas compostas quanto à sua composição, porém, com menor quantidade (volume) de partículas de carga.

Os cimentos resinosos são eleitos como primeira escolha no procedimento de cimentação adesiva de restaurações em cerâmica pura, pois proporcionam vantagens como maior qualidade do selamento marginal, boa retenção, menor solubilidade e aumento da resistência à fratura da cerâmica (BURKE et al., 2002; GUAZZATO et al., 2004). Quanto ao modo de ativação, de acordo com a ISO 4049 (2009), podem ser classificados como quimicamente ativados, fotoativados e de dupla ativação (duais) (BAENA et al., 2012; PEDREIRA et al., 2009).

Sabe-se que uma polimerização inadequada do material de cimentação, seja ele químico, fotoativado ou dual, pode resultar em propriedades mecânicas deficientes, maior sorção de água, maior solubilidade e menor estabilidade de cor (FERRACANE, 2006; RUTTERMANN et al., 2010; WATTS, 2005).

Por isso cabe ao cirurgião-dentista saber qual material e protocolo de cimentação utilizar em cada situação clínica, dependendo do substrato dental e do tipo de restauração indireta.

Composição e Reação de Polimerização dos Cimentos Resinosos

Quanto a sua composição, os cimentos resinosos possuem uma matriz orgânica, uma matriz inorgânica e sistema fotoiniciador.

A matriz orgânica possui monômeros e oligômeros à base de dimetacrilato. Os monômeros com maior peso molecular mais comuns de se encontrar são o Bis-GMA (dimetacrilato de glicidila bisfenol A, peso molecular = 512 g/mol), Bis-EMA (Bis-GMA etoxilado, peso molecular = 540 g/mol e UDMA (dimetacrilato de uretano, peso molecular = 480 g/mol).

Por possuírem alto peso molecular e viscosidade, geralmente esses monômeros são combinados/misturados com monômeros diluentes, de baixo peso molecular, derivados do dimetacrilato de etilenoglicol (DEGDMA, peso molecular = 242 g/mol e TEGDMA, peso molecular = 286 g/mol) para obtenção de grau de conversão adequado e menor contração volumétrica (ANUSAVICE et al., 2013).

Abrindo um parêntese e tomando como referência o mecanismo de adesão à estrutura dental, os cimentos resinosos também podem ser classificados como convencionais (que necessitam de condicionamento da dentina) e autoadesivos (que possuem a função de desmineralizar a dentina). Os cimentos autoadesivos contêm monômeros funcionais como 10 – MDP (10 – metacriloiloxidecil di-hidrogênio fosfato) e 4 – META (4 – metacriloxietyl-trimetil anidro) que quando em contato com a superfície do dente, promovem adesão entre os íons cálcio da estrutura dental e os grupos acídicos (SAKAGUCHI; POWERS, 2012). Geralmente, esses cimentos possuem mecanismo de polimerização dual.

A matriz inorgânica possui vidros radiopacos silanizados (30 a 66% em volume) como bário, estrôncio ou zircônia, associados a partículas de sílica, com tamanho médio de 0,5 a 8,0 μm .

A reação de polimerização, nos materiais fotossensíveis (cimentos fotoativados e duais), se dá por meio de um sistema fotoiniciador contendo canforoquinona, uma diquetona que apresenta espectro de absorção de luz visível no intervalo de comprimento de onda entre 400 e 500 nm (com pico de absorção máximo em 468 nm), como agente iniciador e uma amina terciária como co-iniciador (SAKAGUCHI et al., 2009). Para os sistemas contendo polimerização química (cimentos quimicamente ativados e duais), encontra-se o agente peróxido de benzoíla como iniciador da reação de polimerização, geralmente presente na pasta catalisadora. A amina terciária (alifática ou aromática) funciona como doadora de prótons ao reagir com a canforoquinona em seu estado de excitação denominado “exciplex” para produção de radicais livres que darão início à reação de polimerização. As aminas aromáticas como EDMAB (4 – dimetilaminobenzoato de etila) são mais eficientes quando comparadas com as aminas alifáticas como DMAEMA (metacrilato de 2 – dimetilaminoetila).

Nos sistemas envolvendo polimerização química, os radicais livres são formados por reação redox entre amina e peróxido de benzoíla.

Esse tipo de reação denomina-se reação de polimerização por adição de radicais livres, que tem início quando um radical livre se liga a um monômero gerando um radical monomérico com centro ativo e termina quando a mobilidade das espécies reativas se torna limitada pelo aumento da viscosidade do material ocorrendo o aprisionamento dos mesmos na rede polimérica.

Indicações dos Cimentos Resinosos

Os cimentos resinosos ativados quimicamente são indicados para cimentação de restaurações indiretas espessas, pinos intrarradiculares, coroas metálicas ou metalocerâmicas, cerâmicas altamente opacas e braquetes ortodônticos. Porém, esse tipo de material não é muito utilizado devido suas limitações como tempo de trabalho reduzido e baixo grau de conversão quando comparado com os demais sistemas (duais e fotoativados) (SJÖGREN et al., 2004).

Os cimentos duais foram desenvolvidos na tentativa de combinar as qualidades dos sistemas fotoativados e quimicamente ativados obtendo grau de conversão adequado em locais com difícil acesso à luz e controle do tempo de trabalho. São indicados para cimentação de restaurações indiretas espessas, pinos intrarradiculares, coroas metalocerâmicas (PEGORARO et al., 2007; VROCHARI et al., 2009).

Os cimentos fotoativados são indicados para situações em que a luz do aparelho fotoativador consegue passar através da restauração indireta, como por laminados cerâmicos e facetas em porcelana (PEGORARO et al., 2007). Inlays e onlays em cerâmica com baixa espessura e alta translucidez também são indicações. Esse sistema possui tempo de trabalho ilimitado, pois a polimerização se inicia apenas após a exposição do material à luz (AKGUNGOR et al., 2005).

Tratamento de superfície – cerâmica vítrea odontológica

Da mesma forma que preparamos o substrato dental para os procedimentos de adesão/cimentação, a cerâmica vítrea também deverá receber o adequado condicionamento de superfície, de modo a obter uma satisfatória e longa resistência de união do material restaurador cerâmico ao substrato dental. Portanto, o primeiro passo do tratamento de superfície é condicionar a superfície com o ácido fluorídrico (indicado para cerâmicas que contêm sílica em sua composição – cerâmicas vítreas), seguido da aplicação de um agente de união silano e adesivo.

A cerâmica IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), a qual é classificada como uma cerâmica vítrea reforçada por cristais de dissilicato de lítio, apresenta em sua composição $70\% \pm 5\%$ (volume) de fase cristalina, enquanto que os $30\% \pm 5\%$ (volume) restantes representam a fase vítrea (SUNDFELD NETO et al., 2015).

Como dito anteriormente, o primeiro passo para o tratamento de superfície é o condicionamento com ácido fluorídrico, sendo a recomendação do fabricante a concentração de 5% aplicado durante 20 segundos (Figura 3). Esse ácido é capaz de remover a matriz vítrea e expor os cristais de dissilicato de lítio (GUARDA et al., 2013; SUNDFELD NETO et al., 2015,2016, 2016b) (Figura 4), aumentando o embricamento mecânico do cimento resinoso ao substrato cerâmico, consequentemente, aumentando a resistência de união entre os materiais (GUARDA et al., 2013; SUNDFELD NETO et al., 2015, 2016), característica fundamental para a longevidade clínica das restaurações cerâmicas.

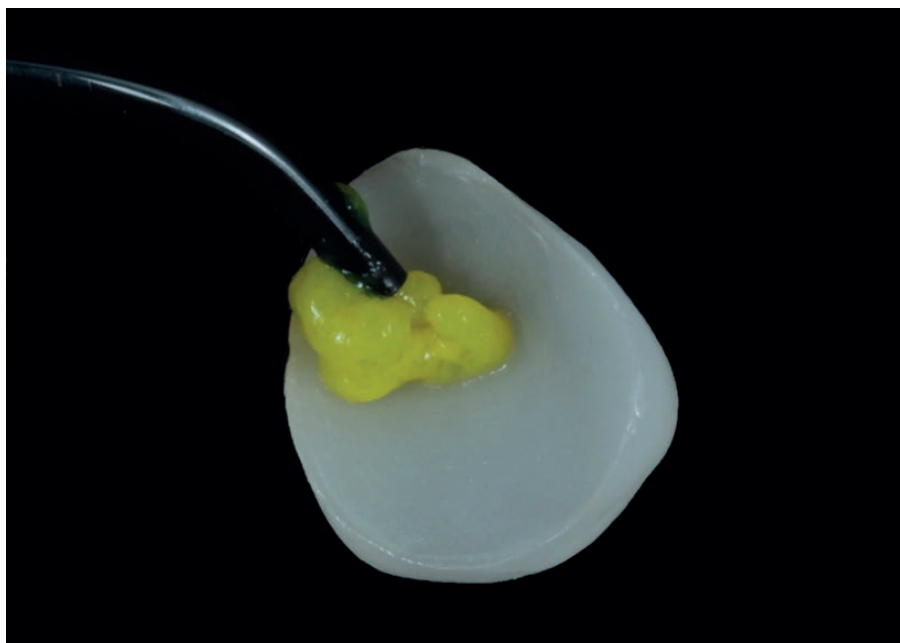


Figura 3 - Condicionamento de toda superfície interna de uma cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio utilizando ácido fluorídrico 5% aplicado durante 20 segundos. **Fonte:** Os autores.

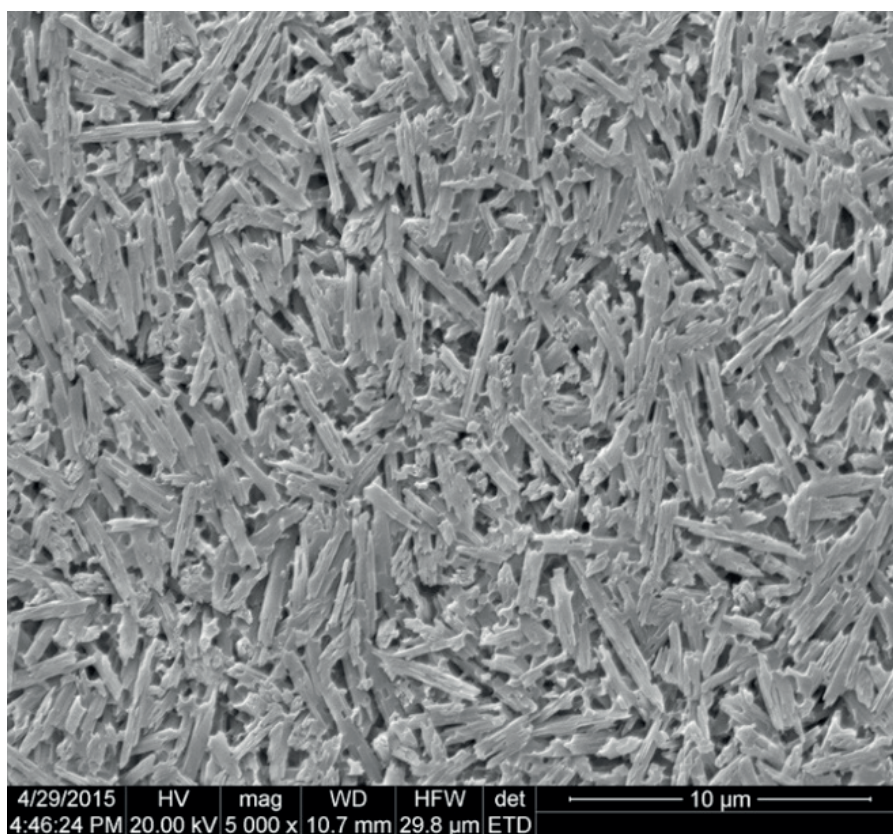


Figura 4 - Imagem de uma microscopia eletrônica de varredura demonstrando o aspecto superficial de uma cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio após o condicionamento com ácido fluorídrico 5% durante 20 segundos. **Fonte:** Os autores.

Tendo visto à inerente toxicidade do ácido fluorídrico (OZCAN et al., 2012), métodos alternativos de tratamentos superficiais foram propostos, tais como: jateamento com partículas de óxido de alumínio, bifluoreto de amônio e flúor fosfato acidulado (ABOUSHLIB et al., 2014; BRUM et al., 2011; DELLA BONA; ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA et al., 2002; DUZYOL et al., 2016; GUARDA et al., 2013; MENEES et al., 2014).

No entanto, tais métodos se mostraram menos eficazes em promover valores de resistência de união semelhantes ao tratamento com o ácido fluorídrico. Sendo assim, pesquisas *in vitro* (PUPPIN-RONTANI et al., 2017; SUNDFELD et al., 2016) avaliaram a influência de diferentes concentrações e tempos de condicionamento utilizando o ácido fluorídrico. Puppini-Rontani et al., (2017) avaliaram a influência de diferentes concentrações de ácido fluorídrico (1%, 2,5%, 5%, 7,5% e 10%) aplicados em diferentes tempos de condicionamento (20, 40, 60, 120 e 20 + 20 segundos) e encontraram que para alcançar uma resistência de união adequada à cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio deve-se utilizar o ácido fluorídrico com concentração mínima de 5% aplicados durante 20 segundos, corroborando às recomendações do fabricante. Por outro lado, Sundfeld et al. (2016) relataram a viabilidade em utilizar concentrações de ácido fluorídrico menores que 5% aplicado durante 20 segundos, desde que o ácido fluorídrico e/ou a superfície da cerâmica sejam pré-aquecidas momentos antes do condicionamento ácido.

A aplicação do agente de união silano (Figura 5) após o condicionamento com ácido fluorídrico é fundamental para obter uma adequada adesão ao substrato cerâmico vítreo. Essa molécula bifuncional é responsável por realizar a adesão química entre as cerâmicas vítreas e cimento resinoso. Assim, a ponta inorgânica da molécula de silano reage com o silanol (Si-OH) presente na superfície da cerâmica vítrea por uma reação de condensação, enquanto que a parte orgânica da molécula (grupo metacrilato) se une quimicamente aos grupos metacrilatos presentes nos cimentos resinosos (BLATZ et al., 2003; KERN, 2009; LUNG; MATINLINNA, 2012; PEUMANS et al., 2000; TIAN et al., 2014). Além da aplicação clínica, estudo in vitro (CORAZZA et al., 2013; ROULET et al., 1995; SHEN et al., 2004;) demonstraram que a aplicação de calor após a aplicação do silano aumentou os valores de resistência de união entre as cerâmicas vítreas e cimentos resinosos, sendo, portanto, um procedimento recomendado.

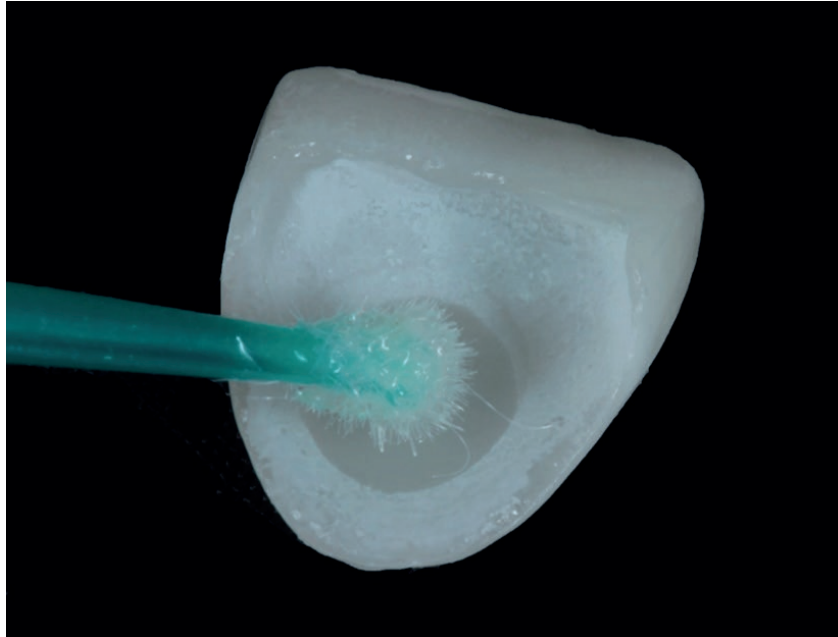


Figura 5 - Aplicação do silano em toda a superfície após o condicionamento com o ácido fluorídrico. Fonte: Os autores.

Para finalizar o tratamento de superfície nas cerâmicas vítreas reforçadas por dissilicato de lítio, aplica-se uma fina camada de adesivo após o silano (Figura 6). Sundfeld Neto et al. (2015) demonstraram que aplicar uma camada de um adesivo após o silano não somente melhorou os valores de resistência de união ao cimento resinoso, como também promoveu uma interface de união mais homogênea e com menos falhas. Recomenda-se utilizar frascos separados de silano e adesivo, já que os resultados de resistência de união mostraram-se maiores à longo prazo comparado aos adesivos universais, materiais que possuem silano na sua composição (MAKISHI et al., 2016).

Além disso, outros estudos (GARBOZA et al., 2016; YOSHIHARA et al., 2016) também encontraram melhores valores de união às cerâmicas vítreas quando o silano foi utilizado em frasco separado comparado aos adesivos universais.

Caso seja decidido aplicar o adesivo após o silano, o adesivo hidrófobo puro é preferível em comparação ao adesivo com primer + bond no mesmo frasco, ou o adesivo dos sistemas adesivos autocondicionantes (VANDERLEI et al., 2013). A Figura 7 expõe os tratamentos de superfície do substrato dental e da cerâmica vítrea durante o procedimento de cimentação adesiva.

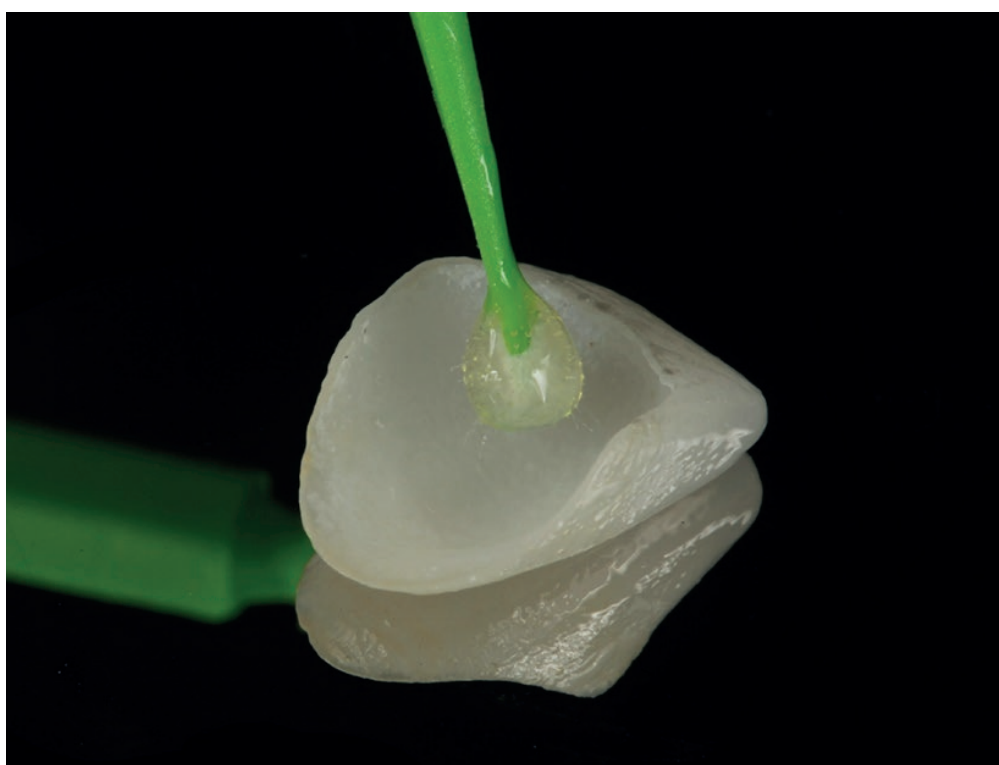


Figura 6 - Aplicação de uma camada de um adesivo hidrófobo após o silano. Não polimerizar o adesivo! **Fonte:** Os autores.

Além dos tratamentos de superfície necessários para as cerâmicas vítreas reforçadas por cristais de dissilicato de lítio previamente à cimentação adesiva, os cimentos resinosos não somente intermedeiam a adesão do material restaurador ao substrato dental, como também aumentam as propriedades mecânicas das cerâmicas. Xiaoping et al. (2014) reportaram um aumento na resistência à flexão de espécimes da cerâmica IPS e.max Press após o condicionamento com ácido fluorídrico quando o cimento resinoso foi aplicado; no mesmo sentido, resultados semelhantes foram também reportados por Spazzin et al. (2016).

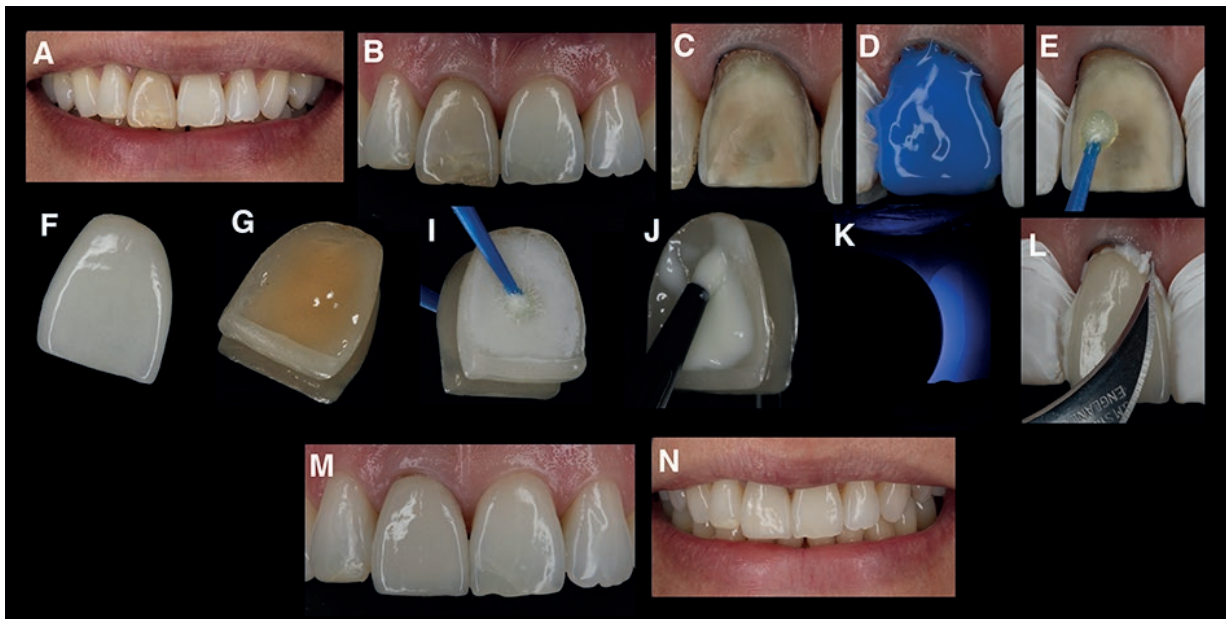


Figura 7 - Condição inicial, dente traumatizado apresentando alteração de cor (dente 11) (A e B); Preparo para faceta (C); Condicionamento do substrato dental utilizando ácido fosfórico 37%, em seguida aplicação do sistema adesivo de 2 passos (primer + bond) (D e E); Cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio (IPS e.max Press) (F); Condicionamento da superfície interna com ácido fluorídrico durante 20 segundos (G); Aplicação do silano e adesivo (I); Cimento resinoso fotoativado aplicado após o tratamento superficial da peça cerâmica (J); Após posicionamento sobre o preparo, fotoativação e remoção dos excessos de cimento resinoso com lâmina de bisturi (K e L); Aspecto final da restauração (M e N). **Fonte:** Os autores.

A busca pela odontologia metal-free

O primeiro material de reforço utilizado nas cerâmicas foram as ligas metálicas como o Ni-Cr, Cr-Co e as ligas áureas. Essas estruturas garantem melhores valores de resistência a tração e compressão para as próteses cerâmicas.

Entretanto, tais ligas necessitam de um maior desgaste da estrutura dental, haja vista tanto a ausência de propriedades adesivas desses elementos, o que torna necessária a criação de retenções pelos locais nos quais a prótese irá se fixar, como também a exigência de um espaço protético maior para o técnico camuflar sua cor escura. Além disso, a oxidação desses metais escurece a raiz e a gengiva próxima a eles, sendo uma desvantagem estética a longo prazo.

Nesse sentido, o acréscimo de óxidos na matriz vítrea das cerâmicas, a fim de melhorar as desvantagens dos metais, trouxe à odontologia estética adesiva as novas cerâmicas denominadas metal-free, que são aquelas livres de metais, como as feldspáticas, ou à base de leucita e de dissilicato de lítio, sendo essas últimas as mais utilizadas pelo sistema IPS e.max (Ivoclar Vivadent).

Essas cerâmicas possuem propriedades adesivas interessantes, uma vez que o conteúdo de sílica presente na matriz vítrea é facilmente condicionado, tornando-se compatível com o cimento resinoso utilizado no processo de cimentação. A tabela a seguir elucida as indicações para cada tipo dessas cerâmicas.

Das Próteses Livres de Metal para as Próteses de Zircônia

O sucesso mecânico e estético das próteses metal-free descritas é extensamente relatado e já sedimentando na literatura. Porém, esses materiais ainda são desvantajosos em determinadas situações clínicas, como pontes fixas de muitos elementos, ou em áreas de grande tensão mastigatória, e ainda próteses sobre implante com grande apelo estético e funcional.

Nesse sentido, as estruturas cerâmicas à base de zircônia surgem para completar essa lacuna. A zircônia é um material branco opaco, obtido pela compactação do óxido metálico de zircônio (ZrO_2) através de sua sinterização, resultando numa estrutura composta quase exclusivamente deste óxido, portanto livre de sílica.

Na tabela periódica ele se apresenta na família IV B, sendo caracterizado como um metal de transição (DELLA BONA; KELLY, 2008; SCARANO et al., 2004).

A incorporação da zircônia aumentou consideravelmente a resistência à flexão, e conseqüentemente os valores de tenacidade dos materiais cerâmicos. Esse aumento nas propriedades mecânicas, e a sua cor branca bastante opaca, proporcionam indicações clínicas bem precisas como coping de reforço para coroas unitárias anteriores e posteriores nas quais o substrato se apresenta muito escurecido e/ou regiões de alta carga mastigatória; estrutura de próteses fixas com mais de 3 ou mais elementos; e também para a confecção de abutments personalizados para implantes unitários ou múltiplos (DENRY; KELLY, 2008; JOSSET et al., 1999).

Um dos primeiros sistemas cerâmicos à base de Zircônia foi o sistema InCeram Zircônia (VITA), que se constitui numa concentração de 69% Al_2O_3 + 31% ZrO_2 , o qual apresenta resistência flexural na ordem de 620 – 700 Mpa, sendo indicado para coroas unitárias, e próteses fixas de até 3 elementos em região anterior (GUAZZATO et al., 2002).

Frente à necessidade de um material para substituir as ligas metálicas em próteses fixas com mais de 3 elementos e que fossem compatíveis mecanicamente aos implantes, foram elaboradas as zircônias estabilizadas por ítrio (Y-TZP), as quais têm a capacidade de diminuir a propagação de trincas, haja vista sua elevada resistência à fratura e baixo módulo de elasticidade (RAUT et al., 2011). Tais propriedades favorecem a utilização das cerâmicas Y-TZP para confecção de abutments, e ainda na confecção de barras para próteses sobre implante do tipo protocolo (CONRAD et al., 2007).

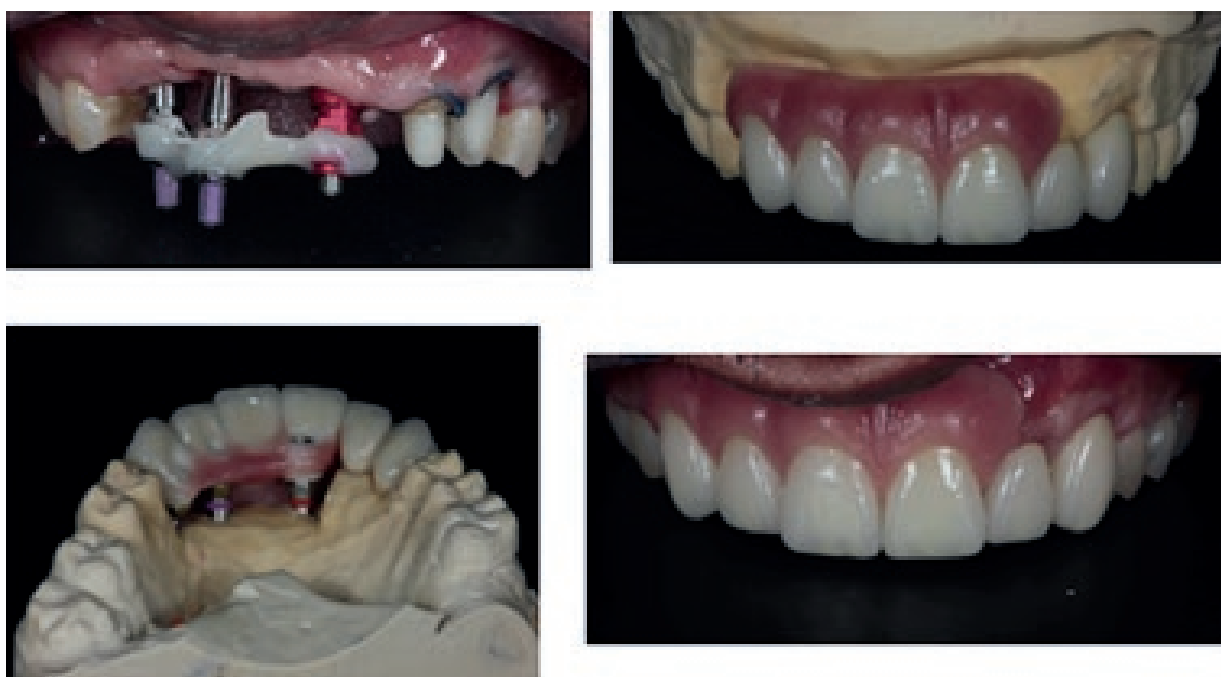


Figura 8 - Prótese múltipla cerâmica dento-gengival (13-21) sobre implante com estrutura em zircônia e coroas totais (22 e 23), também em zircônia. Caso clínico mostrando a versatilidade desse material. **Fonte:** Os autores.

Tratamento de Superfície/adesão à Zircônia

O avanço da odontologia minimamente invasiva está intimamente ligado ao aperfeiçoamento do processo de adesão, seja pelos protocolos de aplicação como pelos novos reagentes e formulações dos sistemas adesivos. Nesse aspecto, as restaurações diretas e indiretas, necessitam de um correto selamento marginal, e também de uma boa ancoragem química e/ou mecânica para garantir sua longevidade clínica (SÖDERHOLM; REETZ, 1996).

No caso das cerâmicas atuais, a sílica, como já relatada, está presente em grande quantidade dentro de sua matriz vítrea, a qual é facilmente condicionada pelo ácido fluorídrico e por fim silanizadas. Entretanto, cerâmicas à base de zircônia, seja ela convencional ou à base de ítrio, são carentes de sílica, sendo um desafio a adesão nesses materiais (DENRY; KELLY, 2008).

Vários métodos de adesão à zircônia foram investigados, como a aplicação de uma fina camada de cerâmica na superfície da cerâmica; jateamento de superfície com alumina (Al_2O_3), ou sílica (SiO_2) (BOTTINO et al., 2013; MAY et al., 2010; PASSOS et al., 2010; VANDERLEI et al., 2013b); uso de primers à base de óxidos metálico e monômeros contendo grupamentos fosfato; e ainda o uso dos atuais adesivos universais que também prometem agir como primers para as restaurações em zircônia (AMARAL et al., 2014).

A abordagem utilizando uma fina camada de cerâmica na superfície interna da zircônia visa criar um revestimento compatível ao cimento resinoso, em similaridade com o que acontece com as cerâmicas vítreas convencionais. Dessa maneira, o condicionamento da camada vítrea com ácido fluorídrico e posterior silanização é exigido, a fim de melhorar sua adesão.

Uma segunda opção é a utilização de primers de zircônia e metal, compostos basicamente de óxidos metálicos e do monômero fosfatado 10-MDP. Esse monômero, desenvolvido pela empresa Kuraray, apresenta nas extremidades de sua estrutura molecular um grupamento funcional fosfato e um grupamento polimerizável de metacrilato, os quais são espaçados por uma cadeia longa de carbono.

O grupamento metacrilato é o responsável pela ligação e polimerização com a matriz orgânica dos cimentos resinosos, já o grupamento fosfato, possibilita a ligação química desse monômero, tanto com o cálcio presente do substrato, como também forma ligações covalentes com a zircônia das cerâmicas (P-O-Zr) (CHEN et al., 2012), resultando em melhores valores de adesão para cerâmicas com baixo teor de vidro (CASTRO et al., 2012; KOIZUMI et al., 2012). Ainda, a longevidade das restaurações, quando utilizados agentes contendo MDP pode ser mais previsível se acompanhado da aplicação de cimentos contendo também o 10-MDP.

O jateamento superficial das cerâmicas se baseia na abrasão interna, com jatos de partículas extremamente pequenas, as quais formam micro retenções internas nas cerâmicas, garantindo uma ancoragem mecânica do cimento resinoso com a superfície (AMARAL et al., 2014). As principais partículas utilizadas nesse método são as de Alumina (Al_2O_3) com tamanho de $35\mu\text{m}$ e também sílica (SiO_2) com aproximadamente $30\mu\text{m}$ (Rocatec).

As partículas de sílica mostram-se mais vantajosas para o jateamento quando comparadas as de alumina, uma vez que ocorre a formação de uma camada de sílica sobre a superfície de zircônia, o que a torna mais propensa à silanização e cimentação adesiva (MATINLINNA et al., 2007). A aplicação posterior do agente de união silano melhora ainda mais sua força de ligação, formando o elo entre a sílica da superfície e a matriz do cimento resinoso (HOOSHMAND et al., 2013). Já para o jateamento com partículas de alumina, a aplicação de um primer torna-se necessária para melhorar os valores de resistência de união, assemelhando-se com aqueles quando utilizado jatos de sílica (AMARAL et al., 2014).

Comovisto, muitos são os protocolos de cimentação, e, conseqüentemente, muitas são as dúvidas por parte do clínico em escolher qual o correto sistema para determinada situação clínica. Nesse sentido, muitos fabricantes sugerem a utilização de sistemas adesivos universais não só para o condicionamento dos substratos dentais, como também para sinalização de cerâmicas vítreas e condicionamento de cerâmicas a base de metal e zircônia.

Isso é possível graças à presença de silano e monômeros fosfatados em sua composição, os quais promovem a adesão a superfícies à base de sílica e/ou óxidos metálicos. Essa abordagem é particularmente interessante para reparos em coroas de zircônia recobertas por cerâmica, em que um único agente pode ser utilizado para aderir o fragmento em duas estruturas de natureza distintas (AMARAL et al., 2014; SEABRA et al., 2014).

Os resultados clínicos em longo prazo envolvendo a utilização desses sistemas para condicionamento em zircônia, ainda são escassos na literatura, haja vista sua recente implementação no mercado mundial. Porém alguns estudos laboratoriais mostram resultados promissores com excelentes valores de resistência de união, seja pela utilização do adesivo universal sozinho, ou em conjunto com o jateamento de superfície, sendo uma boa indicação para o clínico (AMARAL et al., 2014; DE SOUZA et al., 2014; KIM et al., 2015).

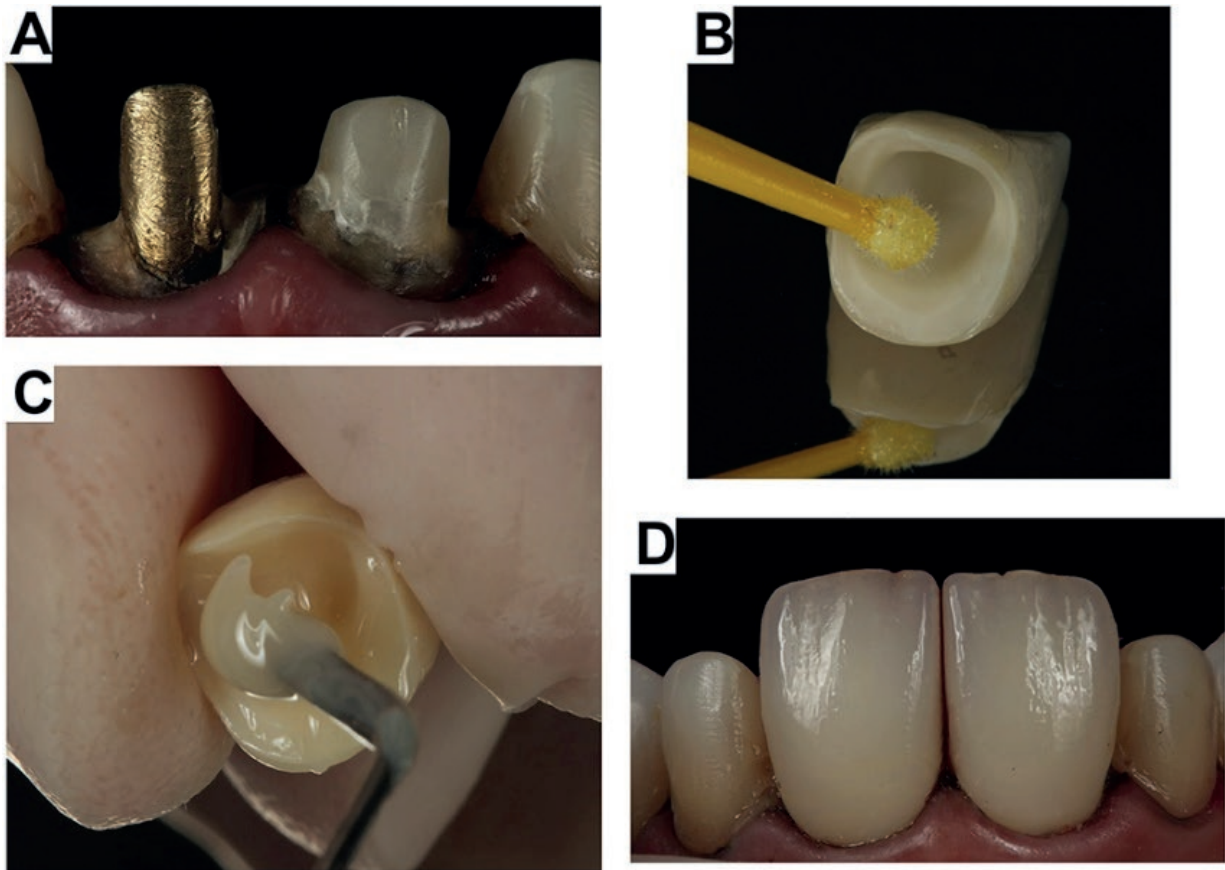


Figura 9 - A, Caso anterior complexo em virtude do núcleo metálico no elemento 21, com alta exigência estética. B e C, aplicação do adesivo universal Scotchbond Universal (3M ESPE) e colocação do cimento contendo MDP – Rely X U200 (3M ESPE). D, aspecto final das próteses cimentadas, mostrando toda a naturalidade do elemento cerâmico. **Foto:** Os autores.

Considerações finais

O presente capítulo visou expor os aspectos envolvidos na cimentação das cerâmicas odontológicas ao substrato dental. É evidente que os protocolos de tratamento superficial das cerâmicas variam de acordo com a sua composição, o que demanda conhecimento técnico por parte do cirurgião-dentista. Tanto as cerâmicas vítreas reforçadas por dissilicato de lítio quanto cerâmicas à base de zircônia são excelentes materiais restauradores que deverão ser aplicados de acordo com a suas indicações. Ao realizar corretamente os procedimentos de adesão no substrato dental e cerâmico, a probabilidade do sucesso clínico das restaurações cerâmicas à longo prazo é considerável.

REFERÊNCIAS

ABDALLA, A. I.; FEILZER, A. J. Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. **J Dent**, v. 36, n. 8, p. 611-617, 2008.

ABOUSHELIB, M. N.; SLEEM, D. Microntesile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. **J Adhes Dent**, v. 16, n. 6, p. 547-552, 2014.

AKGUNGOR, G.; AKKAYAN, B.; GAUCHER, H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic. **J Prosthet Dent**, v. 94, n. 3, p. 234-241, 2005.

AMARAL, M. et al. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. **J Dent**, v. 42, n. 1, p. 90-98, 2014.

ANCHIETA, R. B. et al. Effect of long-term storage on nanomechanical and morphological properties of dentin-adhesive interfaces. **Dent Mater**, v. 31, n. 2, p. 141-153, 2015.

ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C.; RAWLS, H. R. **Philips: Materiais Dentários**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

REFERÊNCIAS

AUGUSTI, D. et al. Inlay-retained fixed dental prosthesis: a clinical option using monolithic zirconia. **Case Rep Dent**, v. 629786, p. 1-7, 2014.

BRUM, R. et al. The influence of surface standardization of lithium disilicate glass ceramic on bond strength to a dual resin cement. **Oper Dent**, v. 36, n. 5, p. 478-485, 2011.

BLATZ, M. B.; SADAN, A.; KERN, M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, v. 89, n. 3, p. 268-274, 2003.

BOTTINO, M. A. et al. Bonding of Y-TZP to dentin: effects of surface conditioning, resin cement type, and aging. **Oper Dent**, v. 39, n. 3, p. 291-300, 2014.

BAENA, E. et al. Influence of post-cure time on the microhardness of self-adhesive resin cements inside the root canal. **Oper Dent**, v. 37, n. 5, p. 548-556, 2012.

BURKE, F. J. et al. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. **J Adhes Dent**, v. 4, n. 1, p. 7-22, 2002.

CASTRO, H. L. et al. Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. **Dent Mater**, v. 28, n. 11, p. 1191-1197, 2012.

REFERÊNCIAS

CHEN, L. et al. Bonding investigation of primed zirconia ceramics for evidence of chemical bonding and improved bond strength. **Am J Dent**, v. 25, n. 2, p. 103-108, 2012.

CONRAD, H. J.; SEONG, W.J; PESUN IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. **J Prosthet Dent**, v. 98, n. 5, p. 389-404, 2007.

CORAZZA, P. H. et al. Effect of post-silanization heat treatments of silanized feldspathic ceramic on adhesion to resin cement. **J Adhes Dent**, v. 15, n. 5, p. 473-479, 2013.

DE SOUZA, G. et al. The use of MDP-based materials for bonding to zirconia. **J Prosthet Dent**, v. 112, n. 4, p. 895-902, 2014.

DE MUNCK, J. et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. **J Dent Res**, v. 84, n. 2, p. 118-132, 2005.

DELLA BONA, A.; KELLY, J. The clinical success of all-ceramic restorations. **J Am Dent Assoc**, v. 139 Suppl, p. 8S-13, 2008.

DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. **Int J Prosthodont**, v. 15, n. 2, p. 159-167, 2002.

REFERÊNCIAS

DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K. J.; HOOD, J. A. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. **Int J Prosthodont**, v. 15, n. 3, p. 248-253, 2002.

DENRY, I.; KELLY, J. State of the art of zirconia for dental applications. **Dent Mater**, v. 24, n. 3, p. 299-307, 2008.

DUZYOL, M. et al. The effect of surface treatments on the bond strength between CAD/CAM blocks and composite resin. **J Prosthodont**, v. 25, n. 6, p. 446-471, 2016.

FERRACANE, J. L. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. **Dent Mater**, v. 22, n. 3, p. 211-222, 2006.

GARBOZA, C. S. et al. Influence of surface treatments and adhesive systems on lithium disilicate microshear bond strength. **Braz Dent J**, v. 27, n. 4, p. 458-462, 2016.

GRACIS, S. et al. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. **Int J Prosthodont**, v. 28, n. 3, p. 227-235, 2015.

GUARDA, G.B. et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. **Oper Dent**, v. 38, n. 2, p. 208-217, 2013.

REFERÊNCIAS

GUAZZATO, M. et al. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. **Int J Prosthodont**, v. 15, n. 4, p. 339-346, 2002.

GUAZZATO, M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. **Dent Mater**, v. 20, n. 5, p. 441-448, 2004.

HÖLAND, W. et al. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. **J Biomed Mater Res**, v. 53, n. 4, p. 297-303, 2000.

HOOSHMAND, T. et al. Bond strength of a dental leucite-based glass ceramic to a resin cement using different silane coupling agents. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 17, p. 327-332, 2013.

KERN, M. Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. **J Adhes Sci Technol**, v. 23, n. 7-8, p.1097-111, 2009.

KIM, J. H. et al. Effects of multipurpose, universal adhesives on resin bonding to zirconia ceramic. **Oper Dent**, v. 40, n. 1, p. 55-62, 2015.

REFERÊNCIAS

KOIZUMI, H. et al. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. **J Adhes Dent**, v. 14, n. 4, p. 385-392, 2012.

JOSSET, Y. et al. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. **J Biomed Mater Res**, v. 47, n. 4, p. 481-493, 1999.

LOGUERCIO, A.D. et al. Durability of enamel bonding using two-step self-etch systems on ground and unground enamel. **Oper Dent**, v. 33, n. 1, p. 79-88, 2008.

LUNG, C.Y.; MATINLINNA, J.P. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. **Dent Mater**, v. 28, n. 5, p.467-477, 2012.

MAKISHI, P. et al. Effect of storage time on bond strength performance of multimode adhesives to indirect resin composite and lithium disilicate glass ceramic. **Oper Dent**, v. 41, n. 5, p. 541-551, 2016.

MATINLINNA, J. P.; LASSILA, L. V. J.; VALLITU, P. K. The effect of five silane coupling agent on the bond strength of a luting cement to a silica coated titanium. **Dent Mater**, v. 23, n. 9, p. 1173-1180, 2007.

REFERÊNCIAS

MAY, L. G. et al. Effect of silica coating combined to a MDP-based primer on the resin bond to Y-TZP ceramic. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 95, n. 1, p. 69-74, 2010.

MENEES, T.S. et al. Influence of particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. **J Prosthet Dent**, v. 112, n. 5, p. 1164-1170, 2014.

MEREEIS, C. T. et al. Digital Smile Design for Computer-assisted Esthetic Rehabilitation: Two-year Follow-up. **Oper Dent**, v. 41, n. 1, p. E13-22, 2016.

OZCAN, M.; ALLAHBEICKARAGHI, A.; DÜNDAR, M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. **Clin Oral Investig**, v. 16, n. 1, p. 15-23, 2012.

PASHLEY, D. H. et al. State of the art of etch-and-rinse adhesives. **Dent Mater**, v. 27, n. 1, p. 1-16, 2011.

PASSOS, S. P. et al. Adhesive quality of self-adhesive and conventional adhesive resin cement to Y-TZP ceramic before and after aging conditions. **Oper Dent**, v. 35, n. 6, p. 689-696, 2010.

REFERÊNCIAS

PEDREIRA, A. P. et al. Microhardness of resin cements in the intraradicular environment: effects of water storage and softening treatment. **Dent Mater**, v. , n. 7, p. 868-896, 2009.

PEUMANS, M. et al. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. **Dent Mater**, v.26, n.12, p.1176-84, 2010.

PEUMANS, M. et al. Porcelain veneers: a review of literature. **J Dent**, v. 28, n. 3, p. 163-177, 2000.

PEGORARO, T. A.; SILVA, N. R.; CARVALHO, R. M. Cements for use in esthetic dentistry. **Dent Clin North Am**, v. 51, n. 2, p. 453-471, 2007.

PUPPIN-RONTANI, J. et al. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on bond strength to lithium disilicate glass ceramic. **Oper Dent**, Epub Ahead of print, 2017.

RAUT, A.; RAO, P. L.; RAVINDRANATH, T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. **Indian J Dent Res**, v. 22, n. 1, p. 14-43, 2011.

REFERÊNCIAS

ROULET, J. F.; SÖDERHOLM, K. J.; LONGMATE, J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. **J Dent Res**, v. 74, n. 1, p. 381-387, 1995.

RUTTERMANN, S. et al. Impact of replacing Bis-GMA and TEGDMA by other commercially available monomers on the properties of resin-based composites. **Dent Mater**, v. 26, n. 4, p. 353-359, 2010.

SAKAGUCHI, R. L.; POWERS, J. M. **Craig Materiais Dentários Restauradores**. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

SAKAGUCHI, R. L.; MUSANJE, L.; FERRACANE, J. L. Determination of the optimal photoinitiator concentration in dental composites based on essential material properties. **Dent Mater**, v. 25, n. 8, p. 994-1000, 2009.

SEABRA, B.; ARANTES-OLIVEIRA, S.; PORTUGAL, J. Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair. **J Prosthet Dent**, v. 112, n. 2, p. 182-187, 2014.

SCARANO, A. et al. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. **J Periodontol**, v. 75, n. 2, p. 292-296, 2004.

REFERÊNCIAS

SHEN, C.; OH, W.S.; WILLIAMS JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 5, p. 453-459, 2004.

SHIBATA, S. et al. Ceramic Veneers and Direct-Composite Cases of Amelogenesis Imperfecta Rehabilitation. **Oper Dent**, v. 41, n. 3, p. 232-242, 2016.

SPAZZIN, A. O. et al. Strengthening of porcelain provided by resin cements and flowable composites. **Oper Dent**, v. 41, n. 2, p. 179-188, 2016.

SÖDERHOLM, K.M.; REETZ, E.A. Factors affecting reliability of a resin-based cement joint. **Gen Dent**, v. 44, n. 4, p. 296-302, 1996.

SJÖGREN, G.; MOLIN, M.; VAN DIJKEN, J. W. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. **Int J Prosthodont**, v. 17, n. 2, p. 241-246, 2004.

TERUEL, J. D. et al. Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth. **Arch Oral Biol**, v. 60, n. 5, p. 768-775, 2015.

REFERÊNCIAS

TIAN, T. et al. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. **Dent Mater**, v. 30, n. 7, p. e147-162, 2014.

VAN MEERBEEK, B. et al. Buonocore memorial lecture. Adhesive to enamel and dentin: current status and future challenges. **Oper Dent**, v. 28, n. 3, p. 215-235, 2003.

VAN MEERBEEK, B. et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. **Dent Mater**, v. 26, n. 2, p. e100-21, 2010.

VAN MEERBEEK, B. et al. State of the art of self-etch adhesives. **Dent Mater**, v. 27, n. 1, p. 17-28, 2011.

VANDERLEI, A. et al. Durability of adhesion between feldspathic ceramic and resin cements: effect of adhesive resin, polymerization mode of resin cement, and aging. **J Prosthodont**, v. 22, n. 3, p. 196-202, 2013.

VANDERLEI, A.; BOTTINO, M.; VALANDRO, L. Evaluation of resin bond strength to yttria-stabilized tetragonal zirconia and framework marginal fit: comparison of different surface conditionings. **Oper Dent**, v. 39, n. 1, p. 50-63, 2014.

REFERÊNCIAS

VROCHARI, A. D. et al. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. **Dent Mater**, v. 25, n. 9, p. 1104-1108, 2009.

XIAOPING, L.; DONGFENG, R.; SILIKAS, N. Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e.max Press glass ceramic. **Dent Mater**, v. 30, n. 12, p. e330-6, 2014.

WATTS, D.C. Reaction kinetics and mechanics in photopolymerized networks. **Dent Mater**, v. 21, n. 1, p. 27-35, 2005.

YOSHIHARA, K. et al. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. **Dent Mater**, v. 36, n. 10, p. 1218-1225, 2016.

CAPÍTULO 11 - PINOS DE FIBRA DE VIDRO: O QUE O CLÍNICO PRECISA SABER PARA ATINGIR EXCELÊNCIA NA TÉCNICA

Núbia Inocencya Pavesi Pini
Daniel Sundfeld Neto
Marcelo Cartaxo
Hugo Bastos

Introdução

Em casos de dentes tratados endodonticamente e amplamente destruídos, é comum a decisão acerca da necessidade ou não de um retentor intrarradicular. A resolução deve ser feita a partir da avaliação da quantidade de tecido dental remanescente, e da sua capacidade de reter ou não o material restaurador (LAMICHHANE et al., 2014). No contexto da Odontologia Atual, conhecendo e dominando os conceitos de adesão, executando-os com rigor técnico e precisão, a máxima frente aos casos de dentes extensamente destruídos é prezar pela conservação do tecido dental, promovendo uma reabilitação que seja, ao mesmo tempo, funcional e estética.

Antigamente, os pinos metálicos e os núcleos metálicos fundidos consistiam na única opção para um retentor da restauração nesses casos. No entanto, o agravante da utilização desses materiais é o fato de os metais apresentarem um alto valor de módulo de elasticidade quando comparado com a dentina, o que predispõe o dente à fratura radicular (PRADO et al., 2013), que chega a ocorrer em mais de 90% dos casos (ITIKAWA; BALTIERI, 2014). Ainda, a utilização de retentores metálicos não é uma técnica conservadora, visto que ele necessita de uma conicidade específica para ser retido mecanicamente no canal radicular, o que pode verter em uma maior quantidade de desgaste do mesmo (SIGNORE et al., 2011). Ainda, há o agravante estético que o material apresenta (PRADO et al., 2013). A Figura 1 demonstra diferentes situações denotando as possibilidades de falhas dos núcleos metálicos fundidos. Frente a essas razões, a utilização de pinos de fibra de vidro se tornou uma crescente na prática clínica pois, além de conter todas essas desvantagens acima discutidas, eles oferecem uma técnica facilitada, com possibilidade de selamento imediato do canal radicular, dispensando etapas laboratoriais (GOMES et al., 2014).

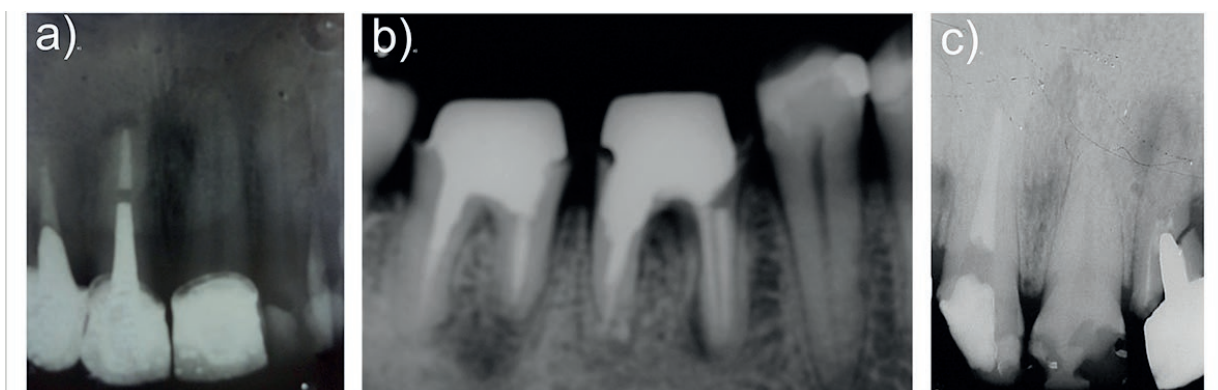


Figura 1 - situações clínicas que denotam falhas dos núcleos metálicos fundidos (nmf): a) o nmf não atingiu o comprimento suficiente, resultando em espaço entre o metal e o material obturador e conseqüente lesão periapical; b) os dois molares demonstram nmf com erros de execução da técnica, por falha na adaptação e no correto comprimento de trabalho a ser realizado. C) fratura radicular devido a presença de um nmf mal executado. **Fonte:** Os autores.

Os pinos de fibra de vidro são formados por feixes de fibra de vidro unidirecionais todo permeado por uma base de resina epóxi com alto potencial de conversão em cadeias de ligações cruzadas estáveis (GORACCI et al., 2011; GOLDBERG; BURSTONE, 1992; PRADO et al., 2013). Só pela sua composição, o material é notado como devida capacidade de apresentar um desempenho elástico mais satisfatório, uma vez que seu módulo de elasticidade é mais semelhante ao da dentina (GORACCI et al., 2011).

Tal fato é importante pois, assim, o material no interior do canal radicular promove uma melhor disseminação das forças de mastigação para o longo eixo do dente e dos tecidos envolvidos, diminuindo o Índice de fratura radicular (MUNIZ, 2011). Os pinos de fibra de vidro são cimentados no canal radicular por meio de materiais resinosos, seguindo os princípios básicos de tratamento e adesão à dentina, o que torna a técnica conservadora, uma vez que eles dispensam a necessidade de retenção mecânica (PRADO et al., 2014). Dessa forma, a técnica de preparo e cimentação dos pinos de fibra possibilitam a adaptação do pino a geometria radicular, e não o contrário (MUNIZ, 2011). Atualmente, muitas reabilitações consistem em substituição de restaurações contendo retentores metálicos e envolvimento de uma abordagem mais conservadora (Figura 2).

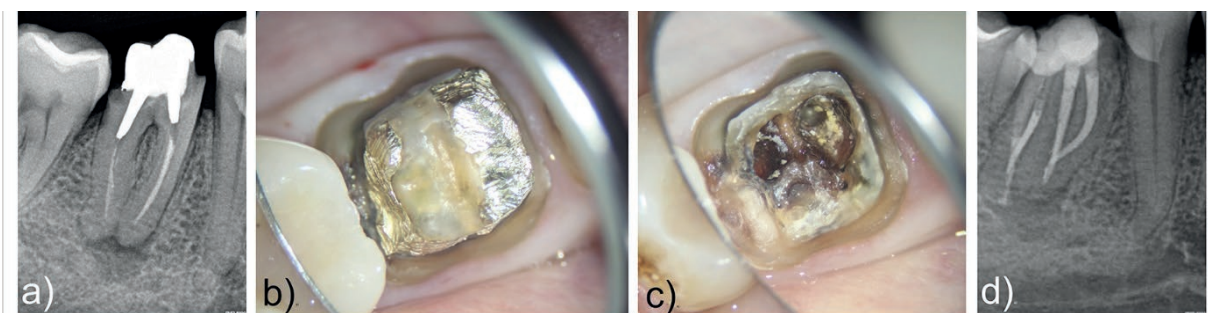


Figura 2 - Situação em que um dente com uma coroa cerâmica retida a um NMF teve que sofrer reintervenção devido a presença de lesão periapical: a) radiografia inicial; b) após a remoção da coroa metalocerâmica; c) após a remoção do NMF; d) após retratamento endodôntico e cimentação de um pino de fibra de vidro na raiz distovestibular do primeiro molar inferior. **Fonte:** Os autores.

O constante desenvolvimento da Odontologia Adesiva traz, cada vez mais, inovações para as técnicas restauradoras e, conseqüentemente, para a técnica de restauração de dentes tratados endodonticamente. O advento de diferentes materiais, sistemas adesivos, sistemas cimentantes e até de princípios de adesão ao tecido dental, chama atenção para que essas restaurações sejam cada vez mais realizadas dentro da sua real necessidade e com técnica precisa e adequada. Considerando o uso de pinos de fibra de vidro na reabilitação de dentes extensamente destruídos, vários são os fatores que podem influenciar no resultado clínico final da restauração. Esses vão desde à correta indicação do caso e seleção do pino até a execução final do tratamento.

Frente a isso, o presente estudo tem por objetivo apresentar e discutir diferentes tópicos que podem ser de grande importância para o clínico frente à decisão e realização da técnica de restauração com pinos de fibra de vidro.

Sobre a Indicação dos Pinos de Fibra de Vidro (PFV)

Em razão da perda de estrutura de um dente que sofreu grande dano coronário e foi submetido ao tratamento endodôntico, que também tem alteração biomecânica e da arquitetura radicular, o dente fica enfraquecido (SOUZA et al., 2011; VALDIVIA et al., 2017). O êxito de uma restauração após um tratamento endodôntico está inteiramente ligado à quantidade de remanescente coronário que apresentará, permitindo uma restauração com maior retenção e duradoura (GORACCI et al., 2011; MONTICELLI et al., 2008). Para pinos de fibra de vidro é necessário que a área de férula do dente a ser restaurado tenha no mínimo 2 mm (MELO et al., 2015).

Muitos são os fatores que suportam a ideia de que os dentes com tratamento endodôntico são mais fragilizados e, portanto, mais susceptíveis à fratura que um dente vital.

No entanto, as alterações decorrentes da perda de vitalidade do dente, como a desidratação dentinária no interior do canal radicular e consequente redução no módulo de elasticidade e resistência à fratura do tecido, não devem ser considerados os fatores preponderantes no julgamento da necessidade ou não de reforço intrarradicular para a restauração desse dente (AL-OMIRI et al., 2010). O tratamento endodôntico, com frequência, vem acompanhado de um histórico de grandes perdas de tecido dental, que evoluem para a endodontia devido a lesões recorrentes de cárie, substituição de restaurações e, por consequência, evolução desse dente dentro do ciclo restaurador. Comumente, o dente que apresenta o canal tratado já perdeu suas estruturas de reforço, como as cristas marginais e o teto da câmara pulpar, que funcionam como pilares de sustentação dos dentes, “vigas” de reforço que promovem a união de cúspides e sustentam o dente estruturalmente. A exemplo disso, é sabido que um tratamento endodôntico em dente molar, realizado com abertura coronária conservadora resulta em perda de 5% da sua resistência, enquanto que, esse tratamento acompanhado de uma cavidade mésio-ocluso-distal (MOD) resulta em 60% de perda de resistência, dependendo ainda da extensão da abertura de istmo dessa cavidade (REEH et al., 1989).

Frente a isso, fica evidente que a indicação entre um tipo e outro de restauração ou da necessidade ou não de um PFV não se restringe apenas à presença ou não de tratamento endodôntico, mas sim da avaliação de cada situação em individual.

A avaliação da quantidade e qualidade do tecido dental remanescente em um dente pós-tratamento endodôntico é a consideração primária que deve ser feita na avaliação prognostica da sua restauração. Como, atualmente, é bem conhecido que a realização de retentores radiculares não age reforçando a estrutura dental mas apenas auxiliando na retenção do material restaurador (AL-OMIRI et al., 2010), a ponderação a ser feita é se a estrutura dental presente é suficiente para a adesão do material restaurador. Somada à análise do remanescente, outros fatores ainda devem ser ponderados: o tipo do dente, se anterior ou posterior; o status endodôntico desse dente, se ele apresentam ou não raízes fragilizadas; o carregamento oclusal sofrido por esse dente, por exemplo, se é o caso de um paciente com má-oclusão ou parafunção, de um pilar de prótese fixa ou parcial removível, ou ainda, se ele participa ou exerce guia de desoclusão.

O histórico do dente e seu papel na função oclusal é extremamente importante para ser considerado também. A Figura 3 apresenta um pré-molar com uma restauração extensa fraturada. Ainda, considerando que, hoje em dia, as restaurações adesivas são as mais indicadas, a escolha do tipo que será realizado, direta ou indireta, também será um fator decisivo na indicação ou não de um retentor intrarradicular.

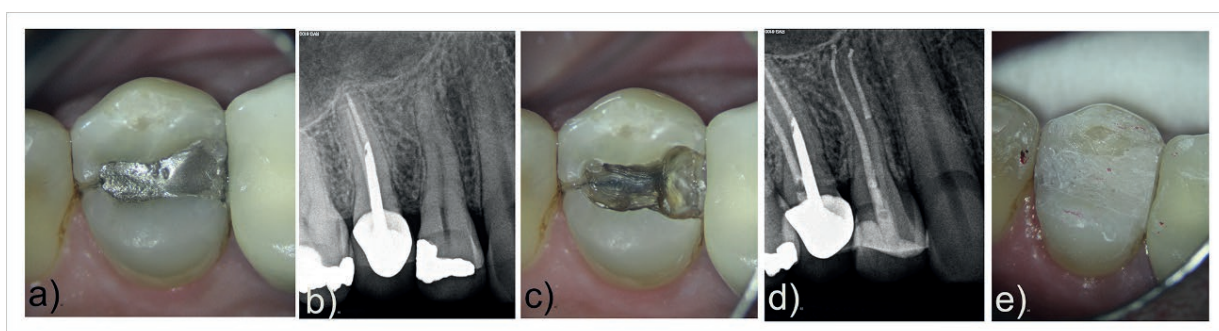


Figura 3 - Caso em que a paciente compareceu ao atendimento odontológico queixando-se de dor no 14: a e b) aspecto inicial, em que o dente apresenta uma restauração de amálgama ocluso-distal, aparentemente conservadora, mas com uma trinca na crista marginal mesial do dente; c) após remoção da restauração do amálgama, observa-se que a trinca se estende por todo o sentido mesiodistal do dente; d) após tratamento endodôntico e cimentação de um pino de fibra de vidro, na raiz palatina. A decisão pelo pino foi devido ao histórico de fratura neste dente, mesmo sob condições de vitalidade pulpar; e) aspecto final da restauração de resina composta que servirá como núcleo de preenchimento para a confecção de restauração indireta nesse dente. **Fonte:** Os autores.

Dentes Posteriores

Na cavidade bucal, os dentes posteriores são os que apresentam maior suporte ósseo e periodontal, por apresentar mais de uma raiz ou uma raiz bastante calibrosa, e, ainda, estão situados em regiões nas quais a distribuição de forças oclusais originam vetores resultantes paralelos ao longo eixo do dente, o que favorece a estabilidade da restauração. Considerando isso e a quantidade de estrutura dental remanescente, os estudos concluem que a cimentação de PFV não agrega em termos de resistência ao dente endodonticamente tratado. Mais importante que um retentor radicular, nos molares e pré-molares, é necessário avaliar a estabilidade das cúspides remanescentes e muitas vezes, o mais adequado é indicar um tratamento restaurador que promova o “amarramento” das cúspides para impedir a sua deflexão, e não apenas a uma viga de reforço para o material restaurador. Nesse sentido, nesses dentes, muitas vezes, a decisão a ser tomada será entre a execução ou não de uma restauração indireta.

Diferentes estudos apontam que, em molares, a cimentação de PFV não aumenta a resistência à fratura do dente, se comparada a execução de uma restauração indireta cerâmica (COBANKARA et al., 2008). A Figura 4 apresenta diferentes situações em que a indicação ou não de um retentor intrarradicular pode ser avaliada.

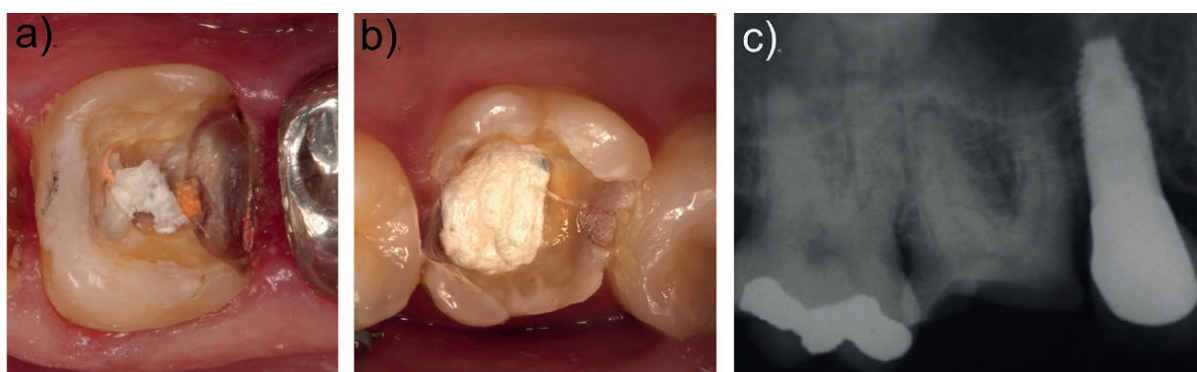


Figura 4 - Situações de molares extensamente destruídos e tratados endodonticamente: a e b) a espessura das paredes vestibular e lingual, aliada a manutenção da crista marginal mesial (b) garantem área de retenção para o material restaurador, sendo apenas necessária intervenção restauradora que garanta o “amarramento” das cúspides para proteção do tecido remanescente, o que seria possível com uma restauração parcial indireta; c) a ausência de paredes em qualquer face do dente requer uma intervenção com PFV. **Fonte:** Os autores.

Em pré-molares, pode-se visualizar os mesmos resultados, porém, em caso de perda de cúspide, a presença de um PFV apesar de não aumentar a resistência do dente a fratura resulta em um melhor padrão de fratura, considerada menos catastrófica e mais passível de ser reparada (SOARES et al., 2010). Isso porque pré-molares estão na região de transição do dente posterior para o anterior e por isso, podem sofrer diferentes padrões de incidência de forças oclusais quando ainda, podem também participar ativamente das guias de desocclusão, o que favorece o carregamento oclusal. Nesse sentido, fica evidente que a decisão de indicar ou não um PFV envolve a avaliação de uma série de fatores que devem ser considerados em cada caso de maneira individual. A Figura 5 demonstra situações em que os PFV foram indicados em pré-molares, dado a destruição coronária que o dente apresentava. Em casos de perda de estrutura dental em que uma coroa total é indicada, a indicação do PFV é estrita (Fig. 4c e 5d), e mesmo em casos de perda exagerada ou ausência de férula, as propriedades biomecânicas do PFV suportam sua indicação, desde que a técnica possa ser devidamente realizada.

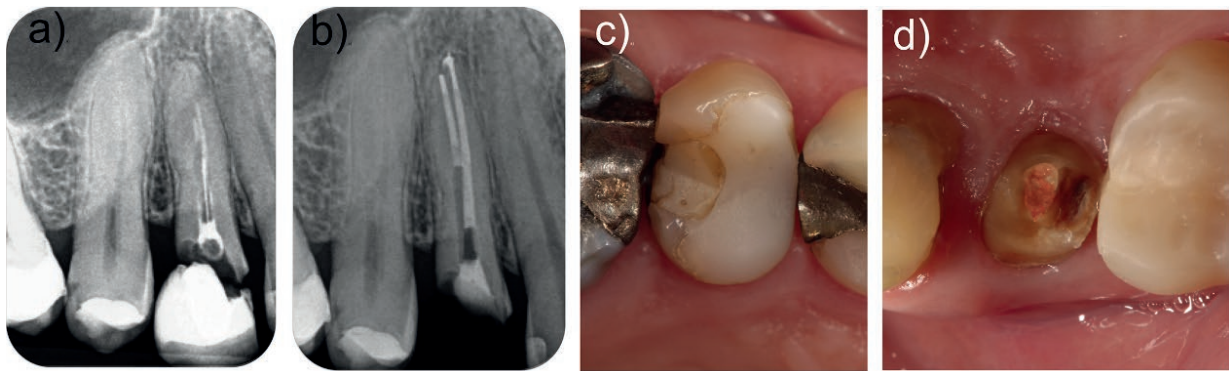


Figura 5 - Situações clínicas críticas envolvendo pré-molares: a) situação inicial de um 14 com fratura de uma restauração indireta e tratamento endodôntico insatisfatório; b) após retratamento endodôntico para posterior cimentação de um PFV e reabilitação protética; c) pré-molar com restauração extensa em resina composta insatisfatória, que necessita intervenção com PFV; d) pré-molar após fratura coronária, em que a presença de um PFV poderia ter evitado tal situação. **Fonte:** Os autores.

Dentes anteriores

Nos dentes anteriores, a distribuição de forças é bem diferente da dos dentes posteriores. Pela mudança anatômica, mudança de posição e angulação desses dentes e, pelo inter-relacionamento com o dente antagonista, nos dentes anteriores o vetor de força resultante do carregamento oclusal tende a se deslocar para fora do longo eixo do dente e, nesse sentido, pode ser eficiente em deslocar uma restauração extensa que esses dentes apresentem.

Frente a isso, a necessidade de PFV nos dentes anteriores é muito mais frequente que nos dentes posteriores. Todos os fatores já acima mencionados (oclusão, remanescente, carregamento oclusal, qualidade endodôntica) devem também ser considerados nessa decisão. O parâmetro mais comumente aplicado para a indicação de PFVs em dentes anteriores é que, em caso de perda de 50% ou mais da estrutura coronária, a restauração deve lançar mão do uso de um retentor intrarradicular (Figura 6).

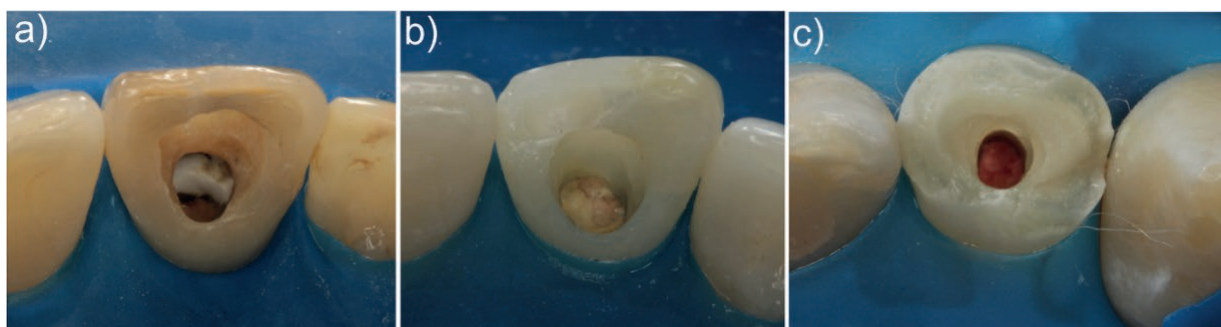


Figura 6 - Situações clínicas de dentes anteriores com diferentes níveis de destruição coronária e tratamento endodôntico: a) incisivo central apenas com abertura coronária; b) incisivo central em que há uma cavidade classe IV se comunicando com a abertura coronária, situação limítrofe para a indicação de um PFV em caso de restauração direta. Se a paciente fosse ser reabilitada com restauração indireta, a indicação ou não do PFV deveria ser repensada com os outros fatores individuais da paciente; c) incisivo lateral fraturado, com perda das duas cristas marginais e, portanto, indicação de um PFV. **Fonte:** Os autores.

Atualmente, baseado em uma Odontologia Adesiva de ponta, há uma forte corrente defendendo que, mais importante que a presença de um PFV é a presença de uma área adequada de férula (mínimo de 2 mm de espessura do remanescente). Ainda, mesmo sob a ausência de férula, alguns trabalhos laboratoriais concluíram que, comparando diferentes materiais resinosos para a confecção de um núcleo de preenchimento com o PFV, esse não foi eficiente em aumentar a resistência à fratura desses dentes extensamente destruídos (LAZARI et al., 2017; MAGNE et al., 2017). No entanto, a prática clínica diária ainda não suporta esses fatos, visto que é muito comum a fratura de dentes anteriores extensamente destruídos, reabilitados sem um retentor radicular (Figura 7).



Figura 7 - Situações clínicas em que, após reabilitação de incisivos tratados endodonticamente, os dentes retornaram fraturados: a) incisivo lateral pilar de prótese parcial removível fraturado 1 mês após a sua instalação; b-d) Incisivo central após 6 meses de cimentação de faceta indireta, com fratura a nível do terço médio. **Fonte:** Os autores.

Vale a pena ressaltar ainda, que esses estudos empregam as melhores condições possíveis de trabalho, com os melhores materiais, desde o campo operatório de trabalho até a fonte fotopolimerizadora utilizada, o que não é comumente padronizado quando se comparam diferentes situações e ambientes clínicos, e mesmo diferentes pacientes. Assim como em qualquer outra área, nem sempre é possível extrapolar os resultados laboratoriais obtidos para a prática clínica, sendo necessários estudos clínicos, com acompanhamento longitudinal, para que sedimentar os resultados *in vitro*.

Os resultados são com certeza importantes e podem sim abrir várias janelas para obtenção de melhorias na técnica de restauração de dentes extensamente destruídos. Porém, por enquanto, a conduta a ser tomada ainda deve levar em conta medidas específicas para a decisão do tratamento, em relação ao paciente e as condições de trabalho a serem empregadas, o que será discutido no decorrer desse trabalho.

Considerações sobre a técnica do Pino de Fibra de Vidro (PFV)

Do preparo do remanescente

O preparo do canal radicular deve se atentar para a máxima preservação da estrutura remanescente. Em contradição aos NMF, o preparo radicular para o PFV é muito simples, não demanda nenhum preparo mecânico adicional a remoção do material obturador do canal radicular. O princípio é confeccionar um pino que se adapte à geometria que o canal apresenta visto que a retenção do pino será adesiva, e não mecânica.

Quando realizada a desobturação do canal e o preparo, é essencial o uso de isolamento absoluto, para que não ocorra a contaminação do canal radicular com microrganismos presentes no meio bucal comprometendo futuramente a restauração (VALDIVIA et al., 2017). A instrumentação do canal consiste apenas na remoção do material obturador presente, que pode ser feito com brocas endodônticas do tipo Gates e Largo, de tamanho compatível com o conduto radicular (ALTO et al., 2008; GOMES et al., 2016). Como a broca Gates apresenta ponta ativa, ela pode ser seguramente utilizada no terço cervical do canal, para desorganizar inicialmente a guta-percha, que, posteriormente será mais facilmente removida com a broca largo, que irá ainda, realizar a limpeza das paredes do conduto (Figura 8). Obviamente, quando presentes, áreas retentivas do conduto devem ser removidas, para que o pino apresente eixo de inserção e adaptação adequadas.

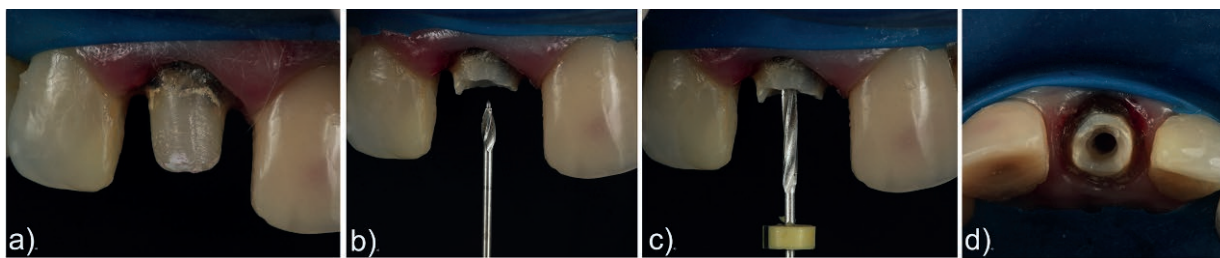


Figura 8 - Preparo do canal radicular para cimentação de um PFV: a) condição inicial; b) instrumentação inicial com broca Gates; c) Instrumentação com broca de Largo; d) aspecto do conduto após instrumentação. **Fonte:** Os autores.

Quanto à profundidade do pino no interior do canal radicular, a técnica clássica preconiza que $2/3$ do comprimento do conduto seja instrumentado para receber o PFV, com manutenção de, no mínimo, 4 mm de material obturador no ápice, para selamento apical (ALTO et al., 2008). Outros parâmetros que podem também ser levados em consideração é que o pino esteja inserido em pelo menos metade da inserção óssea do dente ou tenha, no interior do canal, o comprimento mínimo igual ao da coroa o qual deseja reforçar ou substituir (MUNIZ, 2011). No entanto, os conhecimentos de adesão podem estar mudando os paradigmas desse conceito.

Alguns autores apontam a possibilidade de diminuir o comprimento do PFV no interior do canal radicular (ZICARI et al., 2012), diminuindo assim a profundidade de instrumentação do mesmo, e, por consequência, o possível enfraquecimento do dente (BOLHUIS et al., 2001).

De acordo com Zicari et al. (2012), é mais importante priorizar o não alargamento do canal radicular que a profundidade de 2/3 do canal radicular. Os seus resultados demonstraram que, se o pino estiver inserido na no canal radicular com a profundidade correspondente a sua altura coronária, mantendo o diâmetro do conduto, ele será igualmente resistente que o pino cimentado em maior profundidade e, ainda, oferecerá padrão de fratura mais facilmente reparável, caso ela ocorra. No entanto, vale a pena lembrar que estudos como esse testam as melhores condições possíveis de trabalho, que nem sempre podem ser extrapoladas para a real prática clínica.

Da seleção do pino

Há diferentes tipos de PFV disponíveis no mercado, de diferentes marcas. A geometria do pino deve se adaptar a geometria do canal radicular, sendo assim, o ideal é que eles assumam a forma cônica, que pode ainda ser encontrada de dois tipos quanto a sua textura superficial, lisa ou serrilhada.

A configuração serrilhada tem o intuito de aumentar o embricamento mecânico entre o pino e o cimento resinoso e conseqüentemente, desse conjunto no canal radicular, mas esse parâmetro não demonstra influencia significativa na resistência de união (SOARES et al., 2012). A translucidez dos pinos de fibra de vidro é importante para a transferência de luz da fotopolimerização para o terço médio e apical do canal radicular (GORACCI; FERRARI, 2011), devendo essa característica ser priorizada. Os pinos translúcidos otimizam ainda a estética final da restauração ou do núcleo de preenchimento, uma vez que não interferem com a cor da resina composta utilizada na etapa restauradora (Figura 9). A combinação desses detalhes deve ser aliada a máxima adaptação possível do pino no canal radicular, para que, de fato, o dispositivo possa exercer uma melhor distribuição das forças mastigatórias (MUNIZ, 2010). Nesse sentido, os PFVs são disponibilizados em vários tamanhos, para que ele seja adaptado a geometria do canal, e não o inverso.

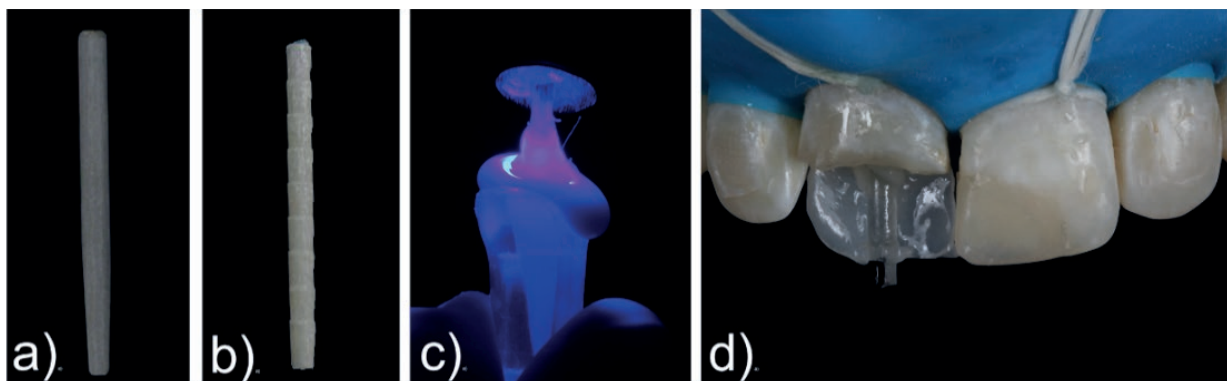


Figura 9 - Considerações sobre a seleção do PFV: a) PFV de superfície lisa; b) PFV de superfície serrilhada; c) Passagem de luz durante a cimentação por entre um pino translúcido; d) Compatibilidade do PFV com a resina composta utilizada na restauração de um dente anterior. **Fonte:** Os autores.

Ainda, deve-se prezar por uma menor linha de cimentação possível, pois os cimentos não possuem carga inorgânica o suficiente para apresentarem ao mesmo tempo fluidez na cimentação e resistência (GORACCI; FERRARI, 2011). Nesse caso, outro artifício que pode ser realizado é a confecção do pino anatômico. A técnica do pino anatômico consiste no reembasamento do PFV com resina composta com a finalidade de torná-lo mais adaptado ao conduto radicular e de diminuir a linha de cimentação (MACEDO et al., 2010).

A literatura aponta essa técnica como eficiente, demonstrando que ela é eficaz em aumentar a resistência de união do PFV (FARIA-E-SILVA et al., 2009; MACEDO et al., 2010). A técnica é muito simples (Figura 10), necessita da lubrificação do canal radicular com gel hidrossolúvel (CONSTÂNCIO et al., 2012) seguida de moldagem do mesmo com o PFV selecionado e envolto por resina composta que, de preferência, apresente adequada propriedade de resistência mecânica, como as resinas do tipo micro e nanohíbridas, e de nanopartículas.

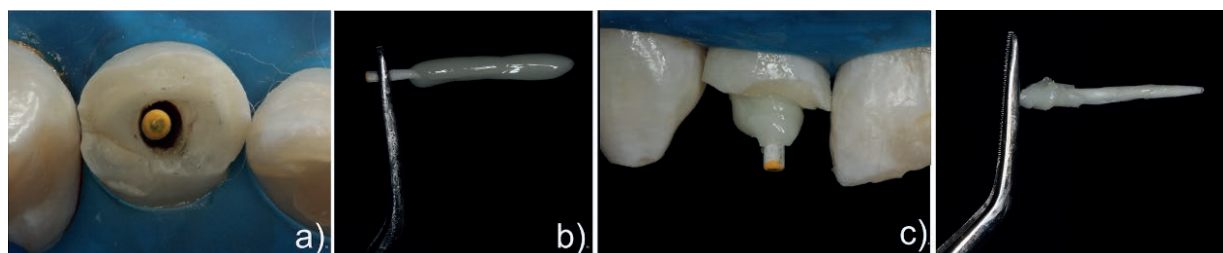


Figura 10 - Confeção de um PFV anatômico: a) Observar a larga linha de cimentação que pode ser obtida após a cimentação do PFV e deve, portanto, ser evitada; b) PFV após tratamento de superfície e envolto por uma camada de resina composta; c) Posicionamento do conjunto PFV+resina no canal radicular previamente lubrificado com gel hidrossolúvel, observe o extravasamento da resina – Nessa fase, o conjunto todo deve ser rapidamente polimerizado (5s) intercalando com movimentos de retirada do pino do canal e, quando for possível observar que o mesmo pode ser retirado mantendo a uniformidade anatômica do canal, terminar a fotopolimerização da resina extrabucalmente; d) Aspecto final após o reembasamento do pino. **Fonte:** Os autores.

Tratamento da superfície do pino

Para melhorar a eficiência de adesão do cimento ao PFV, esse necessita de tratamentos de superfície. A aplicação silano é considerada indispensável, visto que os estudos comprovam que ele aumenta a resistência de união entre o pino e cimento (MARQUES et al., 2016; MORAES et al., 2015; SKUPIEN et al., 2015). O silano exerce papel de agente de ligação entre materiais orgânicos e inorgânicos, formando então, nesse caso, uma, “ponte molecular” a interface inorgânica do pino e a matriz orgânica do cimento, melhorando efetivamente a adesão entre esses dois componentes (DELLA BONA et al., 2004). Segundo Moraes et al. (2015), há a necessidade de um tratamento do pino previamente ao silano, isso porque as fibras de vidro envoltas pela matriz epóxica do pino precisam de uma interação química com o silano e, posteriormente, com o cimento resinoso. Conhecendo esse mecanismo, há então a possibilidade de que o aumento da exposição de fibras de vidro do PFV possa melhorar essa união interfacial pino-cimento.

Diferentes tratamentos de superfície são propostos para os PFVs (Figura 11): Limpeza de superfície com álcool 70% (MOGHADDAS et al., 2010) ou aplicação de ácido fosfórico 37-40% (VALDIVIA et al., 2017); Aplicação de ácido fluorídrico (AMR et al., 2014) ou peróxido de hidrogênio de alta concentração (VALDIVIA et al., 2017) ou realização de jateamento com óxido de alumínio (ZICARI et al., 2011). É difícil dizer se uma ou outra técnica se sobressai a outra, devido à variedade de estudos e falta de padronização metodológica. No entanto, dentro das condições testadas, todas são efetivas. Ainda, o que evidencia o aumento da resistência de união dos PFVs é a aplicação de uma fina camada de sistema adesivo após o protocolo de superfície e aplicação do silano (LEME et al., 2013; SOUZA et al., 2011). Isso porque, a aplicação de um monômero resinoso mais fluído (adesivo) melhora o molhamento do cimento resinoso sobre o pino que, sobre o processo de fotoativação, irão se copolimerizar (LEME et al., 2013; MACHADO et al., 2015).

Para esse passo, recomenda-se a aplicação de uma resina sem carga, que consiste o passo 3 (adesivos convencionais) ou 2 (adesivos autocondicionantes) dos sistemas adesivos de 2 frascos, em que o último passo é comumente chamado de “bond”, contendo apenas monômeros de grupamento metacrilato hidrófobos (CECCHIN et al., 2016). É importante ressaltar que esse preparo superficial do pino deve ser realizado antes da cimentação, e no caso do pino anatômico, antes do reembasamento com resina composta. A cimentação do pino anatômico deve também ser precedida pelos tratamentos de superfície supracitados.

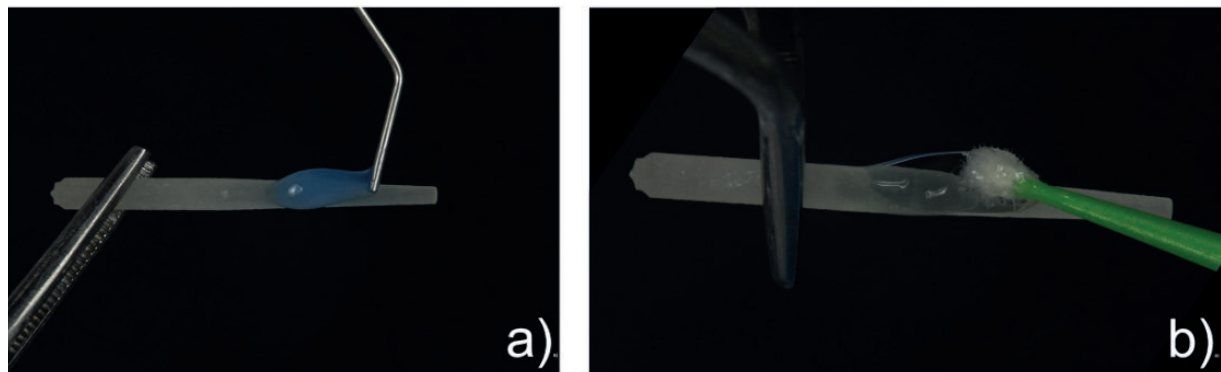


Figura 11 - Tratamento de superfície do pino: a) Aplicação de ácido fosfórico 37-40%; b) Aplicação de silano, que deve agir por no mínimo 60s. **Fonte:** Os autores.

Cimentação dos Pinos de Fibra de Vidro

A cimentação dos PFVs deve ser adesiva, ou seja, com cimentos do tipo resinosos, uma vez que a sua retenção é baseada nos princípios de adesão a dentina radicular. O tecido dentinário do canal radicular é considerado o pior substrato para a adesão, por várias razões. A morfologia dentinária da raiz é diferente da coronária sendo que, no canal radicular, a densidade e orientação dos túbulos dentinários variam conforme a profundidade. No terço cervical, o mais crítico a ser trabalhado, a dentina apresenta túbulos de menor diâmetro e em menor quantidade, o que reduz a potencial formação de tags resinosos nessa região, e conseqüentemente, a adesão (FERRARI et al., 2001). Outra razão é o fato de que não se pode garantir a luz da fonte fotoativadora alcance todo o comprimento do canal. Ainda, os cimentos resinosos, para que tenham maior fluidez e possam escoar pelo canal radicular, naturalmente possuem menor quantidade de carga inorgânica e maior quantidade de matriz orgânica. Isso aliado à configuração cavitária do conduto e a possibilidade de falha na fotoativação, aumenta significativamente a contração de polimerização do material (SCHWARTS, 2006).

Ainda, por se tratar de um protocolo de restauração em uma profundidade do canal radicular comumente difícil de enxergar, a inserção do agente cimentante deve ser precisa, preconizando-se o uso de seringas injetoras especiais para que se garanta o alcance do cimento até o terço apical (SHIRATORI et al., 2013).

Diferentes protocolos de cimentação são preconizados e o tratamento da superfície do canal radicular depende estritamente do tipo de cimento escolhido para a fixação do PFV. Por se tratar de uma cimentação no canal radicular, em regiões onde não se pode garantir que a reação de fotopolimerização ocorra totalmente, deve-se escolher ainda por cimentos resinosos que contenham reação de presa do tipo química. Os cimentos mais comumente utilizados para esse fim são os cimentos resinosos do tipo dual, pois garantem a reação de polimerização nos terços mais profundos do canal radicular, por meio da cura química, ativada pela reação com peróxido de benzoíla como iniciador; ao mesmo tempo que permitem um controle do tempo de trabalho, pois possuem a presa física, por fotopolimerização através do iniciador canforoquinona. A fotopolimerização é garantida nos terços cervical e médio do canal, podendo ser aliada seguramente a cimentação, na utilização de um cimento resinoso dual.

O protocolo clínico de cimentação é rigoroso e considerado crítico de acordo com o número de passos operatórios requisitados na etapa de cimentação e há cada vez mais uma preocupação em diminuir esses passos e facilitar o procedimento (BURKE et al., 2005). Diferentes tipos de cimento estão disponíveis no mercado, podendo ser os do tipo convencionais, autocondicionantes ou autoadesivos. Nos cimentos convencionais pedem pela realização de condicionamento ácido em dentina, seguido da aplicação do sistema adesivo. Os cimentos autocondicionantes dispensam essa etapa e preconizam apenas a aplicação do adesivo. Já os autoadesivos dispensam esses dois passos prévios. Idealmente, quando nos cimentos convencionais e autocondicionantes, deve-se priorizar por utilizar os respectivos sistemas adesivos das mesmas marcas comerciais que os cimentos, para evitar a possibilidade de incompatibilidade de diferentes sistemas de diferentes marcas comerciais (GORACCI; FERRARI, 2011).

O primeiro passo do processo de cimentação, após o tratamento de superfície do pino, é realizar a limpeza do conduto radicular. Todo princípio de adesão requer, como ponto de partida, o substrato devidamente limpo.

Como protocolo do canal após instrumentação, pode-se realizar a irrigação com hipoclorito de sódio para remoção dos detritos de dentina e de materiais obturadores que podem permanecer suspensos no interior do canal (BARRETO et al., 2016; ZHANG et al., 2010). Frente ao uso de hipoclorito de sódio, recomenda-se uma concentração de aproximadamente 2% e por tempo limitado até 60s, dada a propriedade de desnaturação de proteínas que esse irrigante apresenta, o que pode prejudicar a resistência de união (BARRETO et al., 2016). Agentes quelantes, como EDTA, devem ser evitados devido ao fato de que esse composto causa uma ligeira erosão na superfície dentinária, removendo cristais de hidroxiapatita, os quais podem ser necessários para interação química com agente cimentante, dependendo do sistema de cimentação escolhido (AMARAL et al., 2009; BARRETO et al., 2016).

Quando o cimento convencional é o sistema escolhido, deve-se aplicar estritamente os conceitos de adesão em dentina. O condicionamento com ácido fosfórico, por 15 segundos, deve ser rigorosamente realizado, seguido de secagem seletiva da dentina com a utilização de cones de papel absorvente, para manutenção da umidade do tecido.

Isso é essencial para a manutenção da arquitetura intradentinária, com manutenção dos espaços interfibrilares que serão penetrados pelo monômero hidrófilo do adesivo (PASHLEY et al., 2011). Ainda, nesse sistema, quando possível, deve-se priorizar pela utilização de sistemas adesivos duais. Deve-se lembrar que a simplificação de sistemas adesivos em um único frasco torna esse sistema mais ácidos e hidrófilos (TAY; PASHLEY, 2001). Esse fato, aliado à possibilidade de presença de monômeros não polimerizados no interior do canal devido ao não acesso da luz fotoativadora, faz com que esses monômeros remanescentes, que são acidófilos e hidrofílicos, reajam com as amins terciárias presentes no cimento resinoso, comprometendo assim, a reação de presa do cimento (TAY et al., 2003). Essa reação de presa do cimento acontece devido à interação entre as amins terciárias, presentes na sua pasta base, e o peróxido de benzoíla, presente na pasta catalizadora, que começa a partir da mistura entre essas elas. Quando em contato com os monômeros não reagidos do sistema adesivo, as amins terciárias são consumidas por ele, comprometendo então a estabilidade do cimento ao longo do tempo (SANARES et al., 2001).

O exemplo clássico desse sistema é o cimento RelyX ARC aliado ao adesivo Adper Scotch Bond Multi-Purpose Plus, que apresenta um sistema adesivo dual, subdivido em 3 frascos. Por se tratar de um sistema de cimentação convencional, ele requer como passo inicial o condicionamento com ácido fosfórico. A técnica garante excelentes resultados em termos de resistência e estabilidade de união, mas é considerada crítica em virtude dos números de passos clínicos operatórios (Figura 12), aos quais devem ainda ser somados os passos de tratamento de superfície do PFV (limpeza + silano + adesivo). Frente a isso, é comum a veiculação de diferentes marcas comerciais combinando o seu sistema adesivo de único frasco ao cimento resinoso representante da sua marca. Uma divulgação comercial que ignora os princípios químicos da composição dos materiais e preconiza a facilidade da técnica, sem evidências dos resultados obtidos em longo prazo. Protocolos com a preconização de irrigação de solução de clorexidina previamente a cimentação com sistemas convencionais também são aceitos como estratégias para aumentar a resistência de união ao canal radicular (CECCHIN et al., 2011).

O mecanismo da clorexidina consiste em inibir as metaloproteinases que são proteínas da dentina que, no decorrer do tempo, agem promovendo a degradação da camada híbrida (PASHLEY et al., 2011). Os resultados com aplicação da clorexidina mostram que esse composto não resulta em alteração da resistência de união imediata, mas promovem o aumento desse parâmetro ao longo do tempo, contribuindo assim para a durabilidade da união adesiva (CECHIN et al., 2011). As evidências obtidas até o momento sugerem fortemente a inclusão da irrigação com clorexidina como um passo operatório adicional, após o condicionamento ácido, na cimentação de PFVs com cimentos resinosos convencionais.

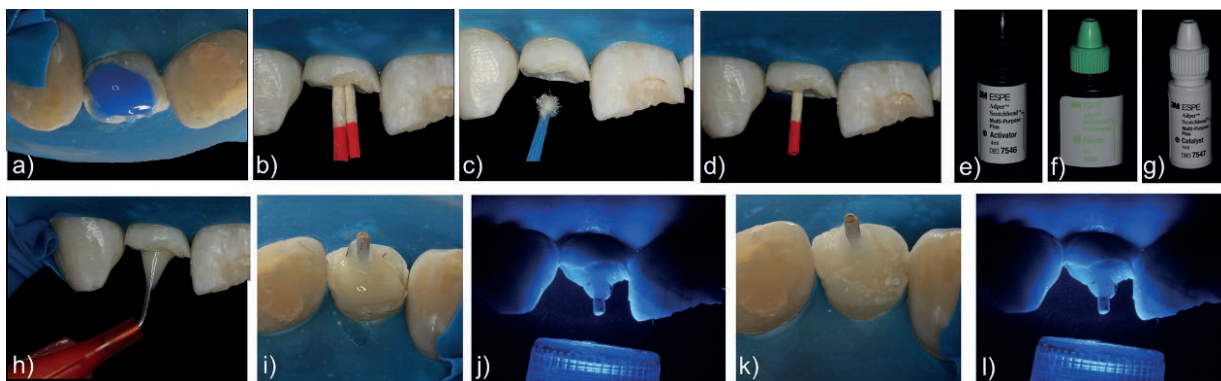


Figura 12 - Passos clínicos da cimentação de um PFV com cimento resinoso convencional: a) Condicionamento com ácido fosfórico 37-40% por 15s seguido de lavagem abundante; b) Secagem seletiva e cuidadosa do canal radicular com cones de papel absorvente; c) Aplicação do sistema adesivo seguido de d) remoção dos excessos com cone de papel absorvente – os passos c) e d) são repetidos três vezes seguindo a sequência de aplicação do sistema adesivo dual e) Ativador; f) Primer e g) Catalisador; h) Inserção do cimento resinoso no canal com auxílio de seringa injetora; i) Posicionamento do PFV no canal radicular; j) Fotopolimerização inicial (5s); k) Remoção dos excessos de cimento; l) Fotopolimerização final (40s por face). **Fonte:** Os autores.

Contrapondo à cimentação convencional, o uso dos sistemas auto-adesivos emergiu no mercado com a promessa de simplificação da técnica (RADOVIC et al., 2008). A proposta inicial desse cimento, inicialmente, era dispensar qualquer etapa preparatória, tanto em relação ao tratamento superficial do pino quanto em relação ao tratamento do conduto radicular (FERRACANE et al., 2011).

No entanto, a aplicação de silano na superfície do PFV é considerada indispensável, inclusive para os cimentos auto-adesivos (LEME et al., 2013; MORAES et al., 2015). Em relação ao tratamento da superfície radicular, esse cimento dispensa qualquer procedimento, necessitando apenas da superfície limpa, como em qualquer procedimento, o que é recomendado fazer com irrigação com solução de hipoclorito de sódio (KUL et al., 2016), conforme já mencionado. A aplicação do cimento auto-adesivo é suficiente para condicionamento e adesão a superfície dentinária, isso porque, esse material foi designado em sua composição para agir sem necessidade de qualquer outro material (FERRACANE et al., 2011; RADOVIC et al., 2008).

Os cimentos autoadesivos contêm monômeros funcionais derivados do ácido fosfórico que promovem a desmineralização e infiltração superficial do tecido dentinário ao mesmo tempo que se ligam com a carga inorgânica do próprio cimento. Inicialmente, o material é hidrofílico e possui pH baixo, em torno de 2, o que garante a sua efetividade em desmineralizar e infiltrar a dentina, modificando a smear layer (DE MUNCK et al., 2004).

Conforme ocorre a reação química com o tecido e também entre os monômeros e a carga inorgânica, a água resultante presente é consumida a partir do molhamento do material sobre a dentina e também, na reação com as partículas de carga, resultando em aumento do pH do meio e em características finais hidrófobas do cimento resinoso (FERRACANE et al., 2011; RADOVICK et al., 2008). Como o mecanismo de união primordial desse sistema é químico, a camada híbrida resultante é considerada discreta, e de espessura muito pequena, quando comparada àquela obtida com os cimentos convencionais (AGUIAR et al., 2013). Os resultados obtidos para os valores de resistência e durabilidade de união são expressivos e comparáveis aos obtidos pela cimentação convencional (DALEPRANE et al., 2016; SIMÕES et al., 2016), podendo ser seguramente indicado para cimentação de PFV em canais radiculares. A técnica, consiste apenas na inserção do cimento ao longo do canal radicular, e posicionamento do pino, conforme descrito na Figura 13.

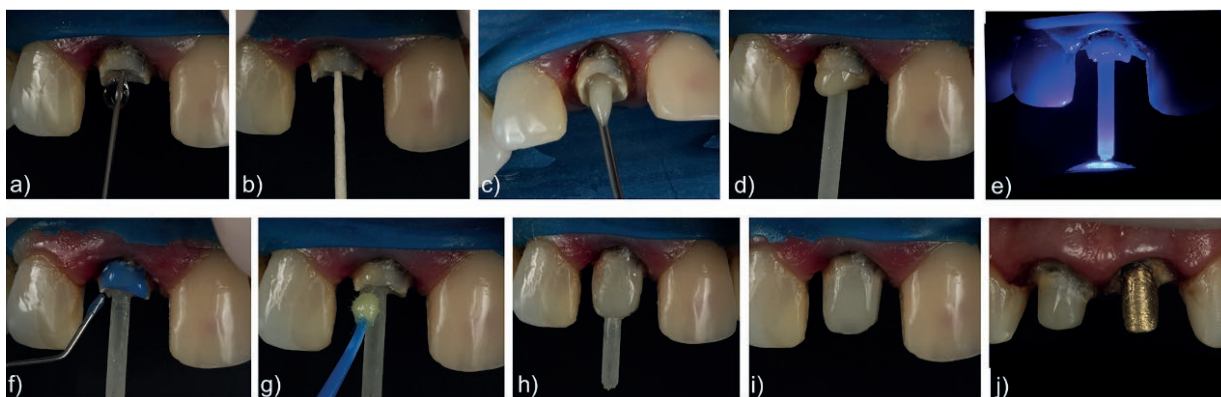


Figura 13 - Passos clínicos da cimentação do PFV com um cimento autoadesivo: a) Irrigação do canal radicular com solução de hipoclorito 2% por 60s; b) Secagem seletiva do canal com cone de papel absorvente; c) Inserção do cimento autoadesivo com auxílio de seringa injetora; d) Posicionamento do PFV; e) Fotopolimerização após remoção dos excessos de cimento; f) Condicionamento ácido e g) Aplicação do adesivo para confecção do núcleo de preenchimento em resina composta (h); i) Após corte do pino na porção coronária, 2 mm abaixo da incisal do dente correspondente adjacente; j) Aspecto final do preparo para coroa total. **Fonte:** Os autores.

Atualmente, há ainda os cimentos multimodos que devem ser utilizados junto com os respectivos adesivos multimodais, o conhecido sistema universal. Esses sistemas são considerados universais por serem indicados em qualquer situação (adesão em esmalte e dentina, no caso de dentina, esta podendo estar seca ou umedecida) e tem seu mecanismo de adesão baseado na presença do monômero 10-MDP.

Esse monômero foi por muito tempo considerado efetivo nos sistemas autocondicionantes dada a sua eficácia como monômero funcional em desmineralizar e infiltrar a dentina simultaneamente, modificando a smear layer (VAN MEERBEEK et al., 2011). Após a recente quebra da patente desse monômero, várias empresas comerciais o incluíram na sua composição desenvolvendo os sistemas universais. Para a cimentação de PFV, o que se sabe até o momento, é que a utilização desse sistema não dispensa o preparo de superfície do pino e, requer a aplicação do sistema adesivo no canal radicular, sendo que os melhores resultados são obtidos no modo autocondicionante, mantendo a umidade natural da dentina (OSKOE et al., 2016).

Considerações finais

Diante de todo o contexto discutido nesse trabalho, fica evidente o quão importante é a individualização do tratamento no caso de reabilitação de dentes tratados endodonticamente. No caso da indicação de PFV, atualmente, os estudos se desenvolvem com o intuito de tornar a técnica o mais fácil possível de ser executada.

O contexto de adesão evolui consideravelmente, e o desenvolvimento de novos materiais e aprimoramento dos conceitos é constante. O caminho consiste, basicamente, em priorizar a máxima conservação dos tecidos dentários, utilizando os sistemas cimentantes com o rigor que a técnica existe. Em relação aos resultados laboratoriais até então disponíveis, que geram mudanças de paradigmas, vale lembrar que eles nem sempre podem ser extrapolados para a condição clínica e que, nada melhor que a prática clínica e a longevidade dos trabalhos clínicos realizados para evidenciar o que pode ou não ser alterado nas técnicas e conceitos até então disponíveis.

REFERÊNCIAS

AGUIAR, T. R. et al. Effect of storage time and mechanical load cycling on dentin bond strength of conventional and self-adhesive luting cements. **J Prost Dent**, v. 111, n. 5, p. 404-410, 2014.

AL-OMIRI, K. et al. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. **J Endodont**, v. 36, n. 9, p. 1439-1449, 2010.

ALTO, R. V. M. et al. Restauração de Dentes Tratados Endodonticamente com Pino de Fibra de Vidro e Acessório em Canais Amplos. **Clínica – Int J Braz Dent**, v. 4, n. 2, p. 198-203, 2008.

AMARAL, M. et al. An in vitro comparison of different cementation strategies on the pull-out strength of a glass fiber post. **Oper Dent**, v. 34, n. 4, p. 443-451, 2009.

AMR, M. E.; ELSAKA, S. E. Effect of surface treatments on the flexural proprieties and adhesion of glass fiber-reinforced composite post to self-adhesive luting agent and radicular dentin. **Online Odontology**, v. 104, p. 60-67, 2016.

BARRETTO, M. S. et al. Effect of intracanal irrigants on bond strength of fiber posts cemented with a self-adhesive resin cement. **Oper Dent**, v. 41, n. 6, p. e159-67, 2016.

REFERÊNCIAS

BOLHUIS, H. P. B. et al. Fracture strength of different core build-up designs. **Am J Dent**, v. 14, n. 5, p. 286-290, 2001.

BURKE, F. J. Trends in indirect dentistry: 3 Luting materials. **Dent Update**, v. 31, n. 5, p. 251-254, 2005.

CECCHIN, D. et al. Influence of chlorhexidine and etanol on the bond strength and durability of the adhesion of the fiber posts to root dentin using a total etching adhesive system. **J Endodontic**, v. 37, n. 9, p. 1310-1315, 2011.

CECCHIN, D. et al. Acid etching and surface coating of glass-fiber posts: Bond strength and interface analysis. **Braz Dent J**, v. 27, n. 2, p. 228-233, 2016.

COBANKARA, F. K. et al. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. **Oper Dent**, v. 33, n. 5, p. 526-533, 2008.

CONSTÂNCIO, S.T. et al. Pinos anatômicos – descrição da técnica e controle radiográfico após seis anos. **Full Dent Sci**, v. 3, n. 12, p. 416-423, 2012.

DALEPRANE, B. et al. Bond strength of fiber posts to the root dentin: Effect of anatomic root levels and resin cements. **J Prosthet Dent**, v. 116, n. 3, p. 416-424, 2016.

REFERÊNCIAS

DELLA BONA, A.; SHEN, C.; ANUSAVICE, K.J. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. **Dent Mater**, v. 20, n. 4, p. 338-344, 2004.

DE MUNCK, J. et al. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. **Dent Mater**, v. 20, n. 10, p. 963-971, 2004.

DURSKI, M.T. et al. Push out bond strength evaluation of glass fiber posts with different resin cements and application techniques. **Oper Dent**, v. 41, n. 1, p. 103-110, 2016.

FARIA- E-SILVA, A. L. et al. Effect of relining on fiber post retention to root canal. **J Appl Oral Sci**, v. 17, n. 6, p. 600-604, 2009.

FERRACANE, J. L.; STANSBURY, J. W.; BURKE, F. J. Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations. **J Oral Rehabil**, v. 38, n. 4, p. 295-314, 2011.

FERRARI, M.; VICHI, A.; GRANDINI, S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. **Dent Mater**, v. 17, n. 5, p. 422-429, 2001.

REFERÊNCIAS

GOLDBERG, A. J.; BURSTONE, C. J. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. **Dent Mater**, v. 8, n. 3, p.1 97-202, 1992.

GOMES, G. M. et al. Use of a Direct Anatomic Post in a Flared Root Canal: A Three-year Follow-up. **Oper Dent**, v. 41, n. 1, p. e23-8, 2016.

GOMES, J. C. et al. Restaurações em dentes vitais e tratados endodonticamente: prognóstico e riscos; In: **Dentística: uma abordagem multidisciplinar**. Artes Médicas, São Paulo, 2014.

GORACCI, C.; FERRARI, M. Current perspectives on post systems: a literature review. **Aust Dent J**, v. 56, n. Suppl 1, p. 77-83, 2011.

ITIKAWA, G. N.; BALTIERI, P. Pinos e núcleos estéticos. IN: **Odontologia Estética: Resposta às dúvidas mais frequentes**. São Paulo, Artes Médicas, 2014.

KUL, E. et al. Effect of different post space irrigation procedures on bond strength of a fiber post attached with a self-adhesive resin cement. **J Prosthet Dent**, v. 115, n. 5, p. 601-605, 2016.

REFERÊNCIAS

LAMICHHANE, A.; XU, C.; ZHANG, F. Dental fiber-post resin base material: a review. **J Adv Prosthodont**, v. 6, n. 1, p. 60-65, 2014.

LAZARI, P. et al. Survival of extensively damaged endodontically treated incisors restored with different types of post-and-core foundation restoration material. **J Prosthet Dent**, Epub ahead of print, 2017.

LEME, A. A. et al. Effects of silane application on luting fiber posts using self-adhesive resin cement. **J Adhes Dent**, v. 15, n. 3, p. 269-274, 2013.

MACEDO, V. C; FARIA-E-SILVA, A. L; MARTINS, L. R .M. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. **J Endod**, v. 36, n. 9, p. 1543-1546, 2010.

MACHADO, F. W. et al. Application of resin adhesive on the surface of glass fiber-reinforced post and its effect on the retention of root dentin. **J Endod**, v. 41, n. 1, p. 106-110, 2015.

MAGNE, P. et al. Ferrule-effect dominates over use of a fiber post when restoring endodontically treated incisors: An in vitro study. **Oper Dent**, v. 42, n. 4, p. 396-406, 2017.

REFERÊNCIAS

MARQUES, J. N. et al. Análise comparativa da resistência de união de um cimento convencional e um cimento autoadesivo após diferentes tratamentos na superfície de pinos de fibra de vidro. **Odontol UNESP**, v. 45, n. 2, p. 121-126, 2016.

MELO, A. R. S. et al. Reconstrução de dentes severamente destruídos com pino de fibra de vidro. **Odonto Clín Cient**, v. 14, n. 3, p. 725-728, 2015.

MOGHADDAS, M. J.; AKBARI, M.; SARABI, N. Effect of Surface Treatment on the Retention of an Intra Canal Post. **Shiraz Un Dent J**, v. 10, n. 4, p. 293-298, 2010.

MONTICELLI, F. et al. Surface Treatments for Improving Bond Strength to Prefabricated Fiber Posts: A Literature Review. **Oper Dent**, v. 33, n. 3, p. 346-355, 2008.

MORAES, A.P. et al. Can Silanization Increase the Retention of Glass-fiber posts? A Systematic Review and Meta-analysis of In Vitro Studies. **Oper Dent**, v. 40, n. 6, p. 567-580, 2015.

MUNIZ, L. Retentores intrarradiculares. IN: **Reabilitação Estética em dentes tratados endodonticamente**: Pinos de fibra de vidro e possibilidades clínicas conservadoras. São Paulo: Santos, 2011.

REFERÊNCIAS

MUNIZ, L. Técnicas de preparo e cimentação. IN: **Reabilitação Estética em dentes tratados endodonticamente**: Pinos de fibra de vidro e possibilidades clínicas conservadoras. São Paulo: Santos, 2011.

OSKOE, S. S. et al. Push-out bond strength of fiber posts to intrarradicular dentin using multimode adhesive system. **J Endod**, v. 42, p. 12, p. 1794-1798, 2016.

PASHLEY, D.H. et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. **Dent Mater**, v. 27, n. 1, p. 1-16, 2011.

PRADO, M. A. A. et al. Retentores Intrarradiculares: Revisão da Literatura. **Cient Ciênc Biol Saúde**, v. 16, n. 1, p. 51-55, 2014.

RADOVIC, I. et al. Self-adhesive resin cements: a Literature review. **J Adhes Dent**, v. 10, n. 4, p. 251-258, 2008.

REEH, E. S.; MESSES, H. H.; DOUGLAS, W. H. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod**, v. 15, n. 11, p. 512-516, 1989.

SANARES, A. M. et al. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. **Dent Mater**, v. 17, n. 6, p. 542-556, 2001.

REFERÊNCIAS

SCHWARTZ, R. S. Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: Bonding in the root canal system – The promise and the problems: a review. **J Endod**, v. 32, n. 12, p. 1125-1134, 2006.

SHIRATORI, F.K. Influence of technique and manipulation on self-adhesive resin cements used to cement intrarradicular posts. **J Prosthet Dent**, v. 110, n. 1, p. 56-60, 2013.

SIGNORE, A. et al. Clinical Evaluation of an Oval-Shaped Prefabricated Glass Fiber Post in Endodontically Treated Premolars Presenting an Oval Root Canal Cross-Section: A Retrospective Cohort Study. **Int J Prosthodont**, v. 24, n. 3, p. 255-263, 2011.

SIMÕES, T. C. et al. Longevity of bonding of self-adhesive cement to dentin. **Oper Dent**, v. 41, n. 3, p. e64-72, 2016.

SKUPIEN, J. A. et al. Systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. **Braz Oral Res**, v. 29, n. 1, p. 1-8, 2015.

SOARES, C. J. et al. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. **Int Endod J**, v. 45, n. 2, p. 136-145, 2012,

REFERÊNCIAS

_____. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated molars. **J Endod**, v. 34, n. 8, p. 1015-1019, 2008.

SOUZA, L. C. et al. Resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina em diferentes regiões do canal radicular. **Rev Gaúcha Odontol**, v. 59, n. 1, p. 51-58, 2011.

TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. **Dent Mater**, v. 17, n. 4, p. 296-308, 2001.

TAY, F. R. et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. **J Adhes Dent**, v. 5, n. 2, p. 91-105, 2003.

VALDIVIA, J. E.; MACHADO, M. E. L. Blindagem coronorradicular simultânea em Endodontia: do preparo radicular à restauração coronária. **Dental Press Endod**, v. 7, n. 1, p. 32-42, 2017.

VAN MEERBEEK, B. et al. State of the art of self-etch adhesives. **Dent Mater**, v. 27, n. 1, p. 17-28, 2011.

REFERÊNCIAS

ZHANG, K. et al. The effect of initial irrigation with two different sodium hypochlorite concentrations on the erosion of instrumented radicular dentin. **Dent Mater**, v. 26, n. 6, p. 514-523, 2010.

ZICARI, F. et al. Effect of fiber post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. **J Dent**, v. 40, n. 4, p. 312-321, 2012.

ZICARI, F. et al. Factors affecting the cement-post interface. **Dent Mater**, v. 28, n. 3, p. 287-297, 2012.

CAPÍTULO 12 - SISTEMAS CAD/CAM EM ODONTOLOGIA - VANTAGENS, LIMITAÇÕES E APLICAÇÕES CLÍNICAS

Fernanda Ferruzzi
Brunna Mota Ferrairo
Samira Sandy Ferreira Strelhow
José Henrique Rubo

Introdução

O uso da informática nos diversos ambientes de trabalho tem aumentado vertiginosamente; a ponto de, atualmente utilizarmos smartphones e computadores para executar tarefas simples do dia-a-dia. Na Odontologia, o interesse em incorporar os computadores à prática clínica teve início da década de 70, nos Estados Unidos por Bruce Altschuler e na Europa por François Duret (Alemanha), Werner Mörmann e Marco Brandestini (Suíça) (ANDREIOTELLI; KAMPOSIORA; PAPAVALIIOU, 2013). Em 1987, Duret lançou o primeiro sistema CAD/CAM completamente desenvolvido para a Odontologia (DURET; BLOUIN; DURET, 1988).

Devido a seu alto custo e complexidade, o projeto não obteve sucesso, porém consistiu em um importante ponto de partida para o primeiro sistema odontológico disponível comercialmente, o CEREC (MOERMANN, 2006).

Podemos definir um sistema CAD/CAM como um conjunto de ferramentas e dispositivos que permitem o desenho ou projeto auxiliado por computador (Computer aided design-CAD) e a manufatura auxiliada por computador (Computer aided manufacture-CAM). Desde sua concepção, os sistemas CAD/CAM consistiam em um dispositivo para aquisição de imagens, um software para o projeto das restaurações e uma máquina fresadora para a produção de restaurações de maneira fácil e rápida, padronizada e com menor custo (REKOW et al., 1991) (Figura 1). Ao falarmos em padronização durante a produção de restaurações de maneira automatizada estamos nos referindo também aos benefícios advindos por eliminar o viés humano.

Ao transpor uma tecnologia utilizada na engenharia para a odontologia os desenvolvedores encontraram algumas dificuldades, e as restaurações produzidas pelos primeiros sistemas CAD/CAM apresentavam adaptação e estética deficientes (BINDL; MORMANN, 2003).

A principal dificuldade em utilizar a tecnologia CAD/CAM em uma área da saúde, como a Odontologia, é traduzir critérios clínicos, extremamente relativos, em limites de engenharia. Por exemplo, expressar em números ou algoritmos o que é uma restauração com adaptação satisfatória? Onde é o limite do término cervical? Outra dificuldade encontrada no início foi capturar imagens de alta qualidade diretamente da cavidade oral, um meio úmido e de difícil acesso. E como desenvolver um software que seja capaz de reconhecer as diferentes estruturas presentes na cavidade oral (materiais restauradores de diversas cores, esmalte, dentina, próteses)?

Considerando a manufatura das restaurações, não se conheciam as propriedades de corte de matérias friáveis como as cerâmicas odontológicas. Além disso, enquanto na Engenharia são fabricadas peças idênticas, em escala, reproduzíveis, na Odontologia cada paciente recebe uma restauração individualizada. Esta restauração apresenta características anatômicas específicas, com detalhes de dimensões muito menores que uma engrenagem mecânica.

Por fim, apesar de todas estas dificuldades impostas pela pequena escala das restaurações odontológicas, o custo de se desenvolver um sistema para a odontologia é tão alto quanto de um robusto sistema industrial.

Certamente, todos estes fatores contribuíram para que os sistemas CAD/CAM demandassem um longo tempo para o seu desenvolvimento e amadurecimento. Atualmente, existe uma grande variedade de sistemas no mercado, e outros estão sendo desenvolvidos com o objetivo de solucionar os três maiores desafios das restaurações indiretas: (1) tornar a fabricação mais fácil e precisa; (2) produzir restaurações resistentes e duráveis e (3) obter resultados estéticos e naturais.

Como funciona um sistema CAD/CAM?

Todo sistema CAD/CAM é composto por três fases: (1) aquisição de imagens, (2) desenho/projeto e (3) manufatura. As arcadas dentárias ou modelos do paciente são escaneadas e se tornam um arquivo digital. Neste arquivo estão imagens que serão transformadas em modelos virtuais em três dimensões, que podem ser reconhecidos e manipulados em um software. Com o auxílio deste software, as restaurações são projetadas e as informações acerca de seu tamanho, forma, e material são enviadas para um dispositivo que se encarrega da manufatura, totalmente controlado pelo computador. Os dispositivos utilizados para estas três fases estão ilustrados na Figura 1. As especificidades de cada um destes passos serão abordadas a seguir.

1) Aquisição de imagens

Atualmente, a aquisição de imagens é feita por meio de scanners que podem ser intra ou extraorais. Estes scanners conseguem gerar imagens digitais por meio de feixes de luz ou laser. Com os scanners extraorais a imagem é obtida a partir dos tradicionais modelos de gesso. Isso quer dizer que ainda é necessário o procedimento de moldagem e confecção de modelos, assim como na técnica convencional. Este sistema é mais utilizado em laboratórios de prótese dentária, que recebem moldes das arcadas de diversos clientes e assim iniciam o fluxo de produção das restaurações. É um método utilizado há anos, devido à facilidade, uma vez que o modelo fica imóvel, só se movimenta a critério do operador ou do próprio sistema e o escaneamento é realizado sem interferência de saliva. Entretanto, o viés da distorção do material de moldagem e do gesso propriamente dito não é eliminado, mesmo com a utilização da tecnologia.

Com os scanners intraorais as imagens são obtidas diretamente das arcadas dentárias dos pacientes, assim como o registro de oclusão. Dessa forma, a aquisição de imagens é realizada de maneira mais rápida e fácil.

Entretanto, qualquer movimento do paciente pode comprometer a qualidade da imagem, por isso, assim como qualquer tecnologia, é necessário treinamento para utilizá-lo de forma adequada. Para a obtenção de imagens adequadas, é importante controlar a saliva e lançar mão de técnicas de afastamento gengival para preparos intra-sulculares. Alguns scanners oferecem imagens coloridas e ferramentas que auxiliam na seleção de cor, consistindo em uma ferramenta de comunicação com o paciente e documentação do caso. O escaneamento intraoral apresenta imagens de alta qualidade, que permitem a fabricação de próteses com adaptação comparável (ABDEL-AZIM et al., 2015; PRADÍES et al., 2015) ou superior (GUTH et al., 2013; ZARAUZ et al., 2016) àquelas produzidas a partir de moldagem convencional.

As imagens obtidas através do escaneamento são encaminhadas para o software onde haverá a manipulação e planejamento das imagens (CAD).

2) Projeto auxiliado por computador (CAD)

Os softwares ou programas tornaram possível o trabalho virtual e diminuíram o trabalho em objetos reais como as etapas de enceramento, escultura, ajustes oclusais, etc.

Na Odontologia os softwares apresentam uma interface intuitiva, de fácil utilização. Isso permite que o operador seja tanto o cirurgião dentista quanto o técnico em prótese dentária (TPD), podendo confeccionar desenhos necessários para o planejamento da reabilitação protética. A manipulação virtual dos modelos permite ampliação, recorte e reconstrução dos mesmos, o que facilita a visualização. A área do término cervical dos preparos pode ser delimitada automaticamente, entretanto deve ser corrigida manualmente para um resultado final mais satisfatório. Os softwares apresentam também ferramentas diversas que permitem verificar o espaço disponível para o material restaurador, a espessura da restauração, áreas retentivas do preparo, área de contato oclusal e proximal. Estas e outras ferramentas podem contribuir para a detecção de erros e planejamento de detalhes que fazem toda diferença na qualidade final da restauração. No software são definidas as espessuras mínimas desejadas para a restauração baseadas no material escolhido para a manufatura, o alívio para o material de cimentação, a espessura das bordas da restauração, e a intensidade dos contatos oclusais e proximais, entre outros parâmetros.

Depois de finalizado e aprovado o projeto, estes dados são convertidos em um arquivo que irá direcionar a fabricação da restauração. Muitos dos recursos importantes para o planejamento do tratamento também foram incorporados ao ambiente virtual. É possível, por exemplo, utilizar um enceramento ou mock-up previamente aprovado pelo paciente como referência anatômica para as restaurações definitivas. Os contatos oclusais, movimentos de protrusão e lateralidade são planejados com o auxílio de um articulador virtual.

Apesar de o projeto ser auxiliado por computador, muitas das etapas deste planejamento demandam conhecimentos específicos da área odontológica, por isso, é importante lembrar que nem o mais moderno software pode substituir os conhecimentos e critérios de um profissional experiente.

Uma grande desvantagem de alguns softwares CAD/CAM é que as imagens e projetos desenvolvidos em um sistema não podem ser abertos ou editados em outros. Alguns fabricantes mantêm os sistemas fechados a fim de fidelizar os clientes e limitar as possibilidades de uso de materiais e métodos de fabricação.



Figura 1 - Os três componentes do sistema CEREC. À direita, unidade de processamento de imagens e projeto (CAD); no centro unidade fresadora; à esquerda scanner intraoral. **Fonte:** Os autores.

3) Manufatura auxiliada por computador (CAM)

O processo de manufatura auxiliada ou CAM torna possível a fabricação ou materialização do projeto desenvolvido no software CAD. A maioria dos sistemas utilizados em Odontologia utiliza o desgaste de blocos pré-fabricados de cerâmica, resina, metal ou cera, popularmente conhecida como fresagem ou usinagem. Esta forma de fabricação por desgaste é chamada subtrativa.

Na fresagem, uma máquina recebe todas as informações quanto às dimensões e forma da restauração projetada e realiza o desgaste controlado de blocos pré-fabricados, utilizando pontas diamantadas. O processo de fresagem pode ser realizado a seco ou sob refrigeração, utilizando um líquido específico, a depender do material ou sistema. As máquinas fresadoras apresentam um conjunto limitado de pontas diamantadas, que podem se movimentar em três a cinco eixos. As fresadoras de três eixos são mais baratas, eficientes para a produção de estruturas unitárias e prótese fixas de menor extensão. As fresadoras de cinco eixos realizam mais movimentos e conseguem reproduzir geometrias mais complexas, como próteses fixas com pilares convergentes (BEUER et al., 2008). Este método pode produzir restaurações de ótima qualidade, entretanto, uma parcela significativa do material utilizado é desperdiçada.

Os métodos de fabricação aditivos representam uma maneira mais inteligente de utilizar os recursos. Uma vez que as restaurações são construídas em camadas, o desperdício de material pode ser reduzido em 40%, enquanto detalhes e formas complexas são reproduzidos com maior precisão (ALHARBI et al., 2017; STRUB et al., 2006).

Entre os métodos aditivos estão a estereolitografia, deposição direta ou jateamento e a sinterização a laser.

Na Odontologia, os métodos de manufatura aditiva têm sido utilizados basicamente para a confecção e modelos, guias cirúrgicos e dispositivos oclusais.

A estereolitografia (SLA) é a mais antiga, introduzida em 1984 por Charles Hull e disponível comercialmente desde 1986. Na SLA, um objeto é criado por meio da deposição de camadas de um polímero líquido fotossensível, que é rapidamente polimerizado por uma luz ultravioleta. O processamento digital por luz (digital light processing-DLP), baseia-se no mesmo princípio, porém, utilizando um LED de alta potência. A SLA é utilizada há muitos anos para a fabricação de protótipos para cirurgia, a partir da imagem obtida de tomografias computadorizadas. Na área odontológica, a SLA e DLP são utilizadas para a fabricação de mock-ups, padrões de resina para posterior fundição, restaurações provisórias (ALHARBI et al., 2017).

Na deposição direta ou jateamento, o material é depositado com a ajuda de um bico, e se solidifica imediatamente, ou um material similar a uma “cola” é jateado imediatamente após a deposição, e o material se solidifica.

Devido à simplicidade, diversos materiais podem ser utilizados, sendo os mais comuns os padrões de resina para fundição. Alguns estudos foram conduzidos recentemente para a fabricação de próteses em zircônia e cerâmica feldspática. Nos estudos de Erbert et al. (2009) e Silva et al. (2011), infraestruturas em zircônia foram fabricadas por meio de jateamento, seguido de sinterização enquanto Wang et al. (2006) produziu coroas de cerâmica feldspática. Os problemas técnicos relatados nestes estudos foram entupimento dos bicos de jateamento, porosidade estrutural, imprecisão e acabamento de superfície deficiente, o que sugere que ainda existe um longo caminho para a fabricação de restaurações em cerâmicas que sejam adequadas para aplicação clínica.

Dentre os métodos de manufatura aditiva, o que se encontra disponível comercialmente para a fabricação de próteses é a sinterização a laser (direct laser melting sintering – DLMS). Nesta técnica, uma liga metálica em pó é depositada em camadas, e um feixe laser promove a sinterização ou solda destas partículas de acordo com o modelo 3D, a cada camada. Este método será discutido posteriormente neste mesmo capítulo.

Vantagens

A principal vantagem das restaurações produzidas por CAD/CAM é a utilização de blocos pré-fabricados, de qualidade industrial controlada, livres de imperfeições e porosidades. Podemos citar ainda, a redução da influência humana no processo de manufatura, que possibilita minimizar falhas e distorções, além de permitir a padronização e reprodutibilidade do processo (BOITELLE et al., 2014). O sistema ainda oferece ferramentas que auxiliam na correção de erros. Com a técnica de digitalização direta (escaneamento intraoral), por exemplo, falhas no preparo podem ser visualizadas e corrigidas imediatamente, realizando-se uma nova moldagem em seguida.

Os modelos virtuais podem ser recortados e movimentados em diversas direções. Isto facilita a análise da qualidade do preparo por meio de a visualização de áreas de difícil acesso na boca. Os softwares apresentam também ferramentas diversas que permitem verificar o espaço disponível para o material restaurador, a espessura da restauração, áreas retentivas do preparo, área de contato oclusal e proximal.

Estas e outras ferramentas podem contribuir para a detecção de erros e planejamento de detalhes que fazem toda diferença na qualidade final da restauração.

Outras vantagens seriam o armazenamento de dados, importantes tanto para fins legais quanto pela praticidade.

No caso de o paciente precisar substituir uma coroa, por exemplo, é possível fabricar uma nova restauração a partir do modelo antigo, armazenado no software, e realizar a substituição em uma única consulta.

Desvantagens

Quanto às desvantagens, podemos citar o alto custo dos sistemas em primeiro lugar. Apesar de os fabricantes oferecerem condições de pagamento flexíveis, adquirir um sistema CAD/CAM ainda demanda um alto investimento. A incompatibilidade entre sistemas e materiais é outro inconveniente. Cada sistema CAD/CAM tem um método específico de armazenamento de arquivos digitais, que só podem ser abertos e editados no próprio software.

Do mesmo modo, os blocos de materiais são fabricados com encaixes específicos para cada sistema, de modo a limitar as opções de marcas comerciais que o sistema CAD/CAM pode fresar.

Felizmente este cenário está mudando. Os fabricantes estão caminhando para o armazenamento de arquivos em formato. STL, uma linguagem universal de arquivos de imagem já utilizada em diversas áreas e que podem ser abertas e editadas em qualquer sistema.

Quais materiais podem ser utilizados? O que é possível produzir com eles?

Uma vasta gama de materiais está disponível comercialmente para a manufatura subtrativa (usinagem ou fresagem) ou aditiva. Para fins didáticos, separamos tais materiais em diferentes categorias, citamos suas principais aplicações e alguns aspectos importantes do processamento dos mesmos. O Quadro 1 apresenta os materiais disponíveis comercialmente para manufatura subtrativa, suas indicações e características.

Cerâmicas

Diferentes cerâmicas odontológicas permitem desde a fabricação de delicadas facetas laminadas até as infraestruturas de próteses tipo protocolo sobre implantes. Blocos de resina nanocerâmica, cerâmicas feldspáticas, reforçadas por leucita (Figura 2), reforçadas por silicato de lítio com zircônia estão disponíveis em blocos para restaurações unitárias e permitem a fabricação de restaurações que podem ser rapidamente fresadas, polidas e instaladas em uma única consulta, sem a necessidade de pós-processamento. Entretanto, a maioria dos materiais cerâmicos precisa de algum tipo de processamento após a fresagem.

A zircônia (Y-TZP) está disponível em blocos pré-sinterizados para coroas unitárias, próteses fixas de 3 a 5 elementos e grandes infraestruturas (Figura 3). Agora disponível em maior variedade de cores, em alta ou baixa translucidez, pode ser utilizada com revestimento cerâmico ou em uma única camada, o que estendeu sua indicação para coroas e onlays monolíticas (AMANNGIRBACH, 2017).

A sinterização desta cerâmica deve ser realizada a de 1500 °C, por isso é necessário um forno específico para o processamento destes materiais, que seja capaz de atingir tal temperatura (IVOCLAR, 2010). O dissilicato de lítio também está disponível para a fabricação de restaurações unitárias monolíticas ou com revestimento cerâmico e deve ser cristalizado após a fresagem para que atinja suas características finais de resistência e cor (Figura 4). Entretanto, este processo ocorre à temperatura de 840-850°C, e também pode ser realizado em um forno para cerâmica convencional (IVOCLAR, 2009). Para o silicato de lítio com zircônia a cristalização é opcional, uma vez que pré-cristalizado (como vem de fábrica) apresenta resistência de 210 MPa e após um ciclo de cristalização a 700-820°C sua resistência é aumentada para 370 Mpa (DENTSPLY SIRONA, 2017).



Figura 2 - Blocos de vidrocerâmica reforçada por leucita. Observe a gradação de saturação de cor e translucidez, que permite a fabricação de restaurações com melhor resultado estético. **Fonte:** Os autores.



Figura 3 - Bloco de zircônia no tamanho 85x40mm, que comporta a fresagem de grandes infraestruturas ou diversas restaurações unitárias simultaneamente. **Fonte:** Os autores.



Figura 4 - À esquerda, blocos de dissilicato de lítio em dois tamanhos e três variações de opacidade. Os blocos pré-cristalizados apresentam a cor azul, as características finais de resistência, cor e translucidez são atingidas após a cristalização a 850° C. À direita, uma coroa fresada a partir de um bloco de dissilicato de lítio. **Fonte:** Os autores.

Ligas Metálicas

Infraestruturas metálicas e diversos tamanhos podem ser fresadas a partir de ligas de titânio e cobalto-cromo (Figura 5). Devido à alta dureza destes materiais, a fresagem é difícil e leva intenso desgaste das pontas diamantadas, e deve ser realizado por fresadoras mais potentes, resultando em um alto custo de produção e adaptação marginal inferior (ÖRTORP et al., 2011). Para facilitar o processo de manufatura, a liga de cobalto-cromo pode ser fresada na forma pré-sinterizada, na qual a liga em pó está aglutinada em grandes blocos e tem a mesma textura da cera. Após a fresagem é submetida a um processo de sinterização por gás argônio em um forno específico (AMANNGIRRBACH, 2016).



Figura 5 - Infraestrutura de titânio para protocolo inferior.
Fonte: Os autores.

As infraestruturas são produzidas rapidamente e em grande volume, por isso o custo é baixo. Este método de produção resulta em infraestruturas que apresentam irregularidades internas e externas, que devem ser removidas manualmente (Figura 5). Apesar desta etapa adicional, as infraestruturas produzidas por sinterização a laser apresentam propriedades mecânicas e adaptação marginal superior às estruturas em cobalto-cromo fabricadas pelo método convencional (ÖRTORP et al., 2011).



Figura 6 - Infraestrutura (copings) de cobalto cromo. O coping à esquerda foi fresado em cera e fundido pela técnica convencional, à direita o coping foi produzido por sinterização a laser (DLMS). À esquerda, observe a irregularidade da superfície interna, que propositalmente foi deixada sem acabamento. À direita, as marcas de desgaste são resultado da remoção de estruturas de apoio que são importantes para o posicionamento da peça durante a manufatura. **Fonte:** Os autores.

Resinas Acrílicas e Ceras

Resinas acrílicas podem ser fresadas para diversos fins. Estão comercialmente disponíveis blocos multicoloridos para a produção de restaurações provisórias, que resultam em próteses de alta resistência, com ótimo acabamento e estética superior aos confeccionados pelo método convencional (Figura 6). Os blocos de resina acrílica também são utilizados para a confecção de dispositivos oclusais, eliminando possíveis desajustes provenientes da contração da resina acrílica. Alguns sistemas permitem a fabricação de bases de próteses totais com orifícios para a cimentação de dentes de estoque diversos, que são concluídas em um menor tempo clínico.

Podem ser produzidas moldeiras individuais e dispositivos ortodônticos diversos, modelos para planejamento estético, equivalentes a enceramentos totalmente computadorizados.

Ainda, a tecnologia CAD/CAM pode ser utilizada em conjunto com a tradicional técnica da cera perdida, como ilustrado na Figura 5. Padrões para fundição podem ser fresados em cera ou resinas acrílicas, o que parece conferir maior precisão do que a escultura e fundição convencionais (ÖRTORP et al., 2011).

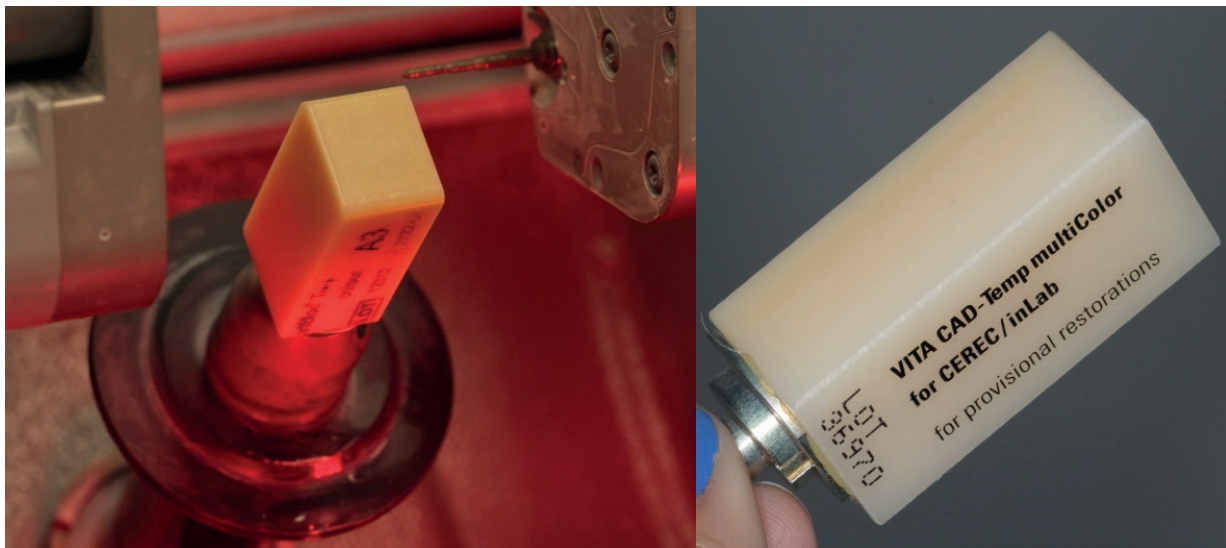


Figura 7 - À esquerda, bloco monocromático de resina acrílica para restaurações provisórias posicionado na unidade fresadora. À direita, bloco multicolorido, que permite a fabricação de restaurações provisórias altamente estéticas. **Fonte:** Os autores.

Outros polímeros

Com o desenvolvimento de tecnologias aditivas, novos polímeros foram introduzidos para a fabricação de modelos, enceramento ou restaurações de teste (mock-up), dispositivos oclusais, aparelhos ortodônticos e restaurações provisórias por métodos de fabricação aditivos (ALHARBI et al., 2017). Porém, estas aplicações ainda não estão disponíveis para os sistemas comerciais existentes no país.

Quadro 1 - Materiais disponíveis para manufatura subtrativa, suas características e principais indicações

	Material	Principais indicações	Características
CERÂMICAS	Feldspática	Onlay / Inlay Facetas Coroas anteriores	Baixa resistência à flexão Boas propriedades ópticas Não requer queima
	Reforçada por Leucita	Onlay / Inlay Coroa Faceta	Baixa resistência à flexão Boas propriedades ópticas Não requer queima
	Reforçada por Dis-silicato de Lítio	Coroa Onlay / Inlay PPFs Faceta Abutments Unitárias sobre implante	Média resistência à flexão Boas propriedades ópticas Cristalização em forno de cerâmica convencional Monolítica ou com revestimento cerâmico
	Zircônia	Coroas PPFs Abutments	Alta resistência à flexão Disponível em diferentes opacidades Sinterização a 1500-1700°C Monolítica ou com revestimento cerâmico
	Silicato de lítio reforçado por zircônia	Onlay / Inlay Coroa Faceta	Média resistência à flexão Boas propriedades ópticas Cristalização opcional em forno de cerâmica convencional
CERÂMICAS HÍBRIDAS	Resina nanocerâmica	Onlay / Inlay/ Facetas	Média resistência à flexão Dispensa queima Fácil acabamento e reparo
	Cerâmica feldspática infiltrada por polímero	Onlay / Inlay Coroa	Média resistência à flexão Dispensa queima Fácil acabamento

CERÂMICAS HÍBRIDAS	Cera	Padrões para fundição de infraestruturas para PPFs, PPRs, barras de prótese protocolo. Enceramento diagnóstico	Para complementação da fabricação pela técnica da cera perdida
	Titânio	Infraestruturas de PPFs e barras de prótese protocolo	Leve e resistente Difícil fresagem Alto desgaste das brocas
METAIS	Cobalto-cromo pré-sinterizado	Infraestruturas de PPFs e barras de prótese protocolo	Fácil fresagem Necessita de sinterização em forno convencional

Fonte: Os autores.

As restaurações CAD/CAM são melhores do que as convencionais?

O processo convencional de fabricação de próteses é praticamente artesanal e sofre muita influência do operador. Para que uma prótese confeccionada pela técnica da cera perdida, seja ela metálica ou cerâmica, tenha qualidade e resistência, é necessário que o técnico siga à risca todos os passos técnicos. Assim, podemos dizer que uma das grandes vantagens da tecnologia CAD/CAM é a utilização de blocos padronizados, de fabricação controlada, que resultam em materiais com menor quantidade de bolhas, imperfeições e porosidade, que podem atuar como precursores de trincas e levar a restauração à fratura.

Então, se considerarmos a resistência dos materiais restauradores, podemos dizer que as restaurações CAD/CAM apresentam certa vantagem.

A adaptação marginal e interna é considerada os critérios clínicos mais importantes para a longevidade clínica. Uma adaptação marginal insatisfatória pode expor o cimento ao ambiente oral, contribuindo para sua dissolução e conseqüente microinfiltração (JACOBS; WINDELER, 1991), que é considerada uma das causas de inflamação pulpar (GOLDMAN et al., 1992). Embora não exista evidência de associação entre a presença de discrepâncias marginais e cárie (SARRETT, 2007), sugere-se que tais discrepâncias podem favorecer o acúmulo de biofilme e conseqüentemente, aumentar a susceptibilidade à cárie. Discrepâncias marginais também estão associadas a uma resposta inflamatória gengival moderada, sugerindo que podem contribuir com o início de doenças periodontais (FELTON et al., 1991).

A adaptação interna está diretamente relacionada com o assentamento, retenção e resistência da prótese.

Um espaço adequado para o material de cimentação é essencial para o assentamento ideal da peça, distribuição uniforme das cargas mastigatórias e resistência final da prótese (MAY et al. 2012; MAY; KELLY, 2013; NAKAMURA et al., 2003; SOARES et al., 2006).

Coroas protéticas muito “justas”, com pouco espaço nas paredes axiais podem dificultar o escoamento do cimento, e o mesmo pode comprometer o assentamento da peça, resultando em desajuste marginal. Além disso, grandes espessuras de cimento resinoso podem produzir maiores níveis de tensão residual devido à contração de polimerização, reduzindo as cargas necessárias para causar fraturas em coroas cerâmicas (MAY et al., 2012; MAY; KELLY, 2013).

Os questionamentos em relação à qualidade da adaptação marginal e interna das restaurações CAD/CAM ainda não foram completamente respondidos. Devido à diversidade de sistemas, metodologias de aferição da adaptação marginal, tipos de restaurações avaliadas, ainda não foi possível chegar a uma conclusão definitiva (BOITELLE et al., 2014).

Considerando um mesmo material, a literatura aponta que restaurações CAD/CAM podem apresentar adaptação marginal compatível (NEVES et al., 2014), inferior (MOUSLY et al., 2014; VANLIOGLU et al., 2012) ou superior (KESHVAD et al., 2011) àquelas produzidas pela técnica convencional. Entretanto, a maioria das coroas e prótese fixas avaliadas apresenta discrepância marginal abaixo de 100 μ m, sendo consideradas clinicamente aceitáveis (CONTREPOIS et al., 2013).

Para restaurações indiretas do tipo onlays e facetas laminadas, a adaptação marginal é mais crítica. Uma vez que estas modalidades restauradoras apresentam término cervical delgado ou ângulo cavo-superficial irregular, é esperado que estas regiões sejam menos previsíveis para um software e mais difíceis de serem reproduzidas por uma máquina fresadora. Por isso, verifica-se melhor adaptação nas restaurações produzidas pelos métodos convencionais (ABOUSHLIB et al., 2012; ALAJAJI et al., 2017; GUESS et al., 2014).

Vários são os fatores que podem influenciar na adaptação marginal e interna de uma restauração: Qualidade e complexidade do preparo, material restaurador utilizado, técnica e qualidade da moldagem, técnica de manufatura, sistema CAD/CAM e espessura do espaço do agente cimentante (CONTREPOIS et al., 2013; HAMZA et al., 2013; NAKAMURA et al., 2003; SYREK et al., 2013).

Ainda sobre a qualidade marginal das restaurações CAD/CAM, é importante lembrar que a friabilidade dos materiais cerâmicos as torna suscetíveis a pequenas fraturas marginais. O processamento cria defeitos microscópicos induzidos pelo contato das brocas de fresagem que promovem danos superficiais que resultam em pontos de fragilidade, aumentando a possibilidade de fraturas e do lascamento das margens das próteses (Figura 7). Essas imperfeições, além de resultar em áreas de maior discrepância marginal podem atuar como áreas de concentração de tensões e iniciadoras de trincas (REKOW et al., 2011; ZHANG et al., 2013).

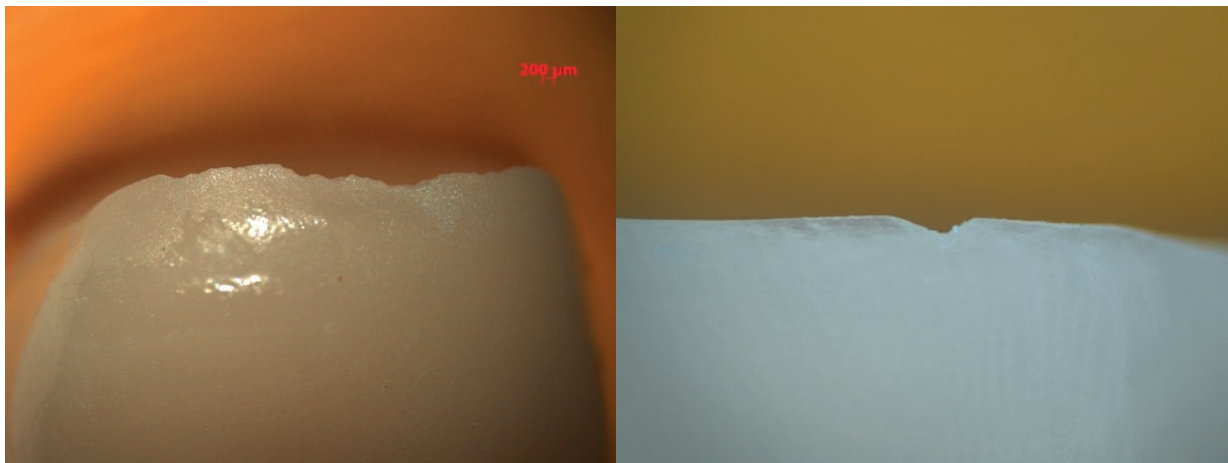


Figura 8 - Coroas de dissilicato de lítio com irregularidades marginais oriundas do processo de fabricação. **Fonte:** Os autores.

A susceptibilidade ao lascamento marginal é influenciada pelo sistema, características do preparo, friabilidade do material (GIANNETOPOULOS; VAN NOORT; TSITROU, 2010; TSITROU; NORTHEAST; VAN NOORT, 2007), espessura da margem (PATTERSON COMPANIES, 2015). É comum que os operadores de sistemas CAD/CAM optem pela produção de restaurações com menor espessura de margem para evitar desadaptações do tipo degrau positivo e ajustes manuais em demasia, porém é importante compreender que a redução da quantidade de material, principalmente na região marginal, pode levar ao lascamento marginal e, conseqüentemente, aos problemas inerentes a essa falha.

A extensão dos defeitos pode ser influenciada pelo tamanho e desgastadas pontas fresadoras, quantidade de eixos do sistema, carga aplicada e velocidade de fresagem (ALGHAZZAWI; LIU; ESSIG, 2012; ANDERSSON, 1996; BOSCH; ENDER; MEHL, 2014). Porém, o relacionamento destes defeitos marginais, assim como a influência dos parâmetros estabelecidos no sistema ainda precisa ser investigado.

Estudos clínicos mostram que restaurações produzidas por CAD/CAM apresentam longevidade clínica compatível com as convencionais. Em uma revisão sistemática, Wittneben e colaboradores (2009) reuniram 16 estudos prospectivos e retrospectivos sobre longevidade clínica de restaurações unitárias produzidas por CAD/CAM e observaram uma taxa de sobrevivência de 91,6% após cinco anos. Este resultado é compatível com a taxa de sobrevivência encontrada para coroas cerâmicas em geral, que varia de 92,1% a 96,6%, dependendo do material restaurador (SAILER et al., 2015). As falhas relatadas para restaurações CAD/CAM foram as fraturas e cárie secundária, o que é também observado para restaurações convencionais. Os resultados desta revisão sistemática nos oferecem segurança para indicar as restaurações CAD/CAM e esperar delas a mesma longevidade clínica que temos com as técnicas convencionais.

Como inserir a tecnologia cad/cam na minha prática clínica?

Conhecendo o funcionamento e as vantagens da tecnologia CAD/CAM, a primeira ideia que nos vem à mente é adquirir um sistema completo, com scanner intraoral, software CAD e unidade fresadora para a sua clínica odontológica. Esta modalidade de sistema CAD/CAM é chamada chairside. Como o próprio nome diz, foi pensado para que seja utilizado ao lado da cadeira odontológica, operado pelo próprio cirurgião-dentista. Apesar da grande vantagem desta modalidade, a possibilidade de se executar reabilitações protéticas em sessão única, ela pode não ser a melhor opção.

Em primeiro lugar, apesar de ser um processo rápido, o projeto CAD da restauração consome um precioso tempo clínico do cirurgião-dentista. Em segundo lugar, é preciso considerar que a maioria dos materiais demanda algum tipo de pós-processamento, como a sinterização das cerâmicas policristalinas ou a cristalização das vidrocerâmicas à base de silicato e dissilicato de lítio.

Mesmo os materiais que dispensam pós-processamento para atingir suas propriedades finais requerem algum tipo de acabamento, refinamento da anatomia ou caracterização extrínseca. Sem estes procedimentos torna-se muito difícil atingir um resultado estético satisfatório. Considerando que nem todos os cirurgiões dentistas são treinados para executar estas etapas laboratoriais e que elas podem consumir as horas clínicas que o cirurgião dentista poderia dedicar ao atendimento de outros pacientes, convém contratar um técnico em prótese dentária. Além do alto custo de um sistema CAD/CAM chairside, devemos contabilizar o custo de um profissional adicional.

Na opinião dos autores, a modalidade que oferece melhor custo-benefício é a aquisição de um scanner intraoral e o envio dos modelos virtuais para um centro de produção. Atualmente, os scanners intraorais são fáceis de operar e são bem recebidos pelos pacientes, pois substituem o procedimento de moldagem convencional. Para o cirurgião dentista são uma ferramenta de comunicação com o paciente, documentação do caso, análise das características do preparo e marketing.

Os modelos virtuais obtidos são enviados a um centro de produção, que fica responsável por todos os processos necessários para a fabricação das próteses, e conseqüentemente com os custos de pessoal e equipamentos.

Não podemos deixar de esclarecer que mesmo sem nenhum investimento, o cirurgião dentista pode incorporar esta tecnologia à sua prática clínica ao realizar a moldagem convencional e enviar a um laboratório, que encaminhará os modelos para o processamento CAD/CAM.

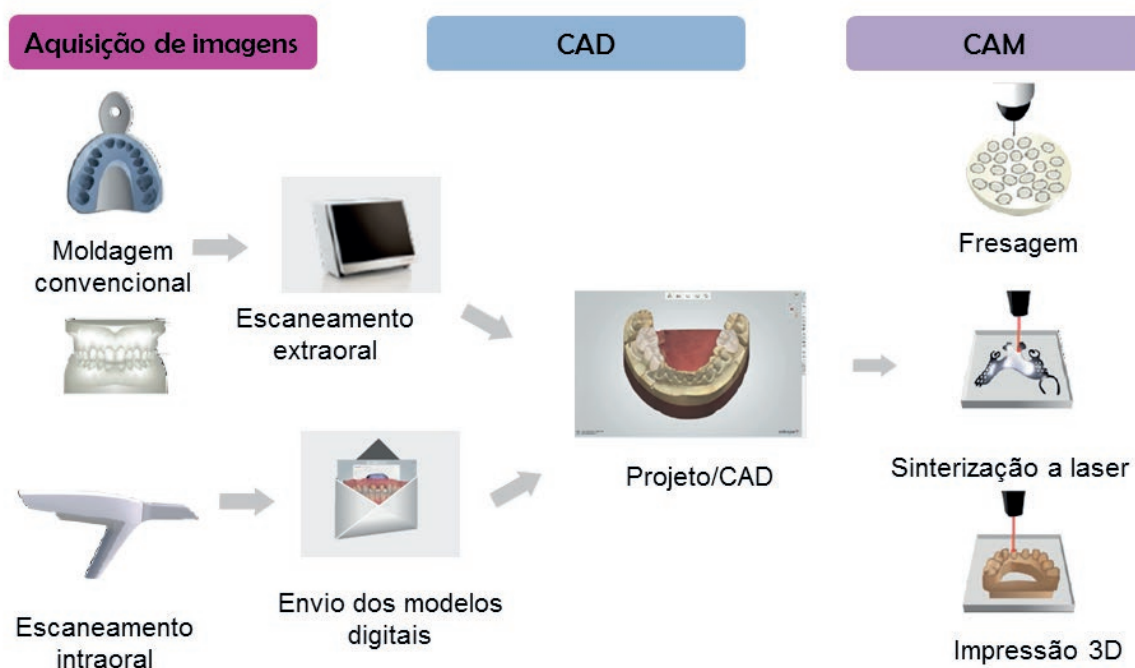


Figura 9 - Possíveis fluxos de trabalho para o processo CAD/CAM. **Fonte:** Os autores.

Preciso realizar preparos dentários diferentes para restaurações CAD/CAM?

Os princípios dos preparos para coroas totais ou restaurações parciais indiretas são os mesmos preconizados para os convencionais: bordas arredondadas, linhas de término definidas. Entretanto, é importante atentar para alguns cuidados com as formas e os ângulos dos mesmos.

Paredes totalmente paralelas dificultam o escaneamento, que é baseado em algum feixe de luz ou laser, que pode não conseguir atingir todas as superfícies. O paralelismo das paredes também dificulta a fresagem, uma vez que as pontas diamantadas do sistema Cerec, por exemplo, só conseguem fresar paredes com angulação maior que 3 graus.

Recomenda-se evitar ângulos vivos, não só por serem capazes de gerar tensões em materiais cerâmicos, mas também porque estas áreas são difíceis de serem escaneadas e podem fraturar durante a fresagem.

Os preparos também não devem ter dimensões inferiores às espessuras e comprimentos das pontas. Para o Cerec a recomendação é de que o preparo não exceda 10,5 mm de altura, não apresente espessura inferior a 1 mm.

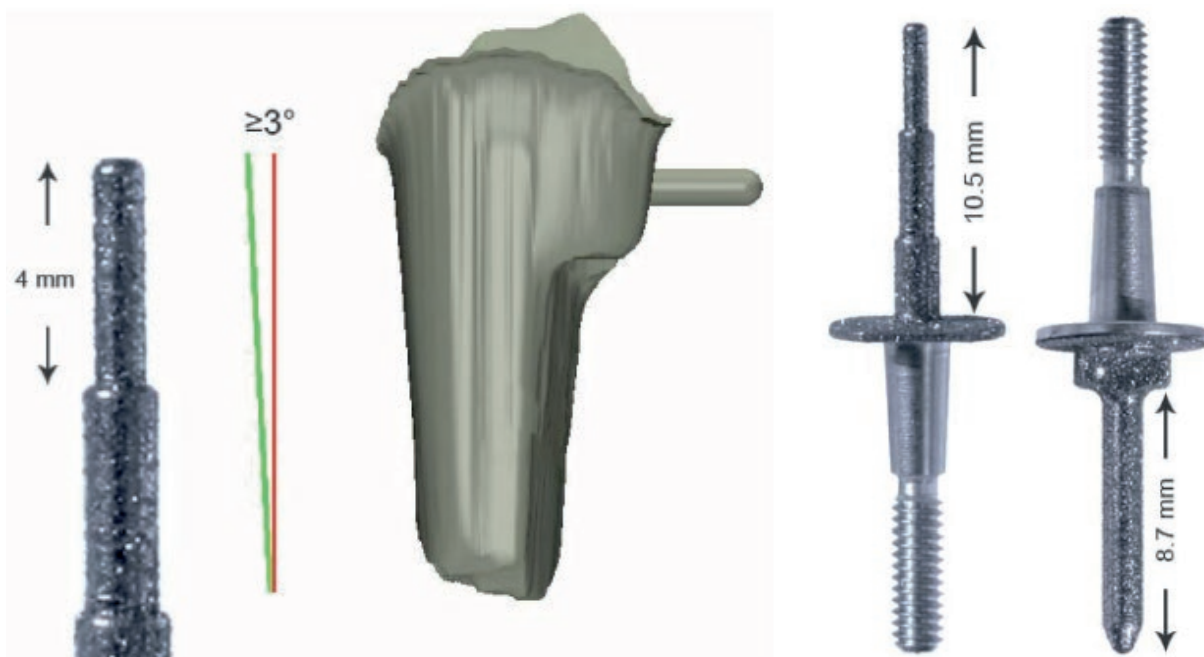


Figura 10 – Os sistemas CAD/CAM são incapazes de reproduzir detalhes incompatíveis com as dimensões de suas pontas diamantadas. Para o sistema Cerec é recomendado que os preparos tenham inclinação superior a 3 graus e altura inferior a 10mm, devido ao formato e dimensões das pontas fresadoras. Adaptado de Mesinger Inc. - CEREC Preparation Guidelines. **Fonte:** Os autores.

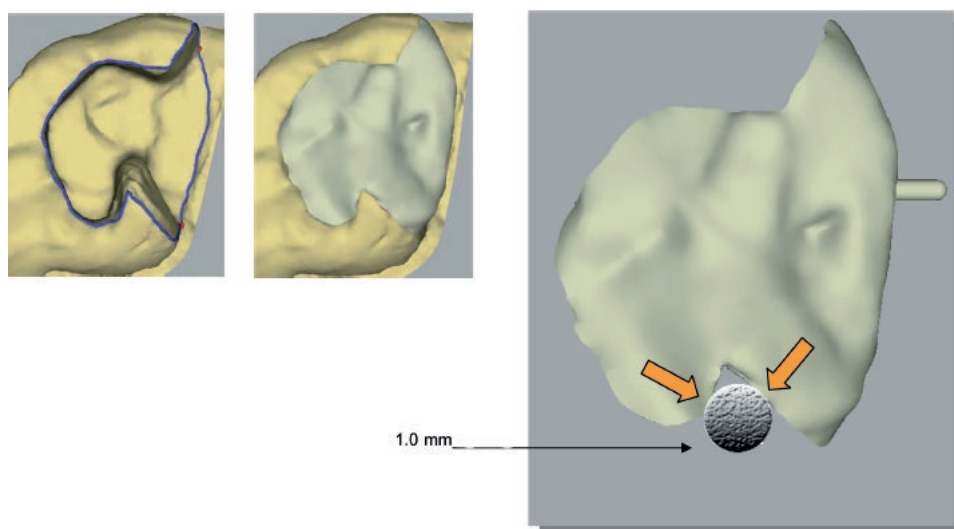


Figura 11- Ângulos vivos e detalhes com espessura menor do que 1 mm não podem ser pelo sistema Cerec, devido ao diâmetro de suas pontas fresadoras. Adaptado de Mesinger Inc. - CEREC Preparation Guidelines. **Fonte:** Os autores.

Novos usos para os sistemas CAD/CAM

Durante muito tempo o foco da maior parte das pesquisas sobre a utilização dos sistemas CAD/CAM permanecia voltado para coroas e próteses parciais fixas. Contudo, devido às vantagens dessa tecnologia, nos últimos anos novas formas de aplicações estão sendo difundidas nas mais diversas áreas da odontologia.

CAD/CAM e Ortodontia

Na ortodontia, o uso desses sistemas ainda está em lento desenvolvimento. Aplicações como ferramenta para auxílio no planejamento de diagnóstico e tratamento, terapias com alinhadores, aparelhos ortodônticos invisíveis, brackets personalizados, moldeiras indiretas, e aparelhos Herbst de titânio estão sendo estudadas (BROWN et al., 2015).

CAD/CAM e Implantes

Os sistemas CAD/CAM permitem digitalizar a posição dos implantes, fabricar guias cirúrgicos, personalizar abutments em titânio e zircônia e infraestruturas em titânio (FIG X), zircônia e cobalto cromo. Embora promissor, ainda há poucos estudos avaliando os resultados clínicos desses componentes em longo prazo (PATZELT, 2015; SANNA; MOLLY; VAN STEENBERGHE, 2007).

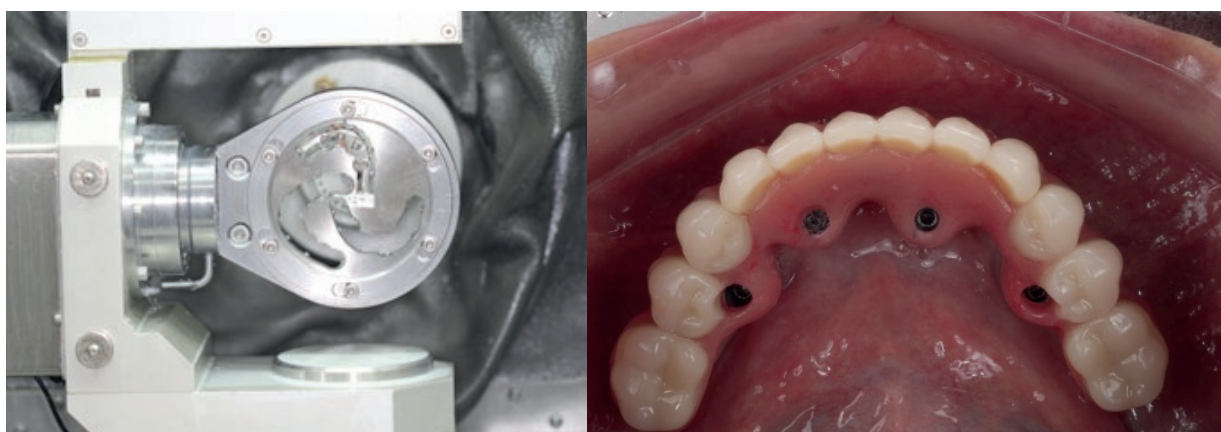


Figura 12 - Barra de protocolo inferior em titânio sendo fresada por CAD/CAM à esquerda. À direita, prótese instalada.
Fonte: Os autores.

CAD/CAM e Cirurgia Bucomaxilofacial

Através de uma réplica sólida gerada por biomodelo estereolitográfico é possível, em casos de cirurgia bucomaxilofacial, gerar um modelo em tamanho real com as estruturas craniofaciais deformadas, fraturadas ou alteradas, permitindo ao cirurgião observar, planejar e até realizar uma cirurgia diretamente no modelo previamente a intervenção cirúrgica no paciente. Apesar dos benefícios, esse método ainda possui limitações importantes (TALWAR; CHEMALY, 2008).

O CAD/CAM ainda pode ser utilizado na fabricação de guias cirúrgicos, splints, dispositivos e implantes feitos sob medida em alguns casos de cirurgia ortognática, reconstruções ósseas, defeitos maxilares auxiliando os cirurgiões durante os procedimentos (RAMELLA, 2017; SCOLOZZI, 2015). Porém, somente com a evolução dos sistemas teremos uma maior previsibilidade das cirurgias.

CAD/CAM e Prótese total

Próteses totais também são um dos vários tipos de próteses que podem ser manufaturadas por sistemas CAD/CAM. Alguns autores relatam que em apenas duas consultas as próteses totais podem ser instaladas.

A primeira consulta consiste na realização da moldagem ou escaneamento diretamente na boca, registro interoclusal, avaliação da dimensão vertical de oclusão, seleção da forma e tamanho dos dentes artificiais, delimitação da linha média e suporte labial. Essas informações são enviadas ao laboratório para o projeto e posterior fresagem da prótese. Na segunda visita, o cirurgião dentista instala a prótese e realiza os ajustes oclusais necessários. A base da prótese é obtida através da fresagem de blocos de polimetilmetacrilato pré-polimerizado e os dentes podem ser fresados e unidos à base por retenção mecânica e união química com resina acrílica. (FANG, 2017; INFANTE et al., 2014; SRINIVASAN, 2017).

Essa técnica de confecção de próteses totais é promissora, entretanto algumas limitações precisam ser superadas para garantir o sucesso desse procedimento.

Considerações finais

A tecnologia CAD/CAM apresenta uma gama enorme de possibilidades e traz inúmeros benefícios tanto para o cirurgião dentista quanto para o TPD.

Porém, é preciso conhecer as ferramentas de cada sistema para se beneficiar de suas facilidades, pois, aliar a manufatura computadorizada às técnicas manuais podem garantir um ótimo acabamento e melhor estética.

Os pontos fortes desta tecnologia, que receberão cada vez mais melhorias são o escaneamento intraoral, os softwares cada vez mais abertos e compatíveis com softwares diversos, inclusive de outras áreas, e as manufaturas aditivas. Uma vez dominados os materiais restauradores existentes, ou mesmo sendo desenvolvidos novos e melhores materiais para aplicação odontológicas, a tecnologia CAD/CAM deve se tornar cada vez mais útil, popular e barata, e no futuro uma tecnologia indispensável para o atendimento clínico odontológico.

REFERÊNCIAS

ABDEL-AZIM, T. et al. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. **J Prosthet Dent**, v. 114, p. 554-559, 2015.

ABOUSHELIB, M. N.; ELMAHY, W. A.; GHAZY, M. H. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. **J Dent**, v. 40, n. 8, p. 670-677, 2012.

ALAJAJI, N. K. et al. Micro-CT Evaluation of Ceramic Inlays: Comparison of the Marginal and Internal Fit of Five and Three Axis CAM Systems with a Heat Press Technique. **J Esthet Restor Dent**, v. 29, n. 1, p. 49-58, 2017.

ALGHAZZAWI, T. F. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. **J Prosthodont Res**, v. 60, n. 2, p. 72-84, 2016.

ALHARBI, N.; WISMEIJER, D.; OSMAN, R. B. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. **Int J Prosthodont**, v. 30, n. 5, p. 474-484, 2017.

REFERÊNCIAS

AMANNGIRRBACH, 2016. **Ceramill sintron – revolução dos metais não- preciosos**. Disponível em: <<https://br.amanngirrbach.com/produtos/cadcam-material/metal/ceramill-sintron/>>. Acesso em: 30 set. 2017.

AMANNGIRRBACH, 2017. **Ceramill zirconia – aesthetic, multi-indicative, reliable**. Disponível em: <https://br.amanngirrbach.com/fileadmin/_agweb_2013_/media/mediathek/Print/Catalogues_Brochures/Brochures/EN/Ceramill_Zirkonoxid_EN.pdf>. acesso em: 30 set. 2017.

ANDERSSON, M. et al. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. **J Prosthet Dent**, v. 76, p. 187-193, 1996.

ANDREIOTELLI, M.; KAMPOSIORA, P.; PAPAVALIIOU, G. Digital Data Management for CAD/CAM Technology. An Update of Current Systems . **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v. 21, p. 9-15, 2013.

BEUER, F.; SCHWEIGER, J.; EDELHOFF, D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. **Br Dent J**, v. 204, n. 9, p. 505-511, 2008.

BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. **Eur J Oral Sci**, v. 111, n. 2, p. 163-169, 2003.

REFERÊNCIAS

BOITELLE, P. et al. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. **J Oral Rehabil**, v. 41, n. 11, p. 853-874, 2014.

BOSCH, G.; ENDER, A.; MEHL, A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. **J Prosthet Dent**, v. 112, n. 6, p. 1425-1431, 2014.

BROWN, M. W. et al. Effectiveness and efficiency of a CAD/CAM orthodontic bracket system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 148, p. 1067-1074, 2015.

CONTREPOIS, M. et al. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. **J Prosthet Dent**, v. 110, n. 6, p. 447-454.e10, 2013.

DURET, F.; BLOUIN, J. L.; DURET, B. CAD-CAM in dentistry. **J Am Dent Assoc**, v. 117, n. 6, p. 715-720, 1988.

EBERT, J. et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. **J Dent Res**, v. 88, n. 7, p. 673-676, 2009.

FANG, J. H. et al. Development of complete dentures based on digital intraoral impressions—Case report. **J Prosthodont Res**, 2017. Epub ahead of print.

REFERÊNCIAS

FELTON, D. et al. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. **J Prosthet Dent**, v. 65, n. 3, p. 357-364, 1991.

GIANNETOPOULOS, S.; VAN NOORT, R.; TSITROU, E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. **J Dent**, v. 38, n. 12, p. 98980-6, 2010.

GOLDMAN, M.; LAOSONTHORN, P.; WHITE, R.R. Microleakage—full crowns and the dental pulp. **J Endod**, v. 18, n. 10, p. 473-475, 1992.

GUESS, P. C. et al. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. **J Dent**, v. 42, n. 2, p. 199-209, 2014.

GUTH, J. et al. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. **Clin Oral Invest**, v. 17, p. 1201-1208, 2013.

HAMZA, T.A. et al.. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. **J Prosthet Dent**, v. 109, n. 2, p. 83-87, 2013.

REFERÊNCIAS

INFANTE, L. et al. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. **J Prosthet Dent**, v. 111, p. 351-355, 2014.

IVOCLAR, 2010. IPS e.max Zir CAD – Instructions for use. Disponível em: <[https:// www.ivoclarvivadent.us/mam/celum/celum_assets/8937047228446_resources_IFU_e_max_ZirCAD_IPS_e-max_ZirCAD_4861.pdf?3](https://www.ivoclarvivadent.us/mam/celum/celum_assets/8937047228446_resources_IFU_e_max_ZirCAD_IPS_e-max_ZirCAD_4861.pdf?3)>. Acesso em: 30 set. 2017.

IVOCLAR-VIVADENT. **e.max Press. Instruções de uso** 2009. Disponível em: ,<http://www.ivoclarvivadent.com.br/pt-br/download-center/instrucoes-para-uso-de-tecnicos-dentarios/#I>>. Acesso em: 25 set. 2017.

JACOBS, M. S.; WINDELER, A. S. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. **J Prosthet Dent**, v. 65, n. 3, p. 436-442, 1991.

KESHVAD, A. et al. Marginal Gap, Internal Fit, and Fracture Load of Leucite-Reinforced Ceramic Inlays Fabricated by CEREC inLab and Hot-Pressed Techniques. **J Prosthodont**, v. 20, n. 7, p. 535-540, 2011.

LEONG, K. F.; CHEAH, C. M.; CHUA, C. K. Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replacement tissues and organs. **Biomaterials**, v. 24, n. 13, p. 2363-2378, 2003.

REFERÊNCIAS

MAY, L. G. et al. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. **Dent Mater**, v. 28, n. 8, p. E99-109, 2012.

MAY, L. G.; KELLY, J. R. Influence of resin cement polymerization shrinkage on stresses in porcelain crowns. **Dent Mater**, v. 29, n. 10, p. 1073-1079, 2013.

MOUSLY, H. A. et al. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. **J Prosthet Dent**, v. 112, n. 2, p. 249-256, 2014.

NAKAMURA, T. et al. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, v. 16, n. 3, p. 244-248, 2003.

NEVES, F. D. et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. **J Prosthet Dent**, v. 112, n. 5, p. 1134-1140, 2014.

ÖRTORP, A. et al. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. **Dent Mater**, v. 27, n. 4, p. 356-63, 2011.

REFERÊNCIAS

ÖRTORP, A.; ASCHER, A.; SVANBORG, P. A 5-year retrospective study of cobalt-chromium-based single crowns inserted in a private practice. **Int J Prosthodont**, v. 25, n. 5, p. 480-483, 2012.

PATTERSON COMPANIES, INC [site]. Disponível em: <<https://pattersonsupport.custhelp.com/>>. Acesso em: 28 abr. 2017.

PATZELT, S. B. M.; SPIES, B. C.; KOHAL, R. J. CAD/CAM-fabricated implant-supported restorations: a systematic review. **Clin Oral Implants Res**, v. 26, n. 11, p. 77-85, 2015.

PRADÍES, G. et al.. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. **J Dent**, v. 43, p. 201-208, 2015.

RAMELLA, V. et al. Triple-cut computer-aided design--computer-aided modeling: more oncologic safety added to precise mandible modeling. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 75, p. 1567e1-6, 2017

REKOW, E. D. et al. CAD/CAM for dental restorations--some of the curious challenges. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 38, n. 4, p. 314-318, 1991.

REFERÊNCIAS

REKOW, E. D. et al. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. **J Dent Res**, v. 90, n. 8, p. 937-952, 2011.

SAILER, I. et al. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). **Dent Mater**, v. 31, n. 6, p. 603-623, 2015.

SANNA, A. M.; MOLLY, L.; VAN STEENBERGHE, D. Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: A cohort study of consecutive patients. **J Prosthet Dent**, v. 97, p. 331-339, 2007.

SARRETT, D. C. Prediction of clinical outcomes of a restoration based on in vivo marginal quality evaluation. **J Adhes Dent**, v. 9, n.1 Suppl., p. 117-120, 2007.

SCOLOZZI, P. Computer-aided design and computer-aided modeling (CAD/CAM) generated surgical splints, cutting guides and custom-made implants: Which indications in orthognathic surgery? **Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale**, v. 116, p. 343-349, 2015.

SILVA, N. R. et al. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. **J Prosthodont**, v. 20, n. 2, p. 93-96, 2011.

REFERÊNCIAS

SOARES, C. J. et al. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent**, v. 95, n. 6, p. 421-429, 2006.

SRINIVASAN, M. et al. CAD/CAM milled removable complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. **Clin Oral Invest**, v. 21, p. 2007-2019, 2017.

STRUB, J. R.; REKOW, E. D.; WITKOWSKI, S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. **J Am Dent Assoc**, v. 137, n. 9, p. 1289-1296, 2006.

SYREK, A. et al. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. **J Dent**, v. 38, p. 553-559, 2010.

TALWAR, R. M.; CHEMALY, D. Information and computer technology in oral and maxillofacial surgery. **Oral Maxillofac Surg Clin North Am**, v. 20, p. 79-89, 2008.

TSITROU, E. A.; NORTHEAST, S. E.; VAN NOORT, R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. **J Dent**, n. 35, v. 12, p. 897-902, 2007.

REFERÊNCIAS

VANLIOGLU, B. A. et al. Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. **Int J Prosthodont**, v. 25, n. 3, p. 262-264, 2012.

WITTNEBEN, J. G. et al. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. **Int J Prosthodont**, v. 22, n. 5, p. 466-471, 2009.

YILDIZ, C. et al. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. **Dent Mater J**, v. 32, n. 1, p. 42-47, 2013.

ZARAUZ, C. et al.. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. **Clin Oral Invest**, v. 20, p. 799-806, 2016.

ZHANG, Y.; SAILER, I.; LAWN, B. R. Fatigue of dental ceramics. **J Dent**, v. 41, n. 12, p. 1135-1147, 2013.

CAPÍTULO 13 - UTILIZAÇÃO DA FIBRINA LEUCO-PLAQUETÁRIA AUTÓLOGA NA ODONTOLOGIA

Hugo Eduardo de Miranda Peixoto

José Ricardo Mariano

Jurandyr Alvino da Silva Junior

Paulo Roberto Camati

Fabio Furquim

Maria Cecília Lopes Giacomel

Classificação e regulamentação dos agregados plaquetários autólogos

Inicialmente o uso de derivados sanguíneos em sítios cirúrgicos para estimulação da cicatrização foi descrito em 1970, com a utilização das colas de fibrina. Estas colas, não autólogas, eram constituídas por um concentrado de fibrinogênio que tinha sua polimerização induzida artificialmente por trombina e cálcio. Nas últimas décadas, com a finalidade de substituir as colas de fibrina, a busca por concentrados plaquetários autólogos tem sido intensa. As plaquetas contêm componentes que são capazes de estimular a proliferação celular, remodelação da matriz extracelular e angiogênese, beneficiando sobremaneira o reparo tecidual (ALBREKTSSON 2009; DOHAN EHRENFEST; RASMUSSEN, 2009).

Os concentrados plaquetários foram originalmente utilizados na medicina transfusional para o tratamento e prevenção da hemorragia devido à trombopenia severa, que é causada geralmente por aplasia medular, leucemia aguda, ou significativa perda sanguínea em procedimentos cirúrgicos de longa duração. O concentrado plaquetário padrão para transfusão sanguínea foi chamado de PRP (platelet-rich plasma), em português, plasma rico em plaquetas (DOHAN EHRENFEST et al., 2012).

Todas as técnicas para obtenção de PRP têm pontos em comum. O sangue é coletado com adição de agente anticoagulante pouco antes ou durante o ato cirúrgico e é imediatamente centrifugado. O tempo para o preparo do concentrado plaquetário varia de acordo com o protocolo que será utilizado. O primeiro passo da centrifugação divide o sangue coletado em 3 camadas: células sanguíneas vermelhas (localizadas ao fundo do tubo); plasma acelular ou plasma pobre em plaquetas (localizado na camada superior, sobrenadante) e camada leuco-plaquetária ou buffy coat (camada intermediária). No passo seguinte, a camada de plasma pobre em plaquetas e a camada de células vermelhas são descartadas, resultando na coleta apenas da camada leuco-plaquetária.

Nessa camada será acrescentado trombina e/ou cloreto de cálcio ou outro fator de coagulação que desencadeará a ativação plaquetária e a polimerização da fibrina e assim o PRP estará pronto para a aplicação nos locais cirúrgicos (DOHAN EHRENFEST; RASMUSSEN; ALBREKTSSON, 2009; DOHAN EHRENFEST et al., 2012; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

Os protocolos iniciais para obtenção de PRP envolviam equipamentos de alto custo e técnicas de alta complexidade. Além disso, a composição do produto concentrado plaquetário obtido por diferentes protocolos se mostrou significativamente variável, o que dificulta muito a comprovação dos resultados clínicos.

Em 2001, Choukroun et al. descreveram o que pode ser chamado de segunda geração de concentrados plaquetários, o PRF (platelet-rich fibrin; em português Fibrina Rica em Plaquetas ou Fibrina Leuco-Plaquetária Autóloga). O PRF se apresenta como uma técnica livre e mais simples em comparação ao PRP. A diferença é que o PRF é obtido sem adição de anticoagulantes ou agentes geleificantes. O sangue venoso é coletado em tubos e centrifugado em baixa velocidade.

Na ausência de anticoagulantes, a ativação das plaquetas e a polimerização da fibrina são desencadeadas imediatamente. Após a centrifugação, 3 camadas são formadas no tubo: células vermelhas ao fundo, plasma acelular no topo e uma matriz de fibrina intermediária. Esta matriz de fibrina concentra muitas plaquetas e leucócitos do sangue coletado, dispostos em uma complexa arquitetura tridimensional. Pressionando estes coágulos entre telas metálicas tornam-se membranas resistentes. Diversas aplicações deste biomaterial autólogo foram relatadas, tais como cirurgias plásticas, cirurgias orais, etc. (DOHAN et al., 2006; DOHAN et al., 2007).

O Conselho Federal de Odontologia, em sua Resolução de número 158 de 8 de junho de 2015, regulamenta o uso de agregados plaquetários autólogos na prática clínica odontológica. A regulamentação considera ser o Plasma Rico em Plaquetas (PRP) a porção do sangue que contém os componentes plaquetários com a adição de qualquer produto, inclusive anticoagulante e coagulante e, Plasma Rico em Fibrina (PRF), a porção do sangue que contém os componentes plaquetários sem a adição de qualquer produto. No seu § 1º autoriza a realização de venopunção para obtenção de Agregados Plaquetários Autólogos para uso exclusivo em Odontologia pelo cirurgião-dentista devidamente habilitado.

No § 3º indica que o processamento do sangue humano para obtenção do Plasma Rico em Plaquetas (PRP) e a manipulação do sangue para a obtenção da Fibrina Rica em Plaquetas (PRF) em sistema fechado podem ser realizados em centro cirúrgico ou consultório odontológico também por cirurgião-dentista devidamente habilitado. Desta forma, o cirurgião-dentista é regulamentado para coleta e manipulação do sangue coletado, preparo e utilização do PRP e PRF em consultório odontológico, devendo apenas comprovar habilitação específica na técnica.

O PRF (Platel-Rich Fibrin) – Fibrina Leuco-Plaquetária Autóloga

A fibrina é a forma ativa da molécula do plasma sanguíneo fibrinogênio. Após o rompimento de um vaso sanguíneo o fibrinogênio é transformado em uma espécie de cola biológica capaz de consolidar a agregação plaquetária inicial, constituindo uma barreira protetora ao longo dos rompimentos vasculares durante a coagulação. O fibrinogênio acaba sendo o substrato final de todas as reações de coagulação sanguínea.

Sendo uma proteína solúvel, o fibrinogênio é transformado em uma fibrina insolúvel pela trombina, enquanto a fibrina polimerizada constitui a primeira matriz cicatricial de uma região traumatizada (DOHAN et al., 2006; VAN HINSBERGH, COLLEN, KOOLWIJK; 2001).

PRF foi inicialmente desenvolvida na França, por Choukroun et al. (2001). O protocolo proposto para obtenção do PRF é bastante simples: o sangue do paciente é coletado em tubos de 10ml, que são imediatamente centrifugados a 3000RPM (aproximadamente 400g) por 10 minutos (CHOUKROUN et al., 2001) A ausência de anticoagulantes implica na ativação (clivagem) em poucos minutos da maioria das plaquetas do sangue coletado em contato com as paredes do tubo, e com isso, a liberação de agentes da cascata de coagulação. O fibrinogênio que é liberado será transformado em fibrina pela trombina circulante. Ao final da centrifugação, na porção intermediária do tubo, se forma um coágulo de fibrina. Na porção superior do tubo fica o PPP (plasma pobre em plaquetas ou plasma acelular). Na porção inferior permanecem as células vermelhas (hemácias). As plaquetas ficam presas na malha de fibrina em grande quantidade.



Figura 1- Coleta sanguínea com tubos a vácuo. **Fonte:** Os autores.

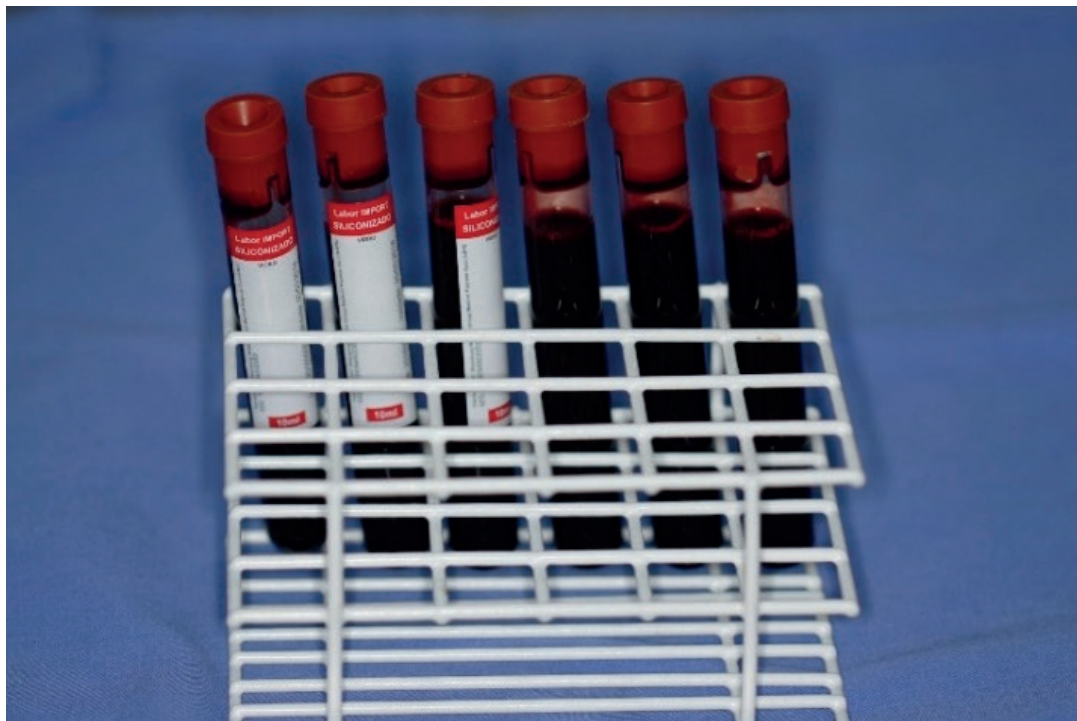


Figura 2 - Sangue coletado para obtenção do PRF. **Fonte:** Os autores.



Figura 3 - Tubos coletados imediatamente levados para centrifugação. **Fonte:** Os autores.

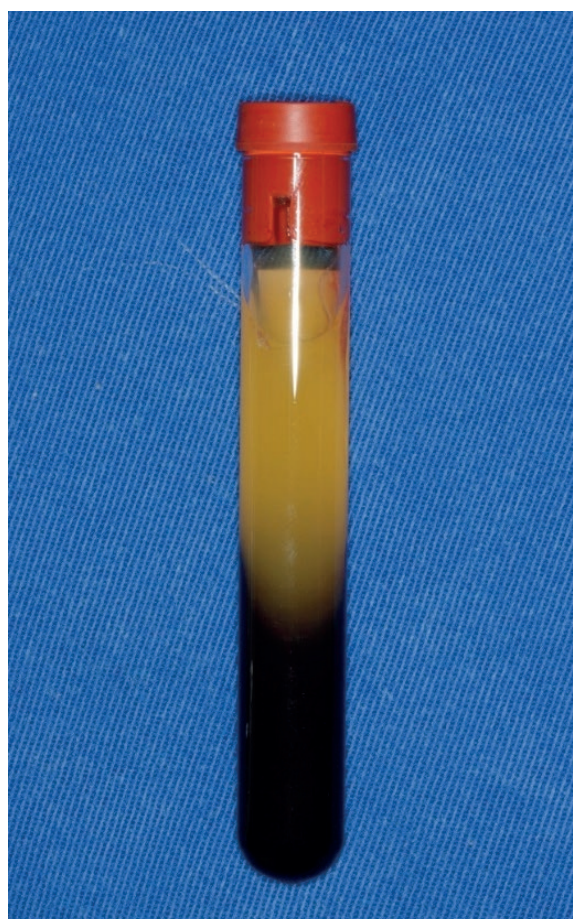


Figura 4 - Após a centrifugação obtém-se a formação do coágulo de fibrina na porção superior dos tubos. **Fonte:** Os autores.

O sucesso da técnica depende da agilidade na coleta sanguínea e da rápida transferência do material coletado para a centrifugação. Como o sangue é coletado sem anticoagulante, a amostra coletada inicia a coagulação quase imediatamente quando em contato com as paredes do tubo. Caso o processo de coleta e centrifugação se prolongue, a fibrina vai se polimerizar de forma difusa no tubo e apenas um coágulo sanguíneo sem consistência será obtido (DOHAN et al., 2006).

Plaquetas

As plaquetas são formadas a partir dos megacariócitos na medula óssea. Seu citoplasma apresenta diversos grânulos e seus componentes são secretados no momento da ativação plaquetária. Essa ativação é essencial para iniciar e dar suporte à hemostasia, devido à agregação plaquetária ao local lesionado e a interação com os mecanismos da coagulação. A degranulação plaquetária também implica na liberação de citocinas capazes de estimular a migração e proliferação celular na matriz de fibrina, iniciando os primeiros estágios da cicatrização tecidual (DOHAN et al., 2006).

As principais citocinas plaquetárias e suas funções são:

TGF- β 1 (fator transformador de crescimento Beta1) – é um agente indutor de moléculas como colágeno tipo I e fibronectina, assim como osteoblastos e fibroblastos. Pode ser considerado um regulador inflamatório por sua capacidade de induzir a cicatrização de fibras.

PDGF (fator de crescimento derivado das plaquetas) – essencial regulador da migração, proliferação e sobrevivência das células mesenquimais.

IGF-I e IGF-II (fator de crescimento semelhante à insulina) - reguladores da proliferação e diferenciação celular da maior parte dos tipos celulares. Mediadores da multiplicação celular.

Estas citocinas plaquetárias têm papel fundamental no mecanismo inicial de reparação tecidual em razão de sua capacidade de estimular migração e proliferação celular (PDGF) e induzir a remodelação da matriz de fibrina, além de secreção de matriz cicatricial de colágeno (TGF- β).

No processo de centrifugação do sangue coletado as citocinas plaquetárias permanecem presas na malha de fibrina, em uma íntima incorporação destas moléculas pela arquitetura do polímero da fibrina. Como o PRF resulta de uma polimerização natural e progressiva, a rede de fibrina formada apresenta uma organização tridimensional homogênea, coerente com a organização do coágulo natural da fibrina. Esta polimerização progressiva permite a incorporação das citocinas circulantes na malha de fibrina o que promove um aumento da vida útil destas citocinas, pois elas serão liberadas e utilizadas apenas no momento da remodelação cicatricial inicial da matriz. Assim, as citocinas serão mantidas disponíveis na região por um período até o momento em que as células iniciarem a remodelação cicatricial da matriz. Além disso, a polimerização natural promove uma arquitetura bastante elástica da matriz de fibrina, o que é particularmente favorável para a migração celular e retenção de moléculas solúveis. Desta forma, pode-se considerar o PRF um biomaterial reparador (CLARK, 2001; DOHAN et al., 2006; HAFNER, 2002; WEIBRICH et al., 2002; WEIBRICH; KLEIS; ZIMMERMANN et al., 2001).

Análises histológicas após a centrifugação para a obtenção do PRF mostram que as plaquetas se concentram na parte inferior do coágulo de fibrina, principalmente na junção com a porção inferior de células vermelhas. Este achado ressalta a importância da porção superior da camada das células vermelhas para o uso clínico do PRF, como pode ser visto na figura 5 (DOHAN et al., 2006).

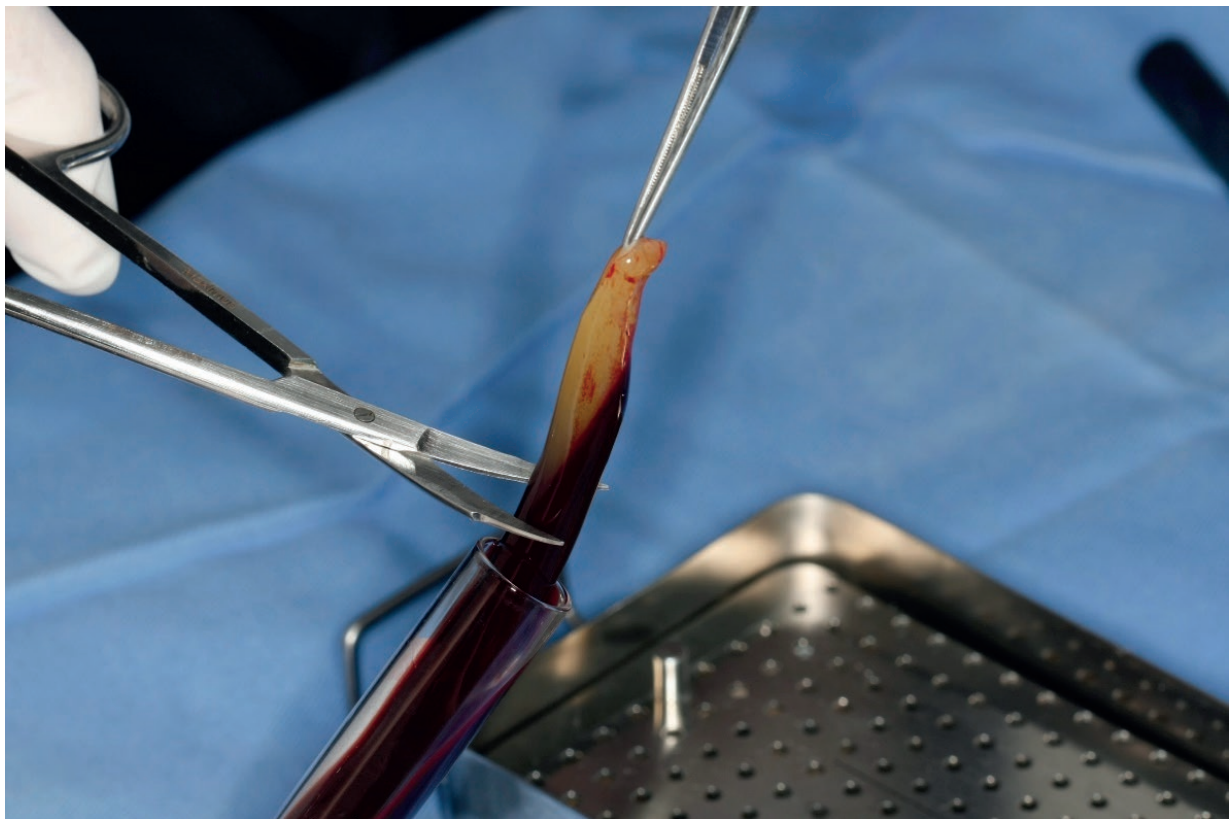


Figura 5 - Corte do coágulo de fibrina abrangendo conjuntamente a parte superior da porção de células vermelhas (região de alta concentração de plaquetas). **Fonte:** Os autores.

Leucócitos

O conhecimento dos mecanismos envolvidos no processo inflamatório torna possível compreender a ação e os possíveis benefícios do emprego do PRF em sítios cirúrgicos. O processo inflamatório ocorre em 3 fases consecutivas: fase vascular, fase celular e fase cicatricial. A fase vascular é caracterizada pelo desenvolvimento da hemostasia, com a constituição de uma matriz cicatricial de fibrina. Logo após, chegam à região lesionada células inflamatórias (leucócitos) capazes de coordenar as forças celulares de forma a conduzir a cobertura anti-infecciosa e os passos iniciais da reparação tecidual. Finalmente, todos os procedimentos hemostáticos levam à coagulação ao longo da ferida vascular e a formação de um coágulo de fibrina. A migração leucocitária se inicia com a atração dos neutrófilos polimorfonucleares por quimiotaxia. Esses serão substituídos por monócitos e macrófagos por suas habilidades fagocitárias. Linfócitos e plasmócitos tomarão parte apenas nas reações antigênicas específicas. Todas estas células serão ativadas nos sítios inflamatórios e secretarão muitas citocinas e promotores de crescimento. A ação conjunta e equilibrada destes diversos fatores promoverá a reparação tecidual (DOHAN et al., 2006).

O PRF tem capacidade de participar do processo inicial de hemostasia e reparação tecidual. Durante o processamento do PRF (centrifugação imediata do sangue coletado do paciente) os leucócitos presentes na amostra também secretam citocinas. Mediadores celulares importantes são encontrados no PRF: 3 citocinas pró-inflamatórias (IL-1, IL-6 e TNF- α); 1 citocina anti-inflamatória (IL-4); e 1 promotor do crescimento e angiogênese (VEGF).

IL-1: mediador do controle inflamatório. Estimulador dos linfócitos T auxiliares. Em combinação com TNF- α pode ativar osteoclastos e inibir a formação óssea e células endoteliais (KWAN TAT et al., 2004).

IL-6: fator de diferenciação para linfócitos B e ativador do linfócito T (HEINRICH et al., 2003).

TNF- α : fator de necrose tumoral- α uma das primeiras citocinas liberadas durante resposta inflamatória a agressão de endotoxina bacteriana. É secretada por diversos leucócitos após estímulo por antígenos bacterianos. O TNF- α ativa os monócitos e estimula a capacidade remodeladora dos fibroblastos. Aumenta a fagocitose e a citotoxicidade dos neutrófilos (AGGARWAL et al., 2002).

IL-4: suporta a diferenciação e proliferação dos linfócitos B ativados. Durante o processo inflamatório sua principal função é dar suporte à reparação tecidual, moderando a inflamação. Pode, por exemplo, aumentar a síntese de fibras colágenas pelos fibroblastos (TIGGELMAN et al., 1995).

VEGF (fator de crescimento endotelial vascular): promotor de crescimento vascular. Atua diretamente no comportamento das células endoteliais, como proliferação, migração e especialização. A presença desta citocina é suficiente para iniciar a angiogênese (TIONG; FREEDMAN, 2004).

A utilização do PRF em sítios cirúrgicos pode oferecer à região operada diversos componentes do mecanismo natural de reparo e, como o processo inflamatório é inerente ao ato cirúrgico, a adição de PRF pode diminuir muitos efeitos prejudiciais, principalmente regulando excessos nocivos da inflamação durante a reparação tecidual (DOHAN et al., 2006). O PRF acelera o processo de cicatrização tecidual atuando em 4 eventos fundamentais: angiogênese, controle imunológico, aprisionamento de células mesenquimais e cobertura epitelial da ferida (DOHAN et al., 2006).

A angiogênese consiste na formação de novos vasos sanguíneos dentro da ferida. Para que ocorra, necessita de uma matriz extracelular que permita a migração e a divisão das células endoteliais. Além dos diversos fatores de crescimento presentes no coágulo de fibrina, a sua estrutura e propriedades mecânicas facilitam a formação de células endoteliais (NEHLS; HERRMANN, 1996).

A matriz de fibrina também pode ser considerada um suporte natural para as células de defesa, pois, o PRF contém leucócitos e promotores da migração celular que facilitam o estabelecimento das células de defesa na região traumatizada. Além disso, ao estimular o metabolismo de células epiteliais e fibroblastos, a matriz de fibrina guia o recobrimento tecidual. A fibrina, em conjunto com fatores de crescimento, é essencial para modular a proliferação dos fibroblastos e sua migração dentro da região ferida (GRAY et al., 1993).

Por fim, durante os eventos de reparo tecidual, o coágulo de fibrina aprisiona as células mesenquimais circulantes, trazendo estas células para a região danificada devido ao início da neovascularização. Fixadas na matriz de fibrina, estas células iniciam sua função secretora, levando à reparação vascular e tecidual.

Fato relevante na reparação de defeitos ósseos que requerem acúmulo de células mesenquimais e sua conversão em osteoblastos (BONUCCI et al., 1997; MARX et al., 1998).

Os efeitos PRF como acelerador do reparo tecidual permitem considerá-lo um biomaterial reparador, abrindo um vasto campo para a sua utilização clínica.

Utilização Clínica do PRF

Diversas possibilidades de utilização do PRF foram relatadas por diferentes autores. Após a coleta sanguínea e a centrifugação, o coágulo de fibrina obtido deve ser comprimido para a obtenção de membranas ou pequenos cilindros (plugs) de PRF (MARENZI et al., 2015; MIRON et al., 2017). A figura 6 mostra a aparência do coágulo de PRF antes da compressão entre telas metálicas e a figura 7 mostra a aparência da membrana de PRF formada após a compressão.

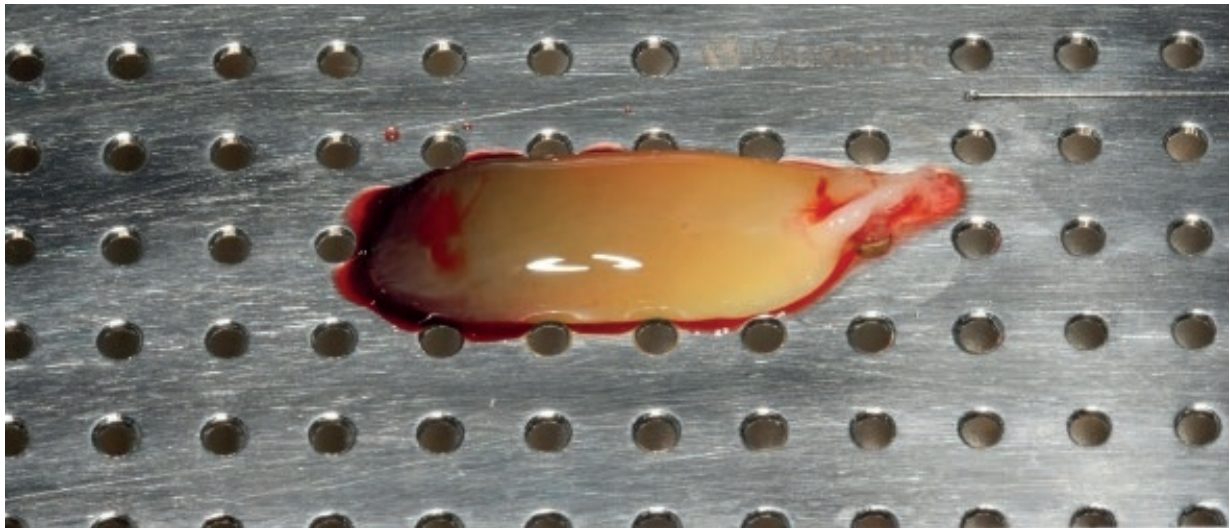


Figura 6 - coágulo de PRF posicionado sobre tela metálica.
Fonte: Os autores.

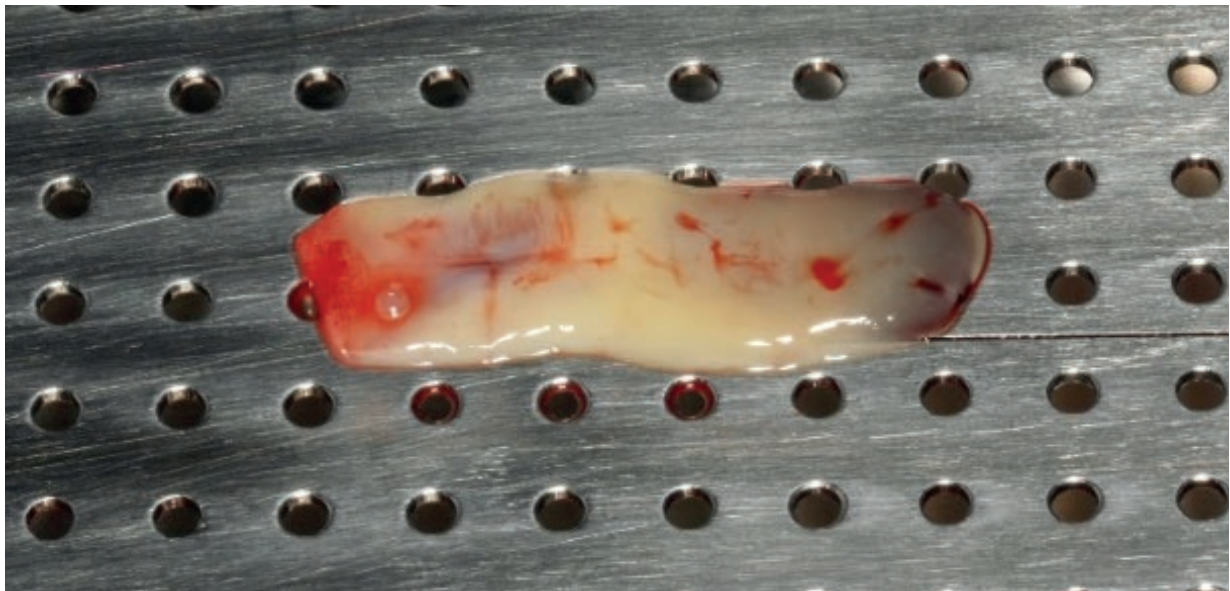


Figura 7 - aspecto da membrana de PRF obtida após a compressão. **Fonte:** Os autores.

As principais indicações para utilização do PRF na odontologia são: regeneração de defeitos intraósseos; regeneração de lesões de furca; recobrimento radicular de recessões gengivais; regeneração óssea guiada e preenchimento de alvéolos após extrações dentárias (MIRON et al., 2017). A seguir serão repostados alguns casos tratados com a utilização do PRF.

Proteção de feridas

O PRF é indicado para a proteção de feridas cirúrgicas. No caso apresentado nas figuras 8 a 10 foi realizado procedimento de enxerto gengival livre para recobrimento de recessões gengivais. A área doadora de tecido foi a região palatal. O PRF foi utilizado sobre a região palatal doadora objetivando auxiliar na hemostasia e acelerar a reparação tecidual inicial, diminuindo o processo inflamatório e por consequência, diminuindo a sensação dolorosa do paciente (FEMMINELLA et al., 2015; MIRON et al., 2017).



Figura 8 - pré-operatório da região palatal doadora de tecido para enxerto gengival livre. **Fonte:** Os autores.

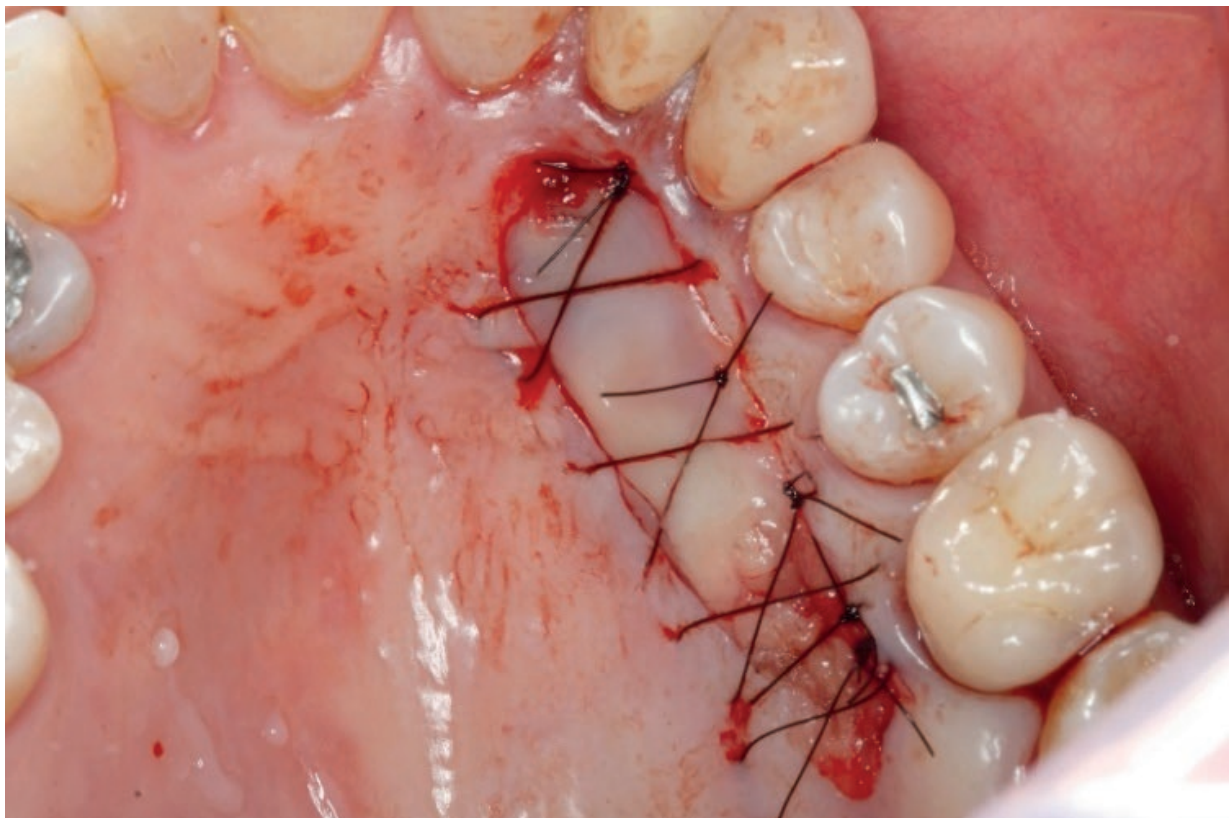


Figura 9 - Utilização de membrana de PRF suturada sobre a ferida cirúrgica após a remoção do tecido para enxerto gengival livre. **Fonte:** Os autores.



Figura 10 - pós-operatório de 30 dias da área doadora. **Fonte:** Os autores.

Utilização auxiliar a enxertos ósseos

A utilização de PRF em procedimentos de enxerto em seio maxilar é mais recente e apresenta menor número de estudos comparativos e padronizados. A utilização do PRF como único material para elevação do seio maxilar foi relatada (MAZOR et al., 2009; TAJIMA et al., 2013) porém, há necessidade de maior número de estudos padronizados para esta indicação. Entretanto, a combinação de PRF com enxerto ósseo traz vantagens como a diminuição no tempo de reparo tecidual inicial e facilita o manuseio do material de enxertia (ZHANG et al., 2012).

No caso apresentado nas figuras 11 a 19 foi realizado enxerto ósseo em seio maxilar com osso xenógeno liofilizado particulado. O PRF foi utilizado na forma de membrana em dois momentos. Inicialmente foi inserido protegendo a membrana do seio maxilar antes da inserção do material de enxertia. Após o preenchimento da cavidade foram utilizadas membranas de PRF recobrando a região enxertada previamente a sutura.

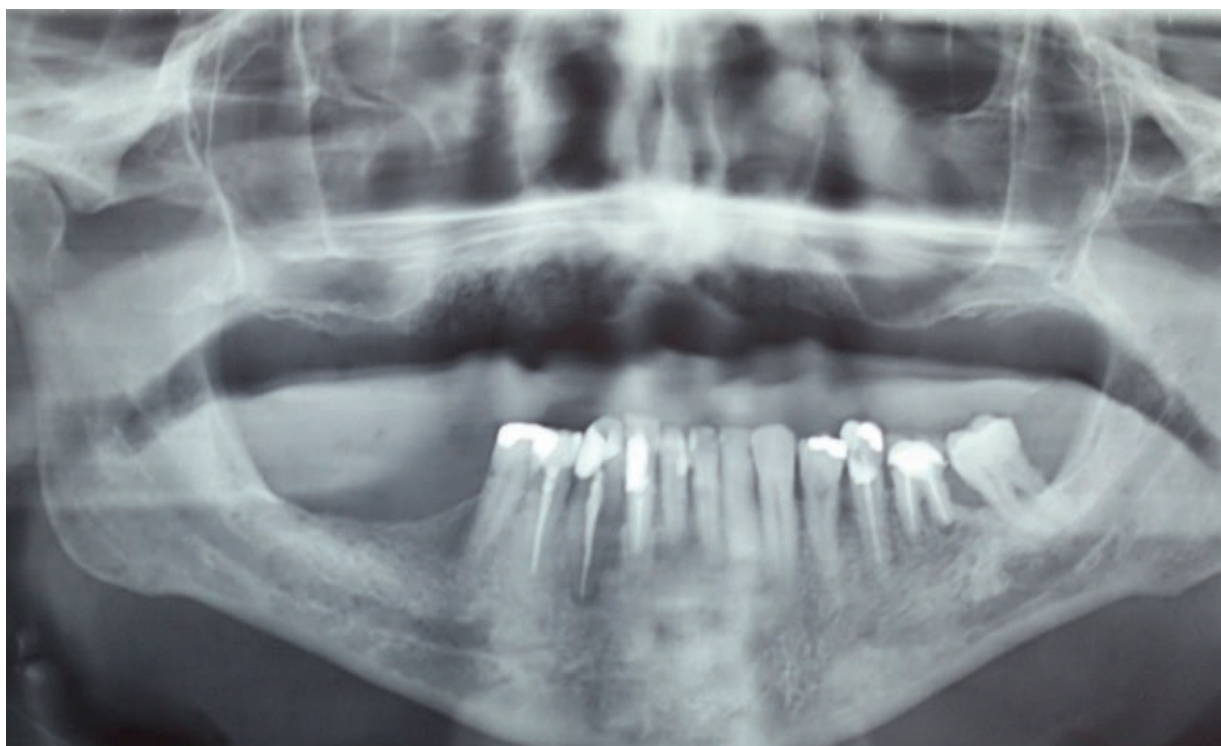


Figura 11 - radiografia panorâmica prévia a procedimento de enxerto em seio maxilar. **Fonte:** Os autores.



Figura 12 - incisão e descolamento para enxerto em seio maxilar. **Fonte:** Os autores.

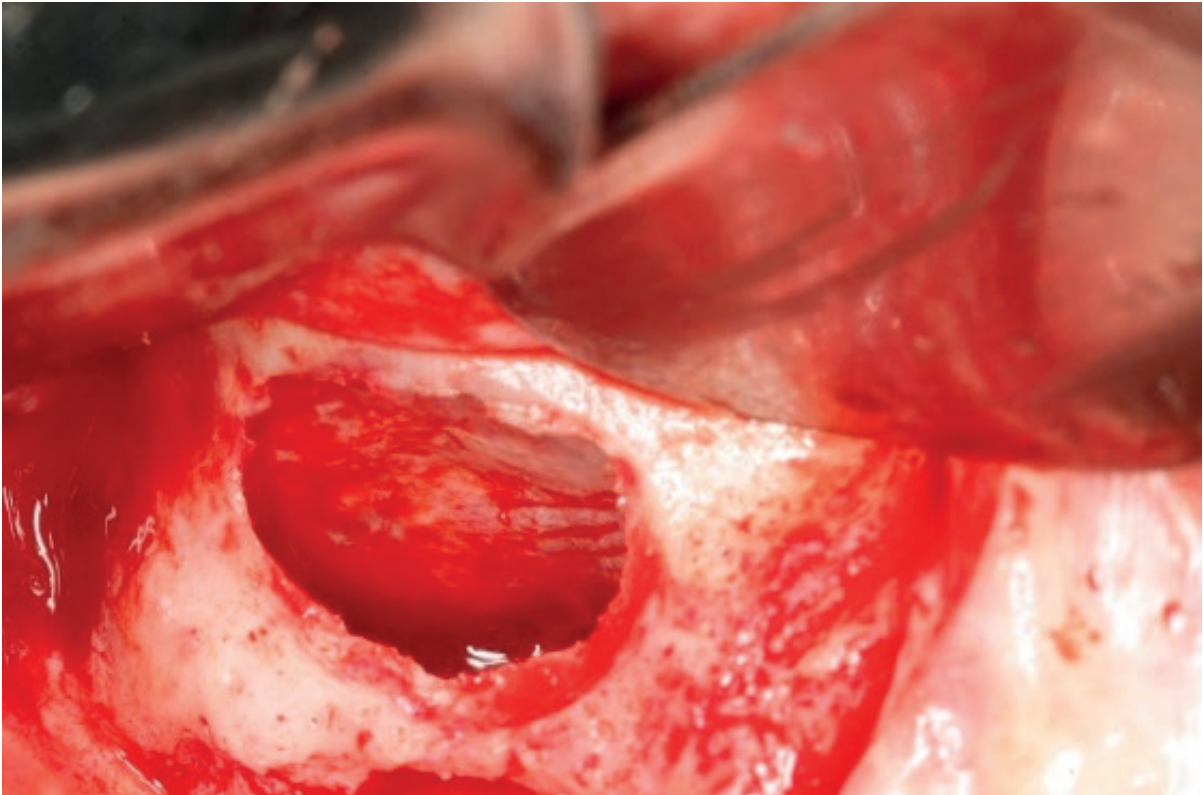


Figura 13 - elevação da membrana do seio maxilar. **Fonte:** Os autores.



Figura 14 - membranas de PRF. **Fonte:** Os autores.

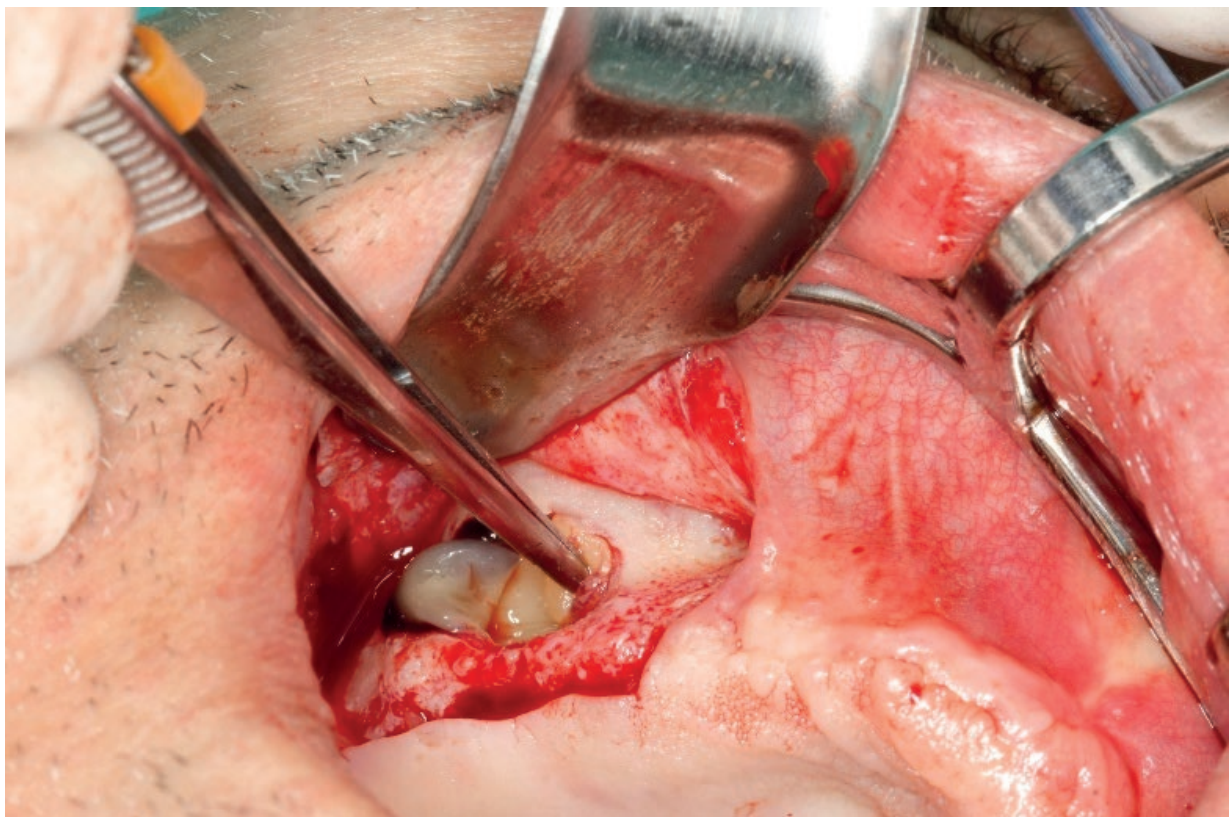


Figura 15 - inserção de membrana de PRF com a intenção de proteção da membrana do seio maxilar. **Fonte:** Os autores.

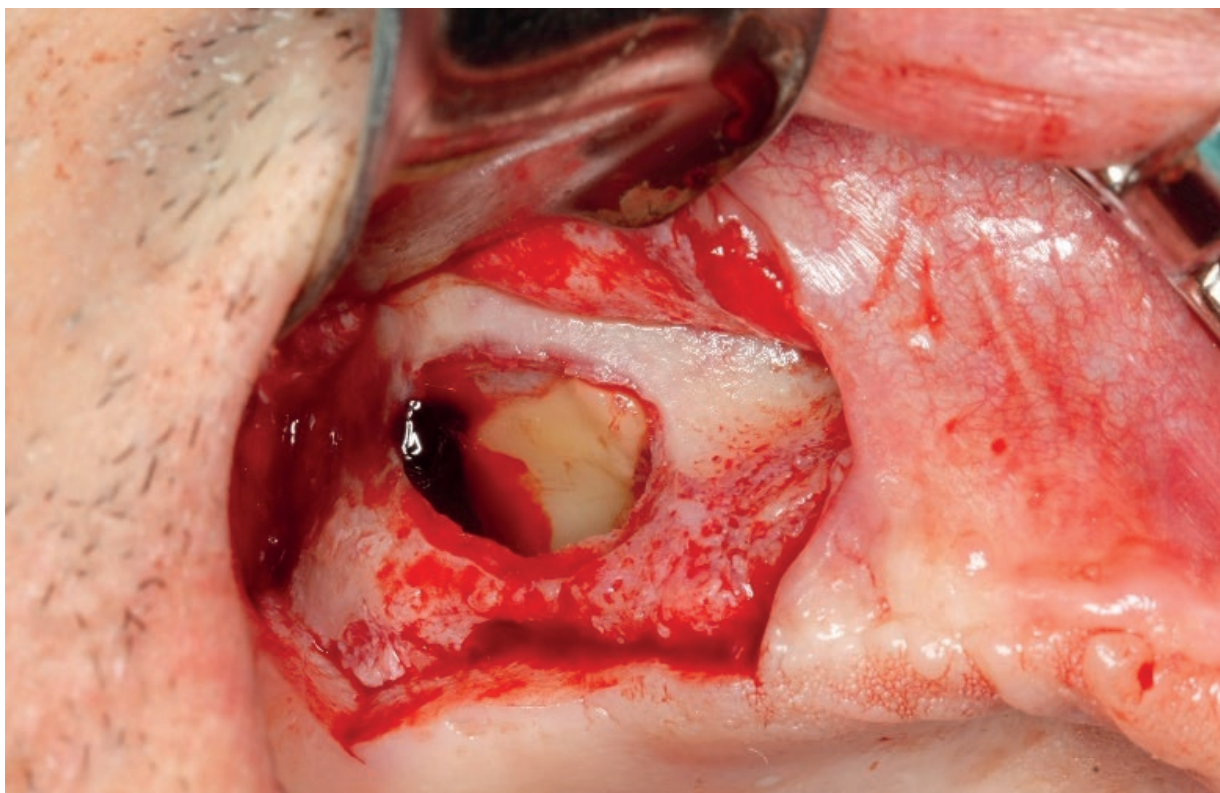


Figura 16 - membrana do seio maxilar protegida por membrana de PRF. **Fonte:** Os autores.

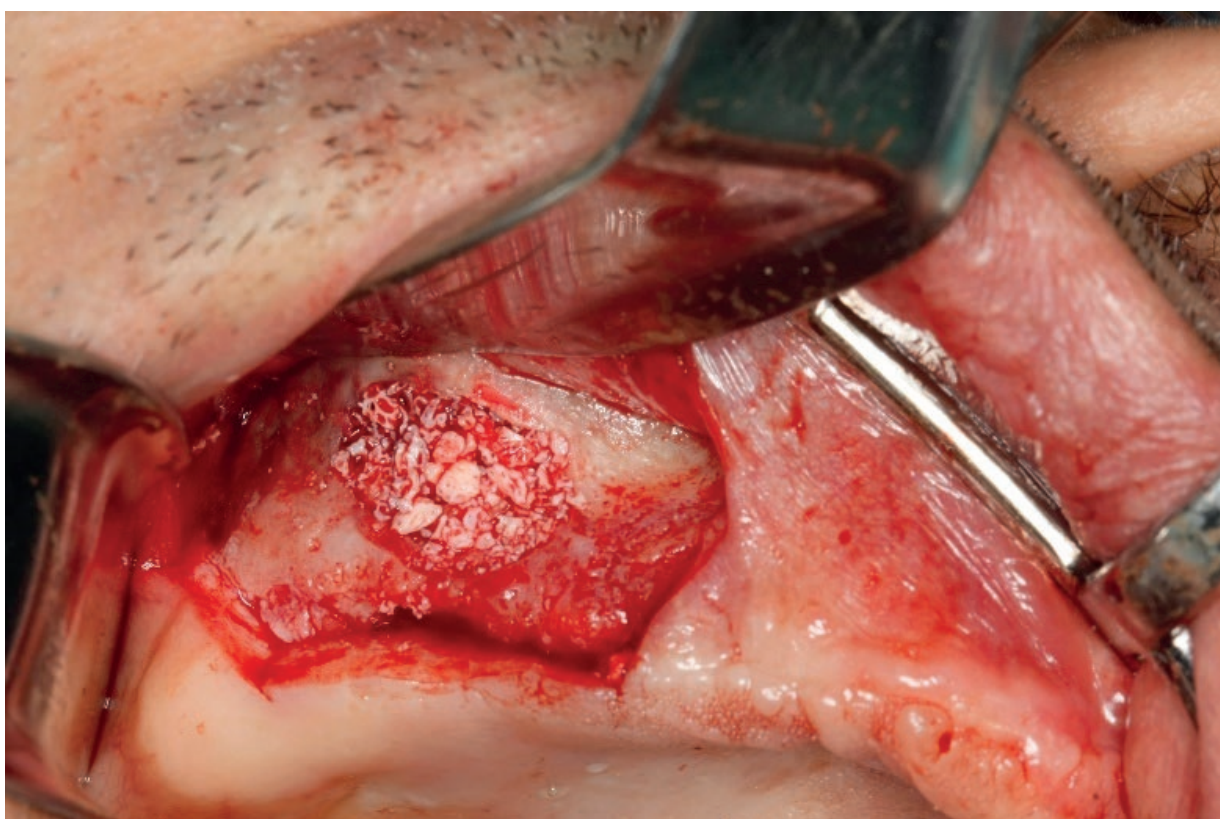


Figura 17 - preenchimento da cavidade do seio maxilar com biomaterial. **Fonte:** Os autores.

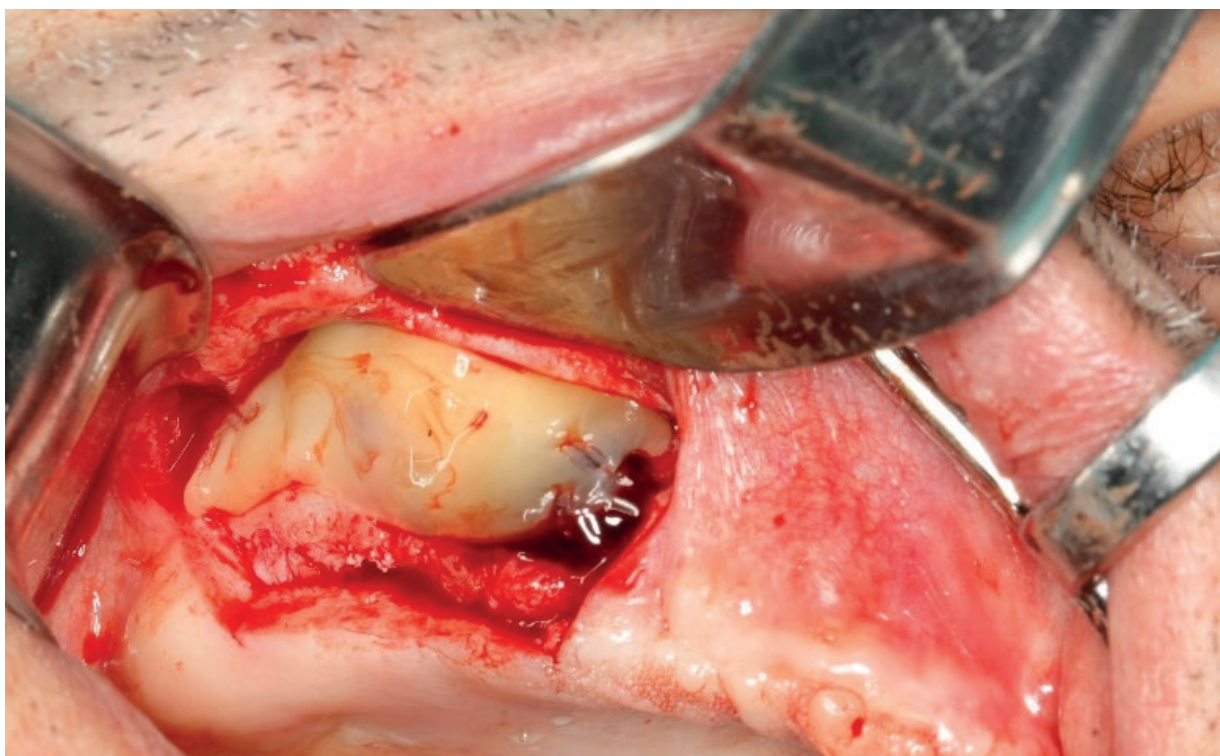


Figura 18 - cobertura do biomaterial de preenchimento com membrana de PRF. **Fonte:** Os autores.

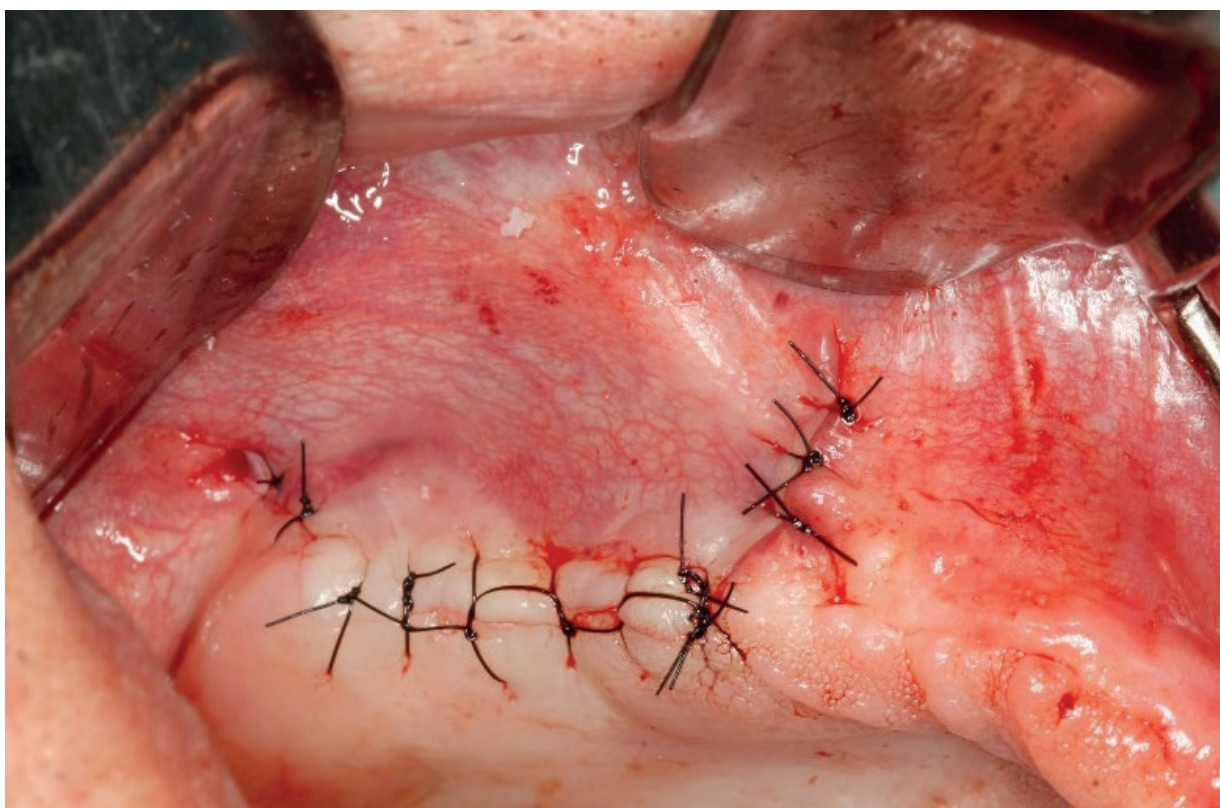


Figura 19 - sutura da região sobre a membrana de PRF de recobrimento. **Fonte:** Os autores.

Preenchimento de alvéolos

Para o preenchimento de alvéolos após extrações o coágulo de PRF pode ser comprimido em dispositivos que ofereçam um formato final que facilite a introdução em um alvéolo. As figuras 20 a 23 mostram a compressão do coágulo de PRF em um dispositivo que permite a obtenção de pequenos cilindros de PRF.

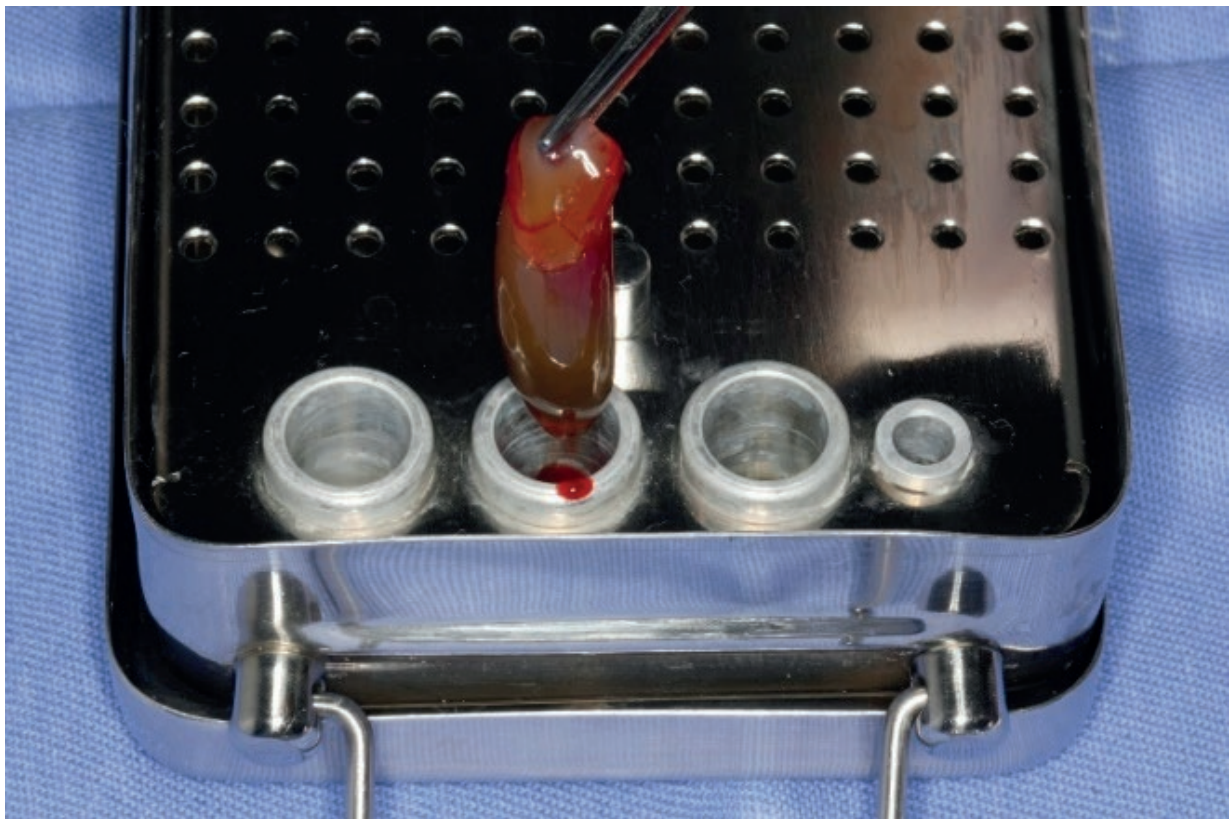


Figura 20 - Coágulo de fibrina sendo inserido em dispositivo para compressão para formação de pequeno cilindro de PRF.
Fonte: Os autores.

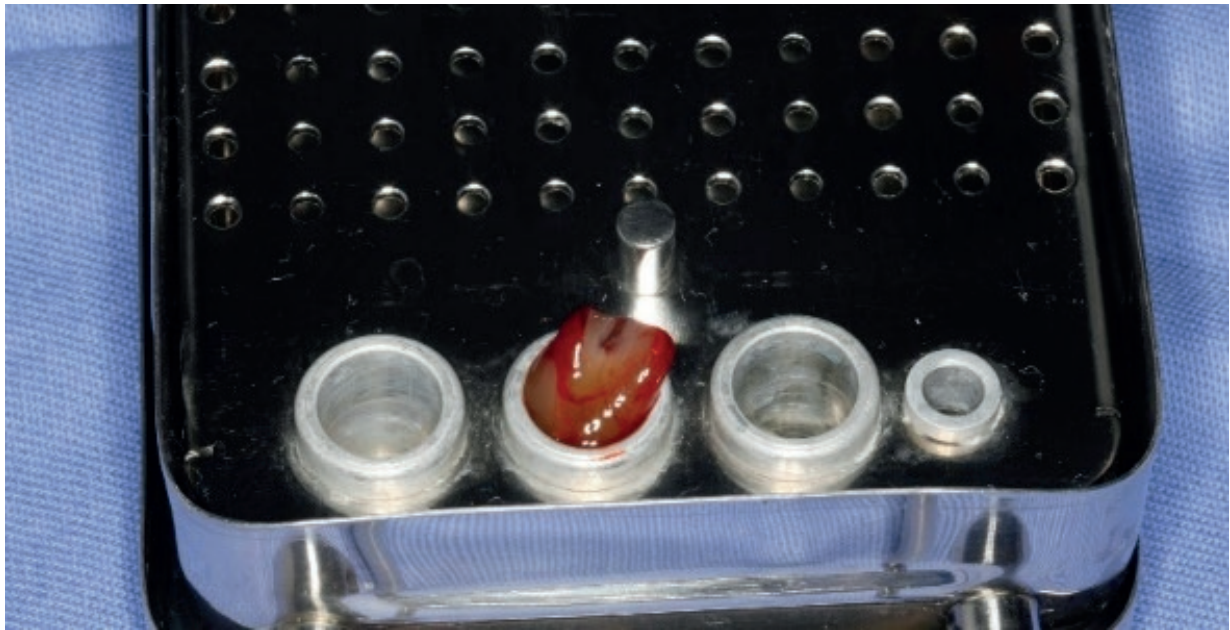


Figura 21 - coágulo de fibrina sendo inserido em dispositivo para compressão para formação de cilindro de PRF. **Fonte:** Os autores.



Figura 22 - coágulo de fibrina sendo comprimido para formação de cilindro de PRF. **Fonte:** Os autores.

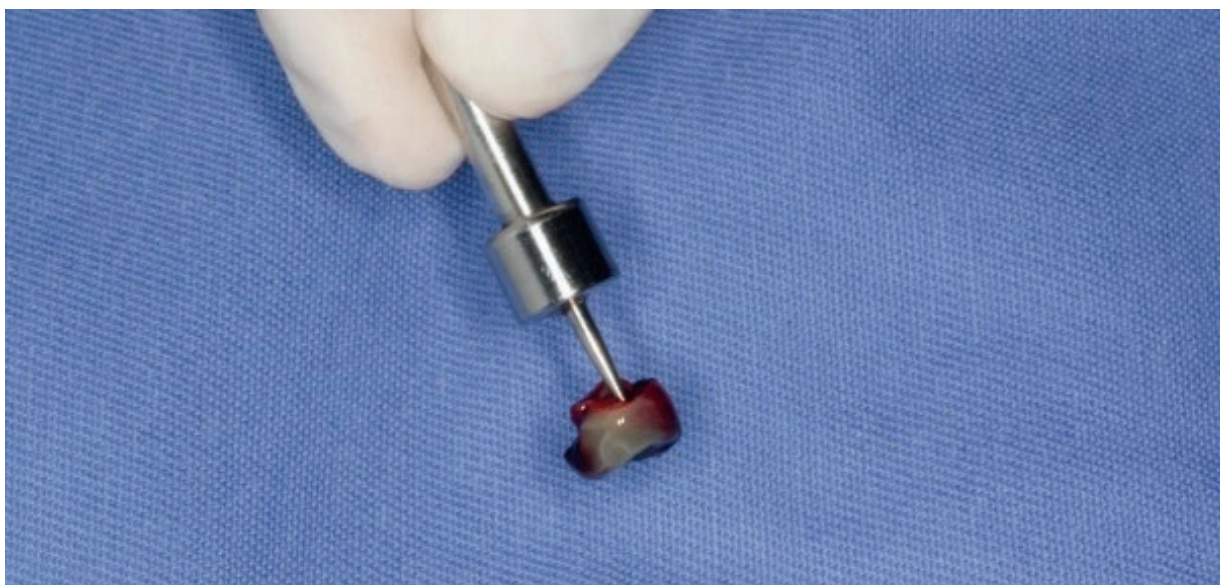


Figura 23 - cilindro de PRF obtido após compressão. **Fonte:** Os autores.

O preenchimento de alvéolos com PRF auxilia na hemostasia e favorece o recobrimento epitelial inicial, além de diminuir o processo inflamatório e o risco de infecções (ZHANG et al., 2012). Um estudo envolvendo extração de terceiros molares mostrou incidência de infecções cerca de 10 vezes menor quando o alvéolo foi preenchido com PRF em comparação à cicatrização natural (HOAGLIN; LINES, 2013). Além disso, o PRF pode diminuir as alterações nas dimensões ósseas dos alvéolos após as extrações dentárias (HAUSER et al., 2013).

O caso a seguir (figuras 24 a 28) mostra a utilização de cilindros de PRF preenchendo a cavidade após a remoção de implante dentário com falha na osseointegração. Neste caso, a utilização do PRF objetivou diminuição no tempo de reparação tecidual e preservação da dimensão do rebordo ósseo, pois futuramente será inserido novo implante osseointegrável nesta mesma região.

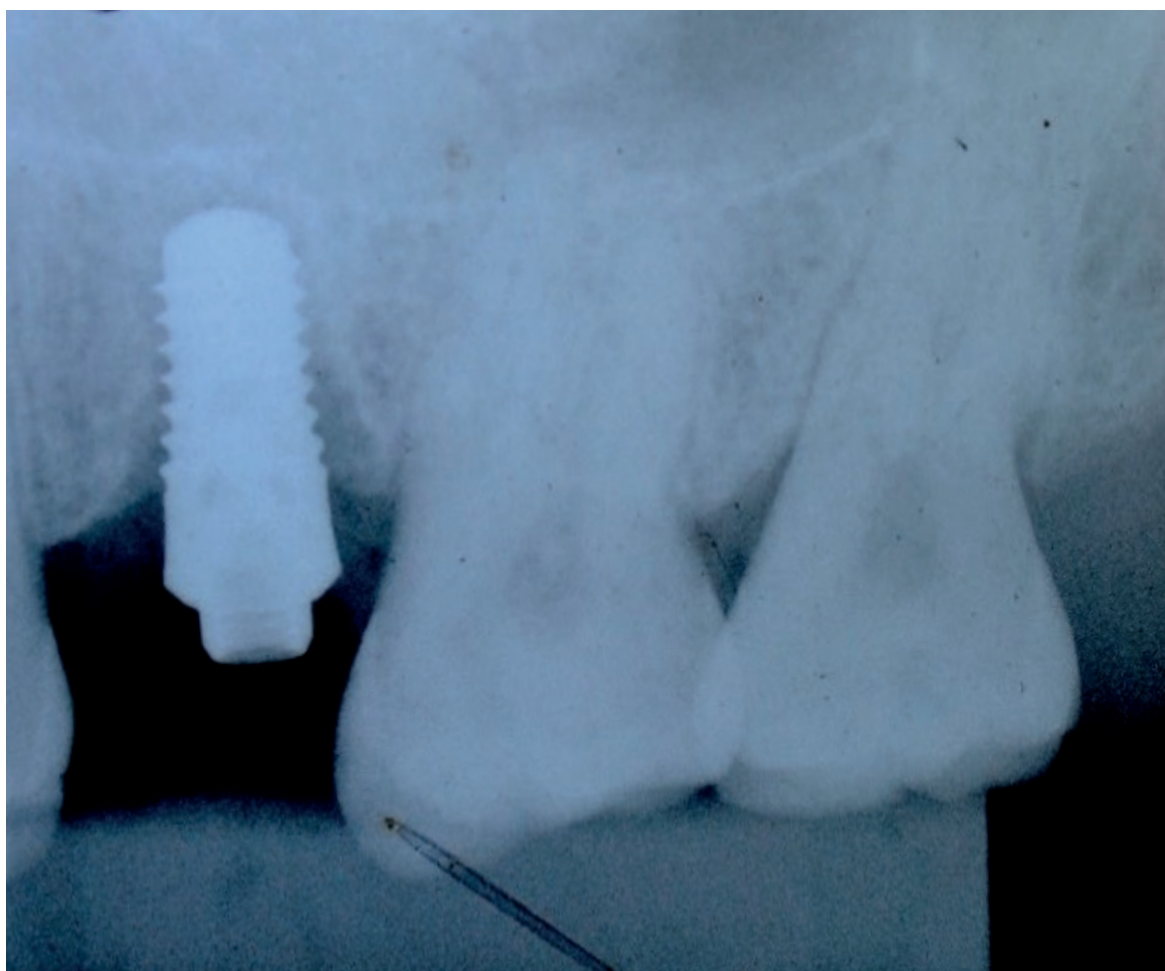


Figura 24 - implante dentário apresentando falha na osseointegração. **Fonte:** Os autores.

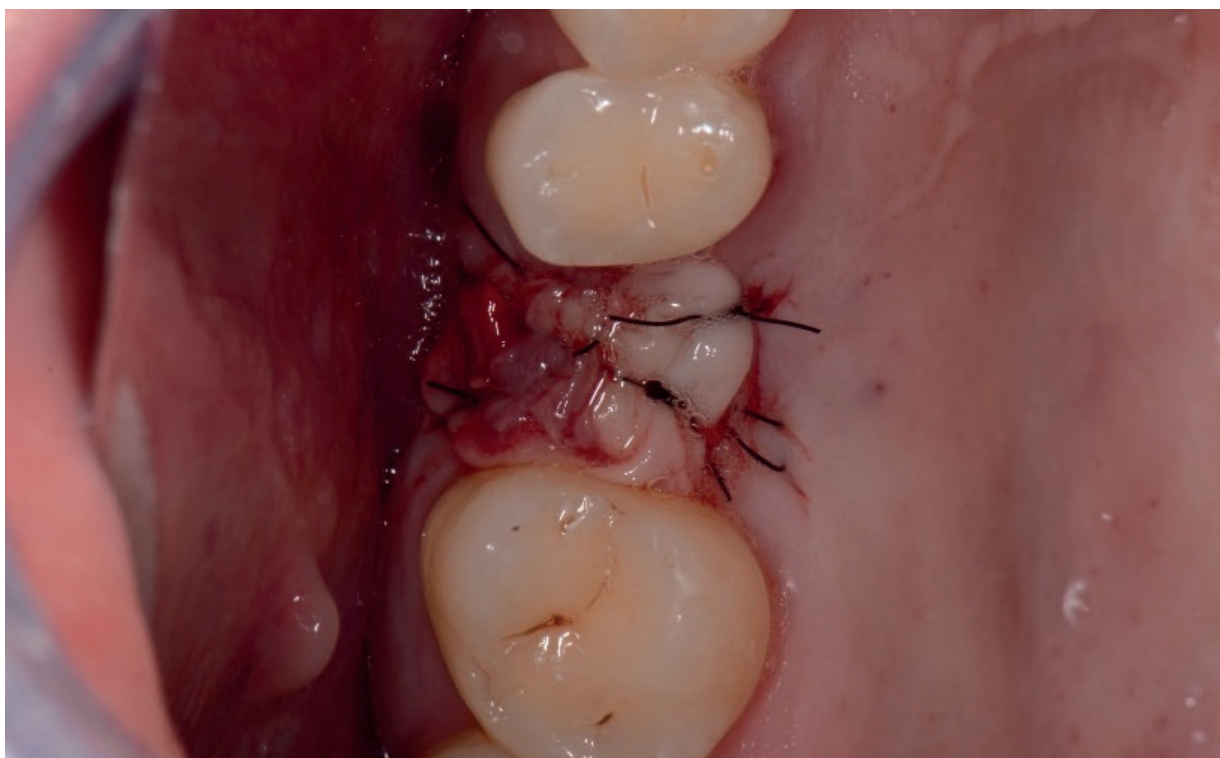


Figura 25 - preenchimento da cavidade com “plug” de PRF após a remoção do implante. **Fonte:** Os autores.



Figura 26 - acompanhamento de 4 dias. **Fonte:** Os autores.



Figura 27 - acompanhamento de 7 dias. **Fonte:** Os autores.



Figura 28 - Acompanhamento de 30 dias. **Fonte:** Os autores.

REFERÊNCIAS

AGGARWAL, B. B. et al. The role of TNF and its family members in inflammation and cancer: lessons from gene deletion. **Curr Drug Targets Inflamm Allergy**, v. 1, n. 4, p. 327-341, 2002.

BONUCCI, E. et al. Osteogenic response to hydroxyapatite-fibrin implants in maxillofacial bone defects. **Eur J Oral Sci**, v. 105, n. 6, p. 557-561, 1997.

CHOUKROUN, J. et al. Une opportunit  en paro implantologie: le PRF. **Implantodontie**, v. 42, p. 55-62, 2001.

CLARK, R. A. Fibrin and wound healing. **Ann N Y Acad Sci**, v. 936, p. 355-367, 2001.

DOHAN EHRENFEST, D. M.; RASMUSSEN, L.; ALBREKTSSON, T. Classification of platelet concentrates: from pure platelet-rich plasma (P-PRP) to leucocyte- and platelet-rich fibrin (L-PRF). **Trends Biotechnol**, v. 27, n. 3, p. 158-167, 2009.

DOHAN EHRENFEST, D. M. et al. In search of a consensus terminology in the field of platelet concentrates for surgical use: platelet-rich plasma (PRP), platelet-rich fibrin (PRF), fibrin gel polymerization and leukocytes. **Curr Pharm Biotechnol**, v. 13, n. 7, p. 1131-1137, 2012.

REFERÊNCIAS

DOHAN, D. M. et al. Platelet-rich fibrin (PRF): a second-generation platelet concentrate. Part I: technological concepts and evolution. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 101, n. 3, p. 37-44, 2006.

_____. Platelet-rich fibrin (PRF): a second-generation platelet concentrate. Part II: platelet-related biologic features. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 101, n. 3, p.45-50, 2006.

_____. Cytotoxicity analyses of Choukroun's PRF (Platelet Rich Fibrin) on a wide range of human cells: the answer to a commercial controversy. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 103, n. 5, p. 587-593, 2007.

_____. Platelet-rich fibrin (PRF): a second-generation platelet concentrate. Part IV: Clinical effects on tissue healing. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 101, n. 3, p. 56-60, 2006.

_____. Platelet-rich fibrin (PRF): a second-generation platelet concentrate. Part III: Leucocyte activation: a new feature for platelet concentrates? **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 101, n. 3, p. 51-55, 2006.

REFERÊNCIAS

FEMMINELLA, B. et al. Clinical comparison of platelet-rich fibrin and a gelatin sponge in the management of palatal wounds after epithelialized free gingival graft harvest: a randomized clinical trial. **J Periodontol**, v. 87, n. 2, p. 103-113, 2015.

GRAY, A. J. et al. An alpha and B beta chains of fibrinogen stimulate proliferation of human fibroblasts. **J Cell Sci**, v. 104, n. 2, p. 409-413, 1993.

HAUSER, F. et al. Clinical and histological evaluation of postextraction platelet-rich fibrin socket filling: a prospective randomized controlled study. **Implant Dent**, v. 22, n. 3, p. 295-303, 2013.

HEINRICH, P. C. et al. Principles of interleukin (IL)-6-type cytokine signaling and its regulation. **Biochem J**, v. 374, n. 1, p. 1-20, 2003.

HOAGLIN, D. R.; LINES, G. K. Prevention of localized osteitis in mandibular third-molar sites using platelet-rich fibrin. **Int J Dent**, v. 2013, n. 875380, 2013.

KWAN TAT, S. et al. IL-6, RANKL, TNF-alpha/IL-1: interrelations in bone resorption pathophysiology. **Cytokine Growth Factor Rev**, v. 15, n. 1, p. 49-60, 2004.

REFERÊNCIAS

MARENZI, G. et al. Influence of Leukocyte- and Platelet-Rich Fibrin (L-PRF) in the Healing of Simple Postextraction Sockets: A Split-Mouth Study. **BioMed Res Int**, v. 2015, n. 369273, online PMC, 2015.

MARX, R. E. et al. Platelet-rich plasma: growth factor enhancement for bone grafts. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 85, n. 6, p. 638-646, 1998.

MAZOR, Z. et al. Sinus floor augmentation with simultaneous implant placement using Choukroun's platelet-rich fibrin as the sole grafting material: a radiologic and histologic study at 6 months. **J Periodontol**, v. 80, n. 12, p. 2056-2064, 2009.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Guia para o uso de Hemocomponentes**. Ministério da Saúde, Brasília-BR, 2008.

MIRON, R. J. et al. Use of platelet-rich fibrin in regenerative dentistry: a systematic review. **Clin Oral Investig**, v. 21, n. 6, p. 1913-1927, 2017.

NEHLS, V.; HERRMANN, R. The configuration of fibrin clots determines capillary morphogenesis and endothelial cell migration. **Microvasc Res**, v. 51, n.3, p.347-64, 1996.

REFERÊNCIAS

RESOLUÇÃO CFO n 158/2015, Brasília-BR 2015.

TAJIMA, N. et al. Evaluation of sinus floor augmentation with simultaneous implant placement using platelet-rich fibrin as sole grafting material. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 28, n. 1, p. 77–83, 2013.

TIGGELMAN, A.M. et al. Collagen synthesis by human liver (myo)fibroblasts in culture: evidence for a regulatory role of IL-1 beta, IL-4, TGF beta and IFN gamma. **J Hepatol**, v.23, n. 3, p. 307-317, 1995.

TIONG, A.; FREEDMAN, S.B. Gene therapy for cardiovascular disease: the potential of VEGF. **Curr Opin Mol Ther**, v. 6, n. 2, p. 151-159, 2004.

VAN HINSBERGH, V.W.; COLLEN, A.; KOOLWIJK, P. Role of fibrin matrix in angiogenesis. **Ann N Y Acad Sci**, v. 936, p. 426-437, 2001.

WEIBRICH, G. et al. Growth factor levels in platelet-rich plasma and correlations with donor age, sex, and platelet count. **J Craniomaxillofac Surg**, v. 30, n. 2, p. 97-102, 2002.

REFERÊNCIAS

WEIBRICH, G.; KLEIS, W. K.; HAFNER, G. Growth factor levels in the platelet-rich plasma produced by 2 different methods: Curasan-type PRP kit versus PCCS PRP system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 17, n. 2, p. 184-90, 2002.

ZHANG, Y. et al. Effects of Choukroun's platelet-rich fibrin on bone regeneration in combination with deproteinized bovine bone mineral in maxillary sinus augmentation: a histological and histomorphometric study. **J Cranio-Maxillo-Facial Surg**, v. 40, n. 4, p. 321-328, 2012.

ZIMMERMANN, R. et al. Different preparation methods to obtain platelet components as a source of growth factors for local application. **Transfusion**, v. 41, n. 10, p. 1217-1224, 2001.

CAPÍTULO 14 - ESTUDO *IN VITRO* DA INFLUÊNCIA DA VIBRAÇÃO SÔNICA NA PROLIFERAÇÃO, VIABILIDADE E EXPRESSÃO DE IL-1 E IL-17 EM CÉLULAS OSTEOBLÁSTICAS

José Ricardo Mariano
Elizabeth Ferreira Martinez
Hugo Eduardo de Miranda
Jurandyr Alvino da Silva Junior
Brunno Stival

Introdução

Devido à alta demanda de tratamentos ortodônticos em pacientes adultos, um dos grandes desafios atuais é a redução do tempo de uso dos dispositivos convencionais, sem que haja danos aos tecidos periodontais. Assim, o controle dos níveis de força aplicadas aos bráquetes e fios ortodônticos com redução do atrito (FATHIMANI et al., 2015), aliado a abordagens não invasivas como a fotobiomodulação (KAU et al., 2013), uso de fármacos (MCGORRAY et al., 2012) e laser de baixa intensidade (CRUZ et al., 2004) têm sido alternativas para acelerar a movimentação ortodôntica.

Desde meados do século XX, surgiram na odontologia aparelhos que geram vibrações sônicas lineares bidirecionais, conhecidos como sistemas piezoelétricos. Estes dispositivos eram utilizados inicialmente para preparo de cavidades e desgastes dentários, uma vez que a pequena vibração em baixa frequência dos aparelhos sônicos resulta na diminuição da dor e menores danos teciduais (MESQUITA; LOBATO; MARTINS, 2006). Entretanto, em 2011, Jeremy Mao apresentou um equipamento, o AcceleDent[®] que aplica o conceito do uso da força de vibração sônica de baixa intensidade para acelerar a movimentação de dentes durante o tratamento ortodôntico. O aparelho usa a aplicação de forças pulsantes, para tornar a movimentação dos dentes mais rápida através de remodelação óssea acelerada. Esta ciência já tem sido aplicada em outras partes do corpo, por exemplo, para acelerar a reparação da fratura e da densidade óssea nos ossos longos.

O aparelho idealizado por Mao é um dispositivo removível semelhante a uma moldeira odontológica com um pequeno motor que é mantido por bateria recarregável através de uma estação de encaixe.

A premissa é simples, em vez de utilizar apenas constante pressão, o dispositivo aplica vibrações muito leves na dentição diariamente por 20 minutos de pulsação suave através de um encaixe de silicone que fica acoplado aos dentes como uma placa de proteção.

O princípio da movimentação ortodôntica pelo aparelho de pulsação sônica de baixa intensidade é o mesmo que o utilizado pelas formas biomecânicas aplicadas na clínica, desencadeando uma reação inflamatória sob efeito de pressão gerada pelo sistema, resultando assim na reabsorção óssea e conseqüente, movimentação dentária (RUELLAS, 2013). Esse estímulo se caracteriza pela liberação de citocinas e mediadores químicos que participam do processo de reabsorção e de remodelação óssea, essencial para a movimentação dentária.

O estímulo primário, que corresponde à força exercida, engendra a liberação de ácido araquidônico pela membrana plasmática, que é o precursor das prostaglandinas. As prostaglandinas aumentam a permeabilidade vascular por vasodilatação e ligam-se a receptores específicos das células inflamatórias.

A força aplicada na movimentação ortodôntica causa, então, compressão vascular e inflamação local, elevando a concentração de mediadores químicos indutores da quimiotaxia e da diapedese das células inflamatórias (LEE, 1990). Além desta, durante a movimentação ortodôntica, interleucinas (IL)- 1, e o fator de necrose tumoral (TNF) encontram-se aumentados e estimulam a reabsorção óssea (BAŞARAN et al., 2006).

Assim, devido à escassez de pesquisas que elucidem o papel dos aparelhos sônicos pulsados de baixa intensidade em eventos moleculares e celulares durante a osteogênese e remodelação óssea, o objetivo deste estudo foi avaliar, *in vitro*, a influência da força de vibração sônica em cultura de células osteoblásticas na expressão de IL-1 e IL-17.

O ligamento periodontal é uma estrutura que dá sustentação a cada elemento dental, conectando-os ao osso alveolar. Ele é constituído por uma rede de fibras colágenas dispostas de forma paralela e que se inserem no cimento radicular e na lâmina dura (PROFFIT; FIELDS JUNIOR; SARVER, 2007). Essa estrutura de ligamentos permite a normal movimentação de cada elemento dental.

Também há no ligamento periodontal uma rede de vasos sanguíneos e terminações nervosas, responsáveis pela sensação dolorosa, assim como células mesenquimais indiferenciadas, fibroblastos e osteoblastos (PROFFIT; FIELDS JUNIOR; SARVER, 2007).

Segundo Moyers (1991), as células odontoblásticas e osteoclásticas são responsáveis pela remodelação da matriz óssea e colágena, remodelando assim o alvéolo ósseo e o cimento radicular, diante das forças naturais. Estas forças são o resultado das forças transmitidas através da oclusão dos dentes, deglutição, fala, mastigação e respiração, estas originadas pelos músculos. Há também forças provenientes do interior dos dentes, como a erupção. Já as forças anormais são constituídas por interposição lingual, sucção digital, disfunção oclusal traumática, bruxismo e forças induzidas com fins terapêuticos.

Heller e Nanda (1979) avaliaram os efeitos da alteração metabólica das fibras periodontais no movimento ortodôntico em ratos. Os resultados sugeriram que a resposta biológica típica à aplicação de força ortodôntica pode ocorrer na presença de um periodonto alterado química e fisicamente. Os dados coletados quantitativamente inferiram que a tensão das fibras nos alvéolos pode não ser absolutamente necessária para estimular uma formação óssea.

A distorção dos alvéolos relacionada à força aplicada pode ser um fator importante, iniciando a resposta óssea. Entretanto, as fibras do ligamento periodontal podem ter um papel passivo, através da transferência da força ortodôntica para os alvéolos.

Amadei et al. (2006) descreveram os fatores que influenciam a fisiologia da remodelação óssea e da movimentação ortodôntica consistindo na reabsorção pelos osteoclastos e, na conseqüente formação pela neoformação de uma nova matriz óssea pelos osteoblastos. Essa interação dos osteoblastos e osteoclastos é crucial para a renovação, tanto durante o desenvolvimento ósseo quanto durante os processos inflamatórios de remodelação óssea.

Os osteoblastos são células que sintetizam matriz óssea. Estes se proliferam, mediados por Fator de transformação de crescimento-beta ($TGF-\beta$), fator de crescimento derivado de insulina (IGF-I e II), o fator de crescimento fibroblástico (FGF) e o fator de crescimento derivado de plaquetas (PDGF). Esses fatores, além de auxiliarem na formação óssea, também impedem a apoptose da célula osteoblástica.

A partir desses estímulos, as células secretam fosfatase alcalina, ácido hialurônico, sulfato de condroitina, osteopontina, osteonectina, sialoproteína óssea, pró-colagenase, ativador de plasminogênio e proteína morfogenética do osso (BMP), entre outras (KESSEL, 2011).

Durante o processo inflamatório, os osteoblastos sintetizam e secretam citocinas na camada osteoide não-mineralizada, as quais têm o papel de induzir e controlar a diferenciação dos osteoclastos. Os principais fatores responsáveis pela gênese de osteoclastos são osteoprotegerina (OPG), receptor ativador de fator de necrose tumoral (NF- κ B [RANK]), e a citocina ligante RANK (RANKL), tendo como principal papel a inibição da apoptose destas células. Através das integrinas presentes na membrana celular, há o reconhecimento das proteínas da matriz óssea extracelular formando adesões focais, onde serão criadas as lacunas de reabsorção. Há então a estimulação dos osteoclastos por calcitrol, paratormônio (PTH), fator de necrose tumoral (TNF), prostaglandina E₂, além das interleucinas (IL-) 1, 11 e 6 (BANDEIRA et al., 2000; LINS et al., 2007).

A reabsorção óssea pelos osteoclastos ocorre em diversas etapas, incluindo o recrutamento e a diferenciação dos precursores hematopoiéticos de linhagem dos monócitos-macrófagos em pré-osteoclastos (células mononucleares) e, sucessivamente, na fusão dos pré-osteoclastos em osteoclastos multinucleados, ou seja, osteoclastos maduros, que se caracterizam por ter uma borda repleta de invaginações na sua membrana plasmática. A diferenciação dos osteoclastos a partir das células-tronco se dá por várias moléculas e proteínas, entre elas o MCSF (fator dos macrófagos estimulador de colônias) (ROSS; PAWLINA, 2012).

Segundo Ross e Pawlina (2012), após o seu recrutamento, os osteoclastos se fixam à superfície do osso, desencadeando a síntese e a expressão do RANKL pelos osteoblastos. Osteoblastos regulam positivamente a atividade dos osteoclastos ao secretarem RANKL, o ativador-chave da diferenciação dos osteoclastos, e negativamente pela expressão de osteoprotegerina (OPG), que inibe o RANKL. Este ligante se liga ao receptor ativador do fator nuclear KB (RANK), secretado pelos precursores dos osteoclastos, o qual estimula a sua diferenciação em osteoclastos maduros.

Portanto, tanto o RANK como o RANKL, proteínas de superfície celular, são os reguladores essenciais para a formação e para atuação de osteoclastos.

Na ortodontia, a aposição óssea inicia-se por volta de 48 horas após a aplicação de tensão na superfície óssea (RUELLAS, 2013). Os osteócitos participam do processo de osteogênese, sendo muito sensíveis e reativos às forças tensoras aplicadas ortodonticamente, sendo que as suas projeções celulares favorecem a comunicação com os osteócitos circunvizinhos. Os osteoblastos, que mantêm contato direto com os osteócitos, respondem a esses sinais começando à aposição de osso. Assim, ao ser aplicada uma tensão no periodonto, ela induz uma reação inflamatória asséptica, por meio de diversos mediadores (Figura 1). Esses mediadores são denominados de citocinas.

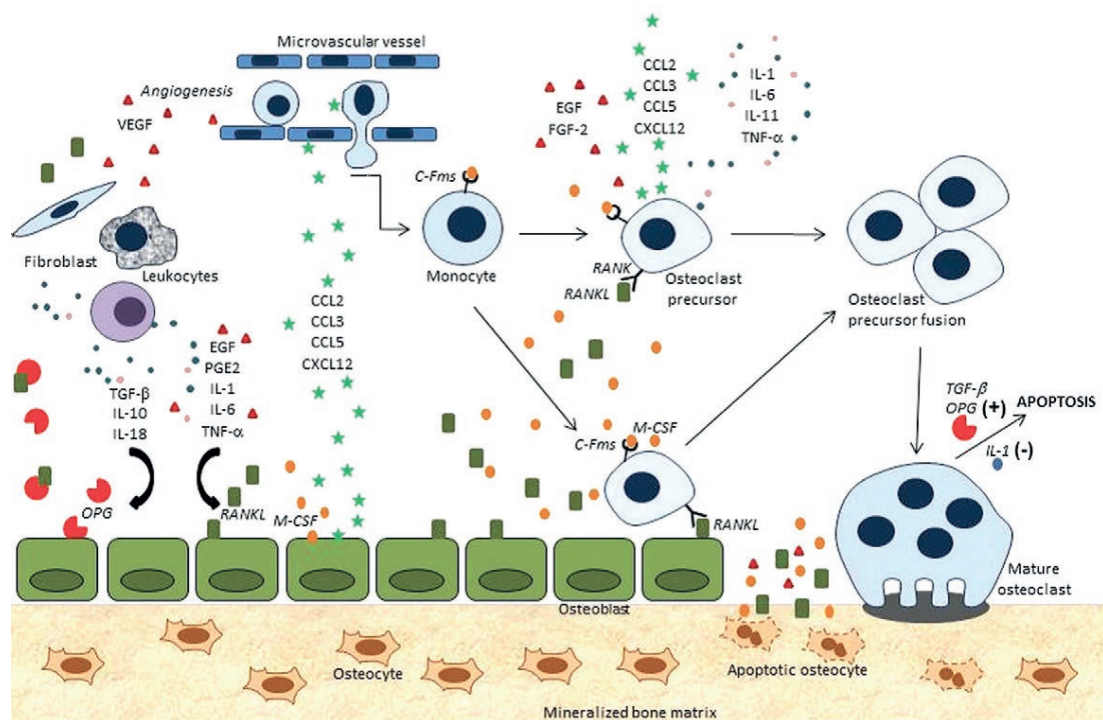


Figura 1 – Processo de osteoclastogênese e reabsorção óssea. Fonte: Andrade Junior, Taddei e Souza (2012).

As citocinas são proteínas extracelulares que atuam diretamente no processo inflamatório e na remodelagem óssea, arregimentando as células envolvidas nesse processo, como também ativam a diferenciação das células mesenquimais. Pesquisas têm demonstrado que o uso de ultrassom tem o efeito de ativar os mecanismos pró-inflamatórios (AL-DAGHREER et al., 2012; ANGLE et al., 2011; CHERIAN et al., 2005; GENETOS et al., 2005; GUSMÃO; MARIOLANI; BELANGERO, 2012; IKEDA et al., 2006; LI et al., 2005; MADDI et al., 2006; MUKAI et al., 2005; REN; LI; LIN, 2010; TAKAYAMA et al., 2007; XU et al., 2007; XUE et al., 2013).

Dentre as várias as citocinas pro-inflamatórias, tome-se, por exemplo, as citocinas IL-1 e IL-17, os objetos deste estudo.

A IL-1 é uma citocina pró-inflamatória secretada, principalmente, por monócitos-macrófagos, e induz a reabsorção óssea pelo recrutamento de osteoclastos maduros e pela proliferação de seus precursores (DINARELLO, 1996). Pesquisas *in vitro* relacionam a IL-1 com a ativação osteoclástica, uma vez que ela é um fator indutor do aumento da produção de M-CSF e PGE2, e de inibição da produção de OPG pelos osteoblastos (TANABE et al., 2005).

A IL-17 é uma citocina produzida por células Th17 (subgrupo dos linfócitos T, diferenciados para produzir a IL-17), tendo como papel principal eliminar patógenos, sendo um potente indutor de inflamação. Essa citocina pode induzir uma ampla variedade de mediadores pró-inflamatórios (Figura 2) em vários tipos de células envolvidas em dano tecidual, incluindo os macrófagos, por estimular a produção de MCSF, além de induzir a secreção de RANKL nos osteoblastos, promovendo assim a osteoclastogênese (LEE, 2013).

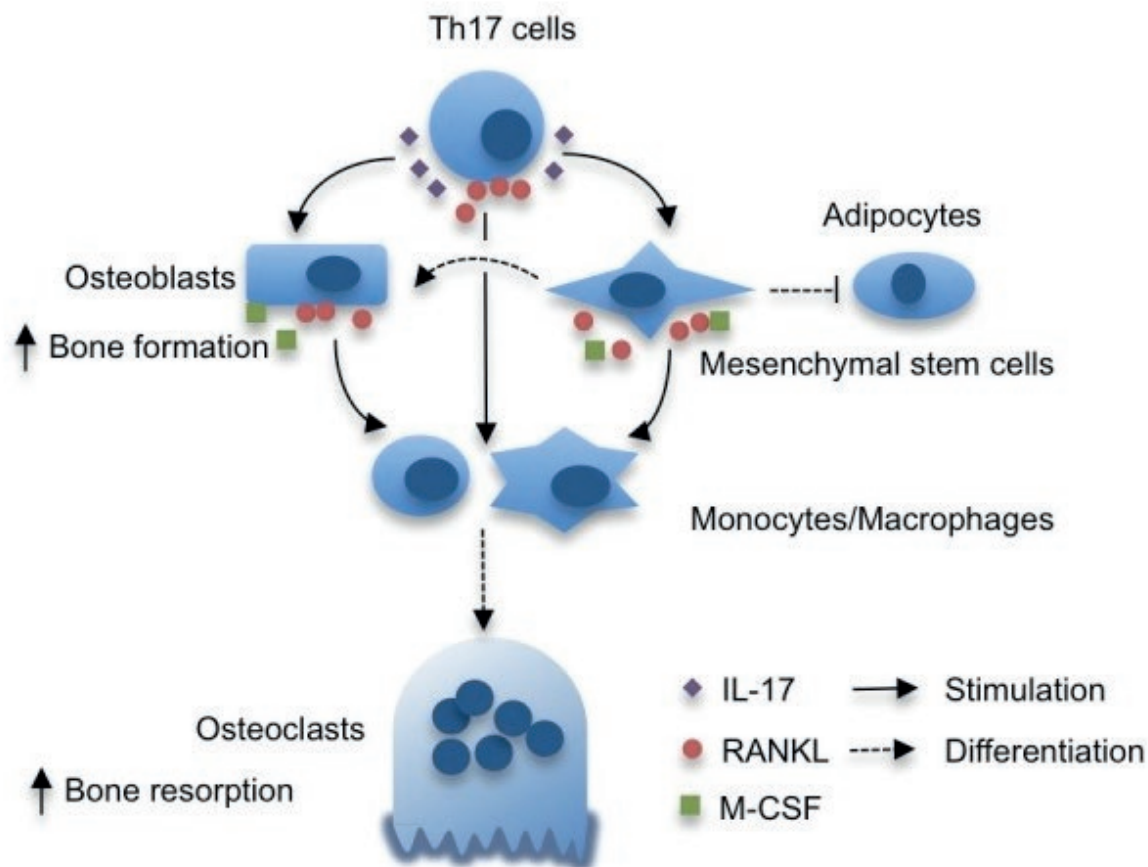


Figura 2 – Ação da IL-17 na osteoclastogênese. **Fonte:** Lee (2013).

Estudos recentes têm relacionado a IL-17 como importante mediador pró-inflamatório. Xiong, Wei e Peng (2015) verificaram que o aumento de expressão da IL-17 estimula a produção dos mediadores pró-inflamatórios IL-6 e IL-8 nas células fibroblásticas da polpa dentária humana. Severino, Napimoga e de Lima Pereira (2011) demonstraram que havia uma relação entre o aumento de IL-17 e a produção de outras citocinas inflamatórias (IL-6 e IL-8) em periimplantite.

Os trabalhos publicados relacionados ao dispositivo AcceleDent® são de relatos de casos clínicos, porém existe um material científico vasto e com bons resultados a respeito do uso de vibração sônica e ultrassônica nas áreas de fisioterapia e ortopedia com o uso do aparelho LIPUS®.

Na odontologia, a aplicação de LIPUS® (sigla de *low intensity pulsed ultrasound*) na clínica terapêutica está clinicamente comprovada na remodelagem óssea e nos tecidos periodontais. Trata-se de uma força física – vibração mecânica – que tem um efeito direto, tanto *in vivo* quanto *in vitro*, nas células osteogênicas quando aplicadas em baixa frequência e em baixo pulso. Espindula (2014) fez uma revisão bibliográfica nas bases de dados Scielo, Lilacs, Medline e Bireme, em artigos publicados no período de 1965 a 2014, constatando que a literatura reconhece que o tratamento ortodôntico traz algumas limitações como o tempo necessário para a sua conclusão, o desconforto do paciente e a reabsorção radicular. As eletroterapias e o ultrassom mostram na literatura que tem grande influência no metabolismo ósseo e já são utilizados na área da fisioterapia com excelência nos resultados. A autora concluiu que os autores obtiveram bons resultados na movimentação ortodôntica e na recuperação de dentes que sofreram reabsorção radicular.

Reher et al. (1997) realizaram um estudo controlado para avaliar os efeitos do ultrassom (SATA[®], EUA) em diferentes intensidades durante 5 dias em calvárias de ratos e cultura de tecidos afim de serem analisados os seguintes parâmetros: síntese de colágeno e de proteínas não colagenosas (NCP), bem como, as alterações de temperatura associadas à aplicação deste aparelho. Verificou-se que quando o ultrassom foi utilizado na potência de 0,1 W/cm², pulsado, na frequência de 1:4,3 MHz durante 5 min, significativamente estimulou a formação óssea, representado pelo aumento da síntese de colágeno e das NCP. No entanto, ultrassom pulsado com doses mais elevadas (1,0-2,0 W/cm²) inibiu significativamente a síntese destas proteínas.

Angle et al. (2011) testaram em culturas de células-tronco de camundongo, os efeitos de LIPUS[®] a 2,15 e 30 mW/cm² nos estágios primários (ativação celular), intermediários (diferenciação em células osteogênicas) e finais (mineralização biológica) da diferenciação osteogênica.

Em comparação aos grupos controle, após 5 dias de uso de LIPUS®, as células tratadas a 2,15 e 30 mW/cm² tiveram um aumento de 79%, 147% e de 209%, respectivamente, na atividade de fosfatase alcalina, um indicador primário da diferenciação osteoblástica, demonstrando que, quanto mais baixa a intensidade do ultrassom, maior o efeito na diferenciação osteogênica.

Mukai et al. (2005) aplicaram ultrassom de baixa intensidade (LIPUS®) em uma cultura de condrócitos para analisar a ação do aparelho. A análise de Northern revelou que o aparelho mantinha níveis mais elevados de expressão de colágeno tipo II, bem como a atividade da fosfatase alcalina. Além disso, os níveis de expressão do TGF-β mantiveram-se elevados durante toda a fase de aplicação do ultrassom.

Os efeitos do aparelho de ultrassom pulsado de baixa intensidade têm também sido relatados para aumentar a proliferação e atividade de síntese proteica de outros vários tipos celulares. Ren, Li e Lin (2010) mediram o comprimento dos neuritos após tratamento com o LIPUS® para definir o eficácia da estimulação sobre os neurônios e, em seguida, examinou-se a atividade do GSK-3β para estudar o mecanismo intracelular de proliferação celular.

O LIPUS® foi aplicado em culturas de neurônios provenientes de corticais primárias de rato durante 5 minutos, todos os dias com intensidades médias de 10 mW/cm², largura de pulso de 200 microssegundos, taxa de repetição de 1,5 kHz, e uma frequência de funcionamento de 1 MHz. Os neurônios foram avaliados após 3, 7, 10 dias de tratamentos e, há cada momento feito a análise semi-quantitativa rtPCR. Os resultados mostraram mudança na morfologia da extensão de neuritos quando utilizado o ultrassom pulsado, houve também uma redução notável de proteínas incluindo p-Akt, p-GSK-3β, e p-CRMP-2, observadas nos 7 e 10 dias e de GSK-3β, principalmente no sétimo dia. Os autores concluíram que o dispositivo de ultrassom utilizado pode diminuir as neurites sendo, portanto, possível a sua utilização para controle das mesmas.

Al-Daghreer et al. (2012) também investigaram o efeito do mesmo ultrassom pulsado de baixa intensidade utilizado por Ren, Li e Lin (2010), contudo aplicaram-no em complexos dentina-polpa humanos num modelo *in vitro*. O LIPUS® foi aplicado utilizando um transdutor de 3,9 cm², que produz um incidente de intensidade de 30 mW/cm².

Depois de 5 dias, o tecido foi coletado para análise histomorfométrica e investigação da expressão de genes de interesse (Colágeno I, DMP1, DSPP, TGF- β 1, RANKL e OPG) através de PCR em tempo real. As análises histomorfométricas mostraram que a contagem de células odontoblásticas foi maior nos grupos de aplicação (5, 10 e 15 min, respectivamente) do que no grupo controle. A espessura da pré-dentina foi maior no grupo de aplicação única (10, 5 e 15 min), respectivamente, do que no grupo de aplicação diária e os grupos de controle, no entanto, eles não foram significativamente diferentes um do outro. PCR em tempo real demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos na expressão de colágeno I, DMP1, TGF- β 1, DSPP, RANKL e OPG. Os autores deste trabalho concluíram que a resposta reacional do complexo dentina-polpa foi maior quando utilizado a aplicação única de LIPUS[®] nos tempos de 5, 10 e 15 minutos.

Ikeda et al. (2006), dentro deste contexto, sugeriram que o LIPUS[®] acelera a diferenciação osteoblástica das células mesenquimais pela fosforilação da MAPK. Takayama et al. (2007) demonstraram que a formação de nódulos mineralizados e o seu conteúdo de cálcio aumentam consideravelmente após o 14^o dia de aplicação do LIPUS[®], concluindo o seu efeito direto nas células osteogênicas.

Man et al. (2012), por sua vez, pesquisaram os efeitos da migração de osteoblastos sob frequência pulsada de ultrassom de baixa intensidade – 1 MHz em culturas de MC3T3-E1 provenientes de calvárias de ratos por 30 minutos. Eles concluíram que a aplicação *in vitro* do ultrassom acelerou a proliferação e a migração osteoblástica.

O mecanismo da osteogênese induzida mecanicamente por vibração não é totalmente compreendido, de acordo com Gusmão, Mariolani e Belangero (2012). Em resposta ao estímulo mecânico, há indução da síntese de PGE-2 culminando no influxo de cálcio para o espaço intra-celular. Esta citocina pró-inflamatória é responsável por 50-90% do mecanismo indutor da osteogênese, sendo, portanto a prostaglandina mais importante no mecanismo mecanotransdutor, estando tanto relacionada ao processo da neo-formação quanto reabsorção óssea. Esta associação tem sido relacionada principalmente ao papel do cálcio, uma vez que a sua concentração intracelular, quando aumentada pelo estímulo mecânico, determina a síntese de PGE-2 (CHERIAN et al., 2005; GENETOS et al., 2005; LI et al., 2005; XU et al., 2007).

Suzuki et al. (2009) aplicaram 1.5 MHz de LIPUS® em cultura de células de camundongos por 7 dias. Seus resultados mostraram que a expressão de proteínas morfogenéticas ósseas (BMP-2, -4 e -7) aumentaram significativamente em relação ao grupo controle (sem aplicação de LIPUS).

Xue et al. (2013) detectaram em ensaios *in vivo* e *in vitro* que, a partir do 5º dia de aplicação de LIPUS® em tecidos de camundongo, tanto a distância do movimento ortodôntico quanto os níveis de BMP-2 e a expressão de RANKL cresceram significativamente se comparados ao grupo controle.

Maddi et al. (2006) verificaram em uma cultura de osteoblastos humanos que o uso de ultrassom terapêutico pode aumentar a regeneração óssea ao alterar a relação OPG/RANKL. Portanto, a literatura demonstra que há uma relação direta entre o uso do aparelho de ultrassom pulsado de baixa intensidade e a osteoclastogênese.

No trabalho foi empregado o dispositivo sônico AcceleDent® (Ortho Accel Technologic. Inc. Texas, EUA) que utiliza a aplicação de forças pulsantes (*soft pulsed*), descritas como aceleradoras da movimentação dentária e a remodelação óssea (Ortho Guide AcceleDent®).

O aparelho é semelhante a um retentor com um pequeno motor no cabo de uma moldeira odontológica simples utilizada em consultório (Figura 3). O fabricante recomenda o seu uso diário por 20 minutos. O conjunto do ativador e da peça bucal é leve (71 g), confortável, e pode ser usado sem o auxílio das mãos e durante outras atividades cotidianas (figura 5). Uma base para carregamento e um estojo de viagem acompanham o conjunto (Figura 4).



Figura 3 – AcceleDent®. **Fonte:** Ortho Guide AcceleDent® (2016)



Figura 4 – Base do dispositivo. **Fonte:** Ortho Guide AcceleDent® (2016).

Os componentes do AcceleDent® são:

a) ativador – esse pequeno componente extraoral é que gera a força vibratória, de aproximadamente 0,25N (25 g), à frequência de 30 Hz;

b) peça bucal – essa peça se conecta ao ativador, na qual o paciente faz a oclusão para que a força vibratória derivada do ativador seja transferida à dentição. Elas são fornecidas em dois tamanhos de forma a atender às dimensões anatômicas das arcadas dentárias dos pacientes. Para cada tamanho há três tipos de formatos de acordo com o tipo de malocclusão (mordida aberta anterior, mordida profunda anterior e oclusão plana normal);

c) base carregadora – para recarga do aparelho e para fornecer informação do uso do aparelho através de um visor SmartDisplay LCD Screen.;

d) estojo de viagem – permite que o aparelho seja transportado com facilidade e segurança.

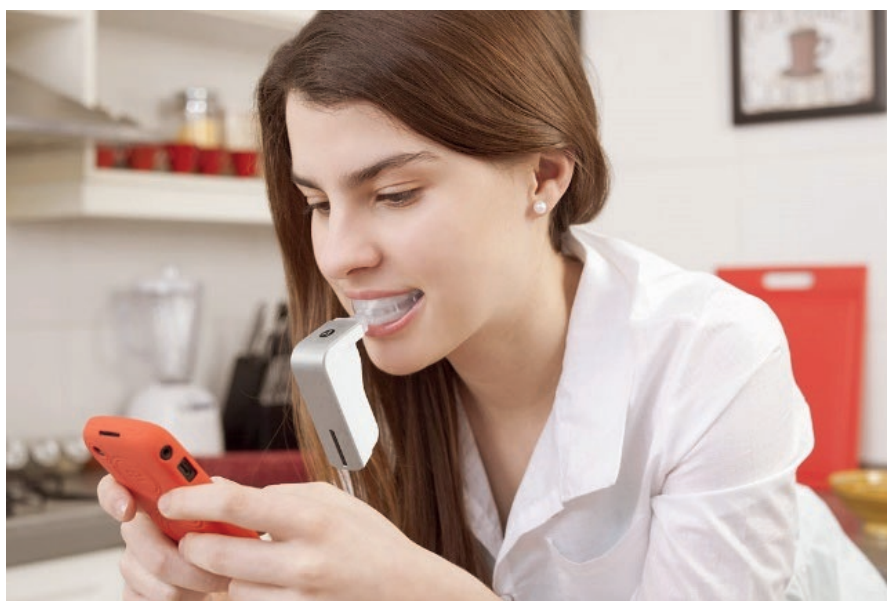


Figura 5 – Aplicação clínica do AcceleDent®. **Fonte:** AcceleDent Ortho Accel Technologies (2016).

Cultura Celular

A linhagem de células de pré-osteoblastos de camundongo (MC3T3-E1) foi obtida do ATCC (*American Type Culture Collection*, ATCC, EUA). As células pré-osteoblásticas foram cultivadas em meio Essencial Mínimo, modificação alfa (α -MEM) suplementados com 10% de soro fetal Bovino (Cultilab®, Campinas, SP, Brasil) e 1% de solução antibiótica-antimicótica (Sigma, St. Louis, Missouri, EUA).

Todos os procedimentos foram realizados em capela de fluxo laminar para manutenção da esterilidade dos materiais e das substâncias utilizadas para o cultivo celular. As células foram cultivadas em placas de 24 poços em uma densidade inicial de 110 células/mm² e após 24h de cultivo celular, o meio de cultura foi trocado e foram utilizados 20 min. de aplicação diária da força sônica do aparelho AcceleDent® (MUKAI et al., 2005) em contato direto com as placas de poliestireno e avaliados seus efeitos após 3, 7 e 10 dias. Como grupo controle, células osteoblásticas não foram submetidas a qualquer tratamento.

As células foram mantidas em estufa a 37°C, em atmosfera úmida contendo 95% de ar e 5% de dióxido de carbono. O meio de cultura foi trocado a cada 3 dias e a progressão da cultura, sendo avaliada por microscopia de fase.

Ensaio de proliferação celular

Para a avaliação da proliferação celular, foi utilizado o método de exclusão vital por azul de Trypan após 3, 7 e 10 dias das culturas celulares submetidas a vibração sônica.

As células foram enzimaticamente removidas das placas e, o precipitado de células resultante da centrifugação foi suspenso em 1 ml de meio. Foram retirados 10 µL da suspensão de células e a ela juntar-se-á 10 µL de azul de Trypan, sendo que 1 µL desta solução foi colocada em um hemocitômetro (câmara de Neubauer-Fisher Scientific, Pittsburgh, PA, EUA) e levado ao microscópio invertido de fase (Nikon, Eclipse TS100) para a contagem e observação das células.

O número total de células presentes em cada poço em diferentes tempos de análise foi obtido através da seguinte equação matemática:

$$\text{N}^\circ \text{ total de células} = \frac{\text{N}^\circ \text{ de células contadas} \times \text{Vol. inicial} \times \text{Diluição} \times 10^4}{\text{N}^\circ \text{ de quadrados usados para contagem}}$$

Ensaio de viabilidade celular

As culturas celulares foram testadas quanto à viabilidade celular utilizando o ensaio MTT. Este ensaio avalia a capacidade de células metabolicamente ativas de reduzirem o MTT, convertendo os sais amarelos de tetrazolium (3-(4,5-Dimetiltiazol-2-yl)-2,5-difeniltetrazol brometo) a cristais de formazan, de cor púrpura e, portanto, na capacidade que têm as células viáveis de clivar o anel tetrazólico presente no MTT (3-(4,5-Dimetiltiazol-2-yl)-2,5-difeniltetrazol brometo) pela ação de enzimas desidrogenases presentes na mitocôndria ativa, formando cristais de formazana.

Após 3, 7 e 10 dias após a aplicação da vibração sônica, 10 μ L da solução de MTT (5 mg/mL - Sigma, EUA) diluídos em meio de cultura DMEM sem soro, foram acrescentados às culturas tratadas, e estas incubadas por um período de 3 horas, a 37°C. Após o período total de incubação, foram adicionados 100 μ L de solução 10% de DMSO (dimetilsulfóxido).

Após a solubilização dos cristais, a quantificação foi realizada em leitor de microplacas ELX800 (Epoch Biotek Instruments, Inc.) a 590 nm, obtendo-se medidas de densidade óptica (DO).

Ensaio imunoenzimático para quantificação de IL-1 e IL-17 (ELISA)

A quantificação de IL-1 e IL-17 secretadas pelas células osteoblásticas submetidas à vibração sônica foi avaliada por Elisa. Para tal, o sobrenadante foi aspirado e centrifugado a 5000g por 15 min numa temperatura de 4°C. Alíquotas de cada amostra foram avaliadas por imuno ensaios enzimáticos (ELISA) para determinar os níveis das proteínas a serem analisadas de acordo com as recomendações do fabricante (R&D Systems, EUA).

Após isto, 100 µl do anticorpo de detecção foi adicionado a todos os poços e incubado por 1 hora em temperatura ambiente. As placas foram lavadas com solução tampão (0,05% Tween 20 em PBS) e 100µl do conjugado de estreptoavidina e peroxidase foi adicionado às placas para incubação durante 30 minutos, em temperatura ambiente. As placas foram novamente lavadas e um substrato (tetrametilbenzidina) foi adicionado na quantidade de 100µl para cada poço e incubados por 15 minutos protegidos da luz.

A reação foi finalizada com a adição de 50µl ácido sulfúrico (H_2SO_4) 2N à solução substrato presente em cada poço, e a cor foi medida em espectrofotômetro (Epoch, Biotek, Winooski, VT, EUA) em comprimento de onda de 450nm. A quantidade total de IL-1 e IL-17 foi determinada em picogramas (pg/ml).

Os dados coletados foram submetidos a análises de variância a dois critérios e a testes de Tukey. Para os cálculos estatísticos foi utilizado o programa SPSS 20 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA), tendo sido adotado o nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$).

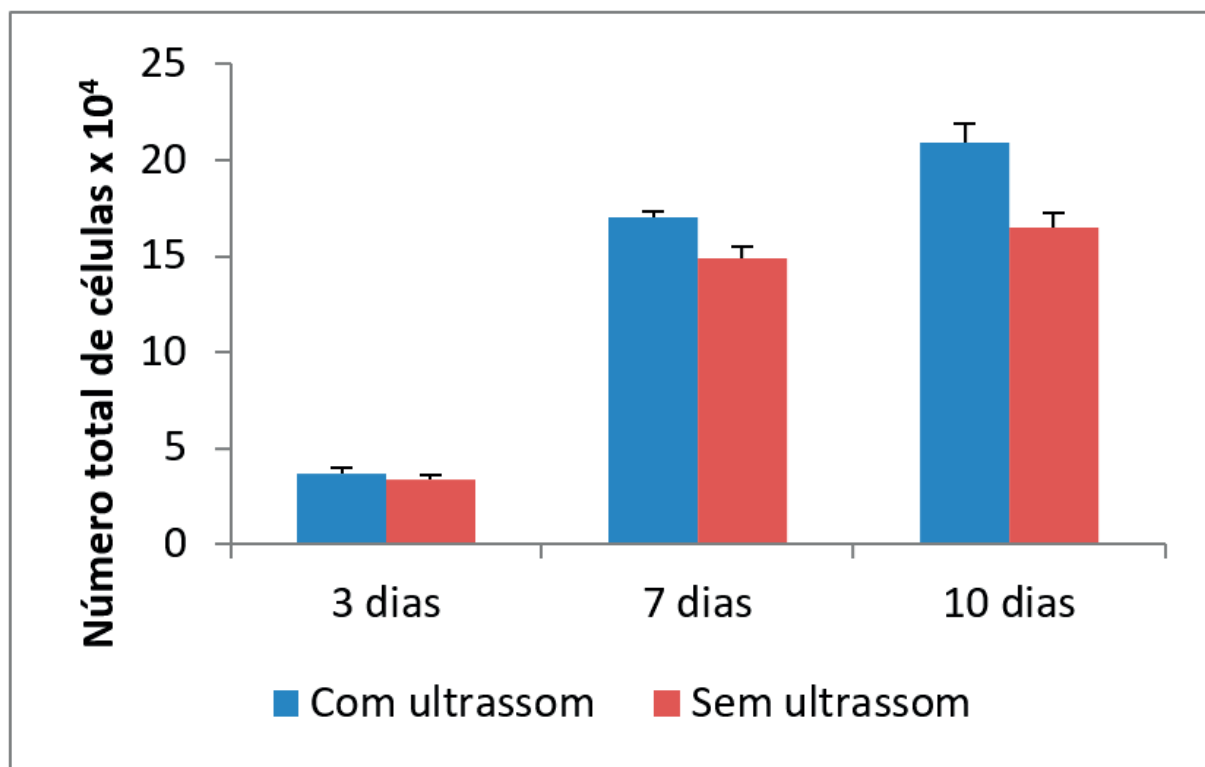
Os dados relativos ao ensaio de proliferação celular nas diferentes condições estudadas estão mostrados na tabela 1 e gráfico 1. Após 3 e 7 dias não se observou diferença na proliferação celular quando da utilização do AcceleDent® em relação ao controle, entretanto após 10 dias, a proliferação foi significativamente maior no grupo utilizado força sônica, quando comparado ao controle.

Tabela 1 – Médias e desvios padrão da proliferação de células osteoblásticas, em função do tempo de cultura, com e sem aplicação da força sônica

Condição	Tempo (dias)		
	3	7	10
Força sônica	3,64X10 ⁴ Aa (0,346X10 ⁴)	17X10 ⁴ Ab (0,357X10 ⁴)	20X10 ⁴ Bb (0,103X10 ⁴)
Controle	3,37X10 ⁴ Aa (0,263X10 ⁴)	14,9X10 ⁴ Ab (0,584X10 ⁴)	16,5X10 ⁴ Ab (0,787X10 ⁴)

Desvios padrão entre parênteses. Médias seguidas por letras maiúsculas distintas indicam diferença significativa entre as condições com e sem força sônica. Médias seguidas por letras minúsculas distintas indicam diferença significativa entre tempo de cultura, considerando-se individualmente o uso ou não do da força sônica (linhas horizontais). **Fonte:** Os autores.

Gráfico 1 – Valores médios da proliferação de células osteoblásticas em função do tempo de cultura, com e sem aplicação da força sônica.



Linhas verticais sobre as colunas indicam desvios padrão.
Fonte: Os autores.

Ensaio de viabilidade celular

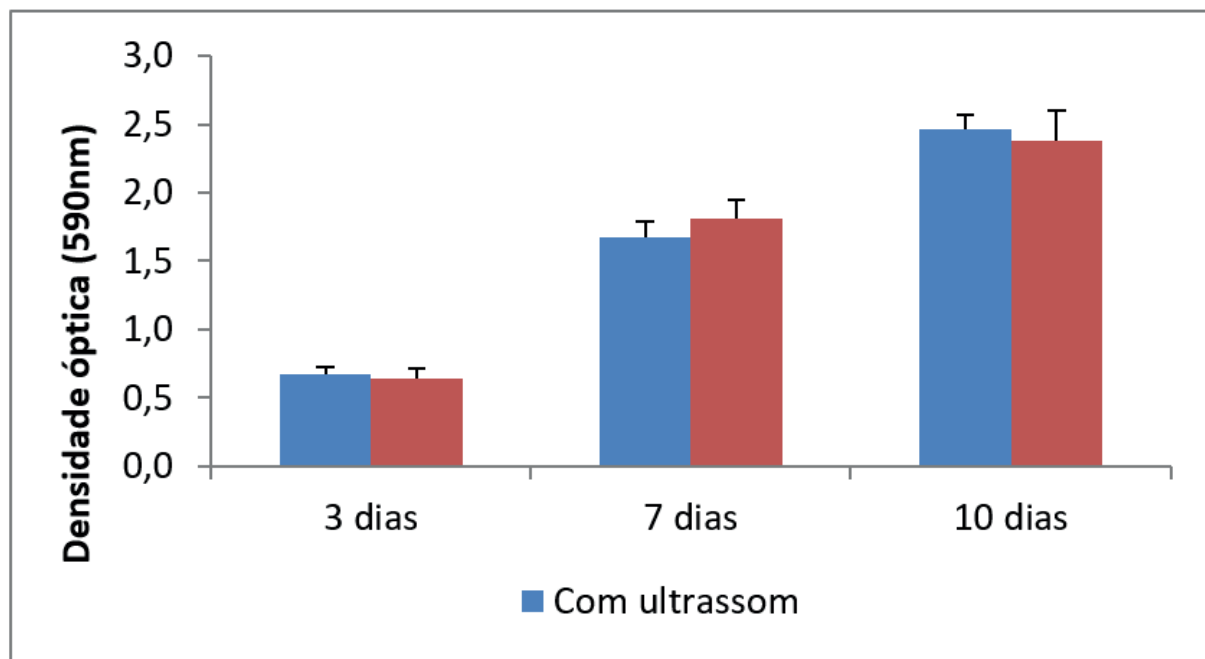
Os dados relativos ao ensaio de viabilidade celular nas diferentes condições estudadas estão mostrados na tabela 2 e gráfico 2. Não se observou diferença na viabilidade celular ($p > 0,05$) quando da utilização do AcceleDent[®] quando comparado ao controle, em nenhum dos tempos avaliados.

Tabela 2 – Médias e desvios padrão da viabilidade de células osteoblásticas, em função do tempo de cultura, com e sem aplicação da força sônica

Condição	Tempo (dias)		
	3	7	10
Força sônica	0,67A,a (0,06)	1,67A,b (0,12)	2,46A,c (0,11)
Controle	0,64A,a (0,07)	1,81A,b (0,14)	2,38A,c (0,23)

Desvios padrão entre parênteses. Médias seguidas por letras maiúsculas distintas indicam diferença significativa entre as condições com e sem força sônica. Médias seguidas por letras minúsculas distintas indicam diferença significativa entre tempo de cultura, considerando-se individualmente o uso ou não do da força sônica (linhas horizontais). **Fonte:** Os autores.

Gráfico 2 – Valores médios da viabilidade de células osteoblásticas em função do tempo de cultura, com e sem aplicação de força sônica.



Linhas verticais sobre as colunas indicam desvios padrão.
Fonte: Os autores.

Ensaio imunoenzimático quantificação IL-1 e IL-17 (ELISA)

Os dados relativos à secreção de IL-1 e IL-17 nas células osteoblásticas submetidas ou não à força sônica estão mostrados na tabela 3 e gráficos 3 e 4.

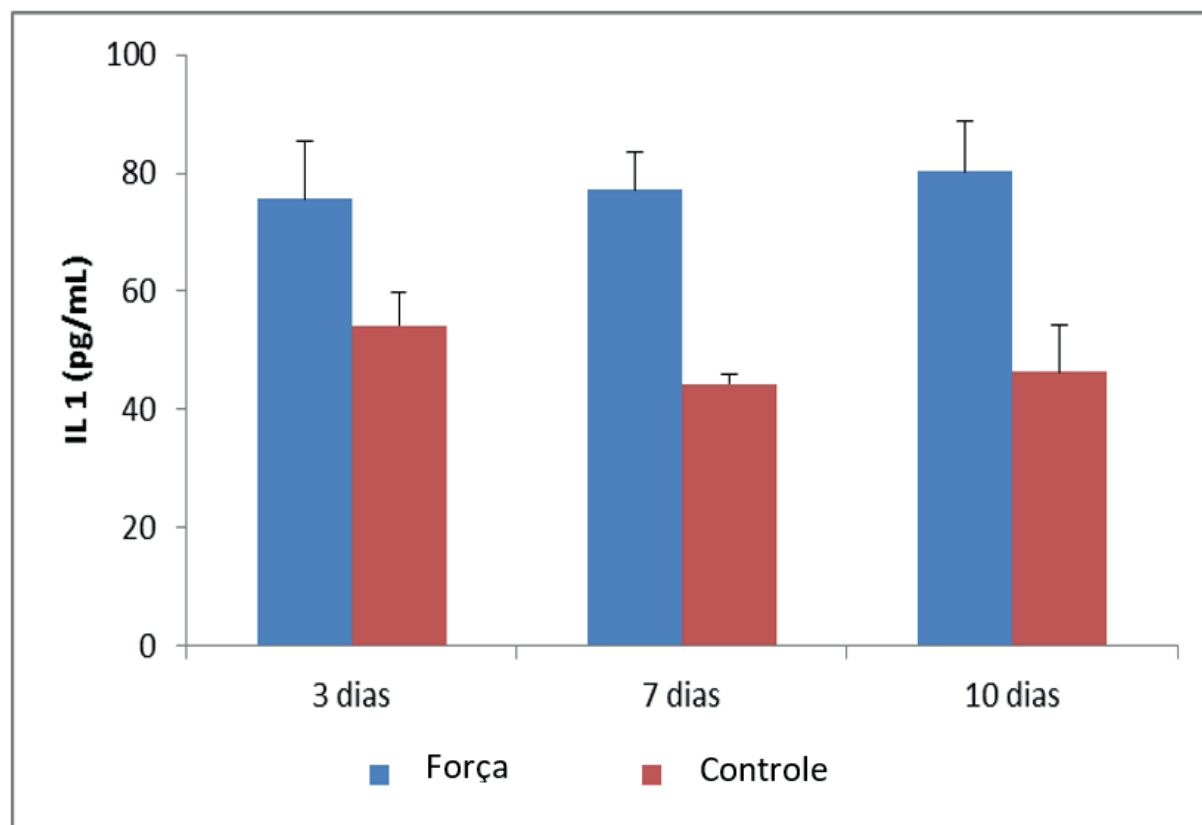
Com relação à interleucina IL-1, observou-se em todos os tempos de cultura, maior secreção de IL-1 quando utilizado a força sônica em relação controle ($p = 0,022$), sem diferença para os diferentes tempos de cultura ($p = 0,348$) para cada condição estudada (tabela 3 e gráfico 3).

Tabela 3 - Médias e desvios padrão da concentração das interleucinas IL-1 e IL-17 quando da utilização ou não da força sônica, em função do tempo de cultura

Condição		Tempo (dias)		
		3	7	10
IL-1	Força sônica	75,66 Aa (9,60)	77,21 Aa (6,26)	80,30 Aa (8,51)
	Controle	54,13 Ba (5,82)	44,39 Ba (1,42)	46,39 Ba (8,00)
IL-17	Força sônica	49,19 Aa (4,07)	77,68 Bb (3,82)	79,21 Bb (10,14)
	Controle	49,45 Aa (7,44)	32,57 Aa (7,31)	47,01 Aa (6,37)

Desvios padrão entre parênteses. Médias seguidas por letras maiúsculas distintas indicam diferença significativa entre as condições com e sem força sônica. Médias seguidas por letras minúsculas distintas indicam diferença significativa entre tempo de cultura, considerando-se individualmente o uso ou não da força sônica (linhas horizontais). **Fonte:** Os autores.

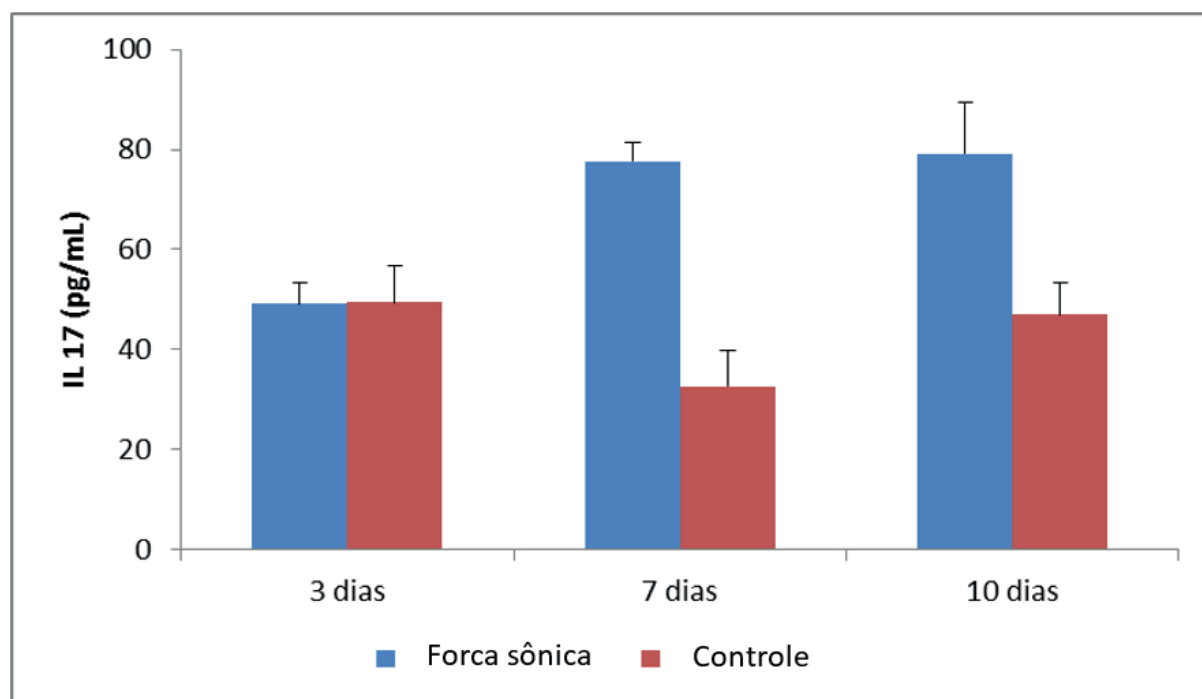
Gráfico 3 – Diagrama de colunas dos valores médios da concentração de IL-1 após a utilização ou não da força sônica, em função do tempo de cultura.



Linhas verticais sobre as colunas indicam desvios padrão.
Fonte: Os autores.

Para a interleucina IL-17, observou-se que após 7 e 10 dias, a concentração de IL-17 foi significativamente mais elevada quando do uso da força sônica em relação controle ($p < 0,05$). Além disso, ao se utilizar a força sônica, a concentração de IL-17 foi significativamente menor no tempo 3 dias em relação aos tempos 7 e 10 dias, os quais não diferiram significativamente entre si, conforme indicam a Tabela 3 e o Gráfico 4.

Gráfico 4 – Diagrama de colunas dos valores médios da concentração de IL-17 após a utilização ou não de força sônica, em função do tempo de cultura.



Linhas verticais sobre as colunas indicam desvios padrão.
Fonte: Os autores.

A aplicação de forças ultrassônicas como uma força física exógena diretamente associada à remodelação óssea e, conseqüentemente, à movimentação ortodôntica (MOYERS, 1991) é um mecanismo utilizado há pelo menos meio século. Entretanto, a ação dos mediadores bioquímicos pró-inflamatórios ainda não está completamente elucidado, dada a complexidade dos processos histológicos, celulares e moleculares que desencadeiam a osteogênese (KESSEL, 2011).

Nesse contexto, a correlação entre a ação biofísica de dispositivos ultrassônicos e sônicos, principalmente quanto aos fatores tempo e intensidade de pulso e a expressão bioquímica de indutores e moduladores pró-inflamatório e osteogênicos, tem sido investigado com o uso do aparelho LIPUS[®], nos quais as citocinas demonstram desempenhar um papel essencial nesse processo (ANGLE et al., 2011; AL-DAGHREER et al., 2012; ANDRADE JUNIOR; CHERIAN et al., 2005; GENETOS et al., 2012; GUSMÃO; MARIOLANI; BELANGERO, 2005; IKEDA et al., 2006; LI et al., 2005; MADDI et al., 2006; MAN et al., 2012; MUKAI et al., 2005; REN; LI; LIN, 2010; SUZUKI et al., 2009; TADDEI; SOUZA, 2012; TAKAYAMA et al., 2007; XU et al., 2007; XUE et al., 2013). Segundo esses trabalhos, tanto *in vitro* como *in vivo*, quanto maior o tempo de exposição dos tecidos a forças ultrassônicas pulsadas de baixa intensidade, maior a expressão dos mediadores pró-inflamatórios.

Enquanto os estudos acima demonstram que o LIPUS[®] está relacionado à remodelagem óssea, por meio da expressão de mediadores pró-inflamatórios, o aparelho AcceleDent[®] ainda é experimental no atual estágio, sendo comercializado como um aparelho de aceleração da movimentação dentária de forma a reduzir o tempo do tratamento ortodôntico.

Atualmente, há estudos sendo realizados de forma a comprovar o argumento do fabricante¹. Kau (2011) fez um estudo radiográfico da morfologia dentária (tomografia 3D) em pacientes tratados com o AcceleDent[®] e concluiu que o seu uso, relacionado à movimentação ortodôntica, não causou reabsorção de raiz, o que sugere que o uso do aparelho não causaria danos adicionais ao tecido periodontal. O aparelho segue o mesmo princípio biomecânico do LIPUS[®] e emite pulsos sônicos de baixa intensidade, adaptado a um molde bucal para uso exclusivo odontológico. Pode-se sugerir que o AcceleDent[®], assim como o LIPUS[®], também tem o papel de aumentar os fatores pró-inflamatórios na remodelação óssea.

Assim, o presente trabalho *in vitro*, avaliou a influência da força de vibração sônica do AcceleDent[®], em cultura de células osteoblásticas, nos parâmetros de proliferação e viabilidade celular. Além disto, propôs-se a analisar o efeito na secreção de alguns mediadores inflamatórios, IL-1 e IL-17 envolvidos com a neoformação óssea.

¹Estudos em pacientes estão sendo conduzidos na Universidade de Columbia pelo professor Doutor Jeremy Mao, na Universidade do Texas em Houston pelos professores Doutores Jeryl English e Chung Kau, na Universidade do Texas em San Antonio pelos professores Doutores Dubravko Pavlin, Peter Gakungka e Havikumar R. Anthony e na Universidade de Sydney pela professora Doutora Carolyn Ng.

Os resultados evidenciaram que houve aumento da proliferação das células osteoblásticas com a aplicação do AcceleDent® nos parâmetros utilizados e 20 minutos de aplicação diária como recomendado pelo fabricante, após 10 dias de avaliação, quando comparado ao grupo não tratado. Estes achados foram reportados em alguns trabalhos *in vitro* realizados que demonstram maior proliferação celular, bem como estímulo à osteogênese quando aplicada a força ultrassônica (MADDI et al., 2006; SUZUKI et al., 2009; MAN et al., 2012, XUE, et al., 2013). Indiretamente, isto pode também estar relacionado ao efeito anti-apoptótico descrito para os aparelhos pulsáteis de baixa intensidade como o LIPUS® (APPLEFORD et al., 2007).

Corroborando com estudo de Suzuki et al. (2009) no qual utilizou LIPUS® diariamente por 20 min com intensidade de 30mW/cm² (1,5MHz) durante 14 dias, não houve aumento da viabilidade de células osteoblásticas. Apesar de no presente trabalho ter sido utilizado AcceleDent® que é um dispositivo que utiliza força sônica pulsátil de baixa intensidade (30Hz), é importante destacar que, além das condições de cultura e tipo celular utilizado, a intensidade das forças utilizadas pode interferir neste parâmetro celular.

Isto estaria relacionado não somente pelo aumento da temperatura que pode acontecer quando da aplicação direta em monocamada de cultura de células, mas também pelo próprio modelo experimental que, diferentemente do *in vivo* as células apresentam-se em contato com o tecido vascular (AL-DAGHREER et al., 2012).

Além disso, foi avaliado o efeito da aplicação do Acceledent® na síntese de alguns mediadores inflamatórios. Os resultados mostraram aumento de IL-1 e IL-17 secretado pelas células osteoblásticas, principalmente evidenciado após 7 e 10 dias, após aplicação da força sônica quando comparado com grupo controle.

Alguns trabalhos mostram o potencial da força vibratórias em modular a síntese de mediadores pró-inflamatórios (ANGLE et al., 2011; AL-DAGHREER et al., 2012; CHERIAN et al., 2005; GENETOS et al., 2005; GUSMÃO; MARIOLANI; BELANGERO, 2012; IKEDA et al., 2006; LI et al., 2005; MADDI et al., 2006; MUKAI, et al., 2005; ; REN; LI; LIN, 2010; TAKAYAMA et al., 2007; XU et al., 2007; XUE et al., 2013). Durante a remodelação óssea, IL-1 e IL-17 têm sido relacionadas com ativação osteoclástica, modulando a via de RANK-RANKL-OPG mediado pela ativação de M-CSF (LEE, 2013; TANABE et al., 2005).

Assim, o aumento das citocinas evidenciados neste estudo *in vitro* pelas células osteoblásticas implicam num potencial papel do Acceledent[®], nos parâmetros utilizados, na ativação da osteoclastogênese.

As forças vibratórias de baixa intensidade têm sido amplamente utilizadas para intervenções que implicam acelerar o crescimento de tecido ósseo como reparação de fraturas ósseas, onde tensões mecânicas recebidas pelas células ósseas são traduzidas em eventos bioquímicos (WANG; THAMPATY, 2006). É descrito que o LIPUS[®] exerce uma força mecânica extracelular que em contato com a membrana plasmática emite sinais intracelulares elétricos e/ou bioquímicos. Estudos prévios indicam também que o LIPUS[®] acelera a diferenciação de células osteoprogenitoras em células da linhagem osteogênica via ativação da fosforilação de proteína quinase ativadora de mitose (MAPK) (IKEDA et al., 2006), aumento da expressão da cicloxigenase-2 (COX-2), prostaglandina-E2 (PGE-2) (ANGLE et al., 2011), modulando a síntese de OPG/RANK-L no microambiente ósseo (MADDI et al., 2006) e estimulando a produção de BMPs (SUZUKI et al., 2009).

Enquanto a maioria dos estudos demonstram a efetividade do uso do LIPUS® na aceleração da remodelação óssea e, conseqüente, movimentação ortodôntica, por meio da expressão de mediadores pró-inflamatórios, o aparelho AcceleDent® ainda é experimental no atual estágio, sendo comercializado como um dispositivo de aceleração da movimentação dentária de forma a melhorar o tratamento ortodôntico. Atualmente, há estudos sendo realizados que corroboram com dados do fabricante. Kau et al. (2013) realizaram um estudo radiográfico da morfologia dentária por meio de tomografia 3D em pacientes tratados com uso diário do AcceleDent® e concluíram que o seu uso não causou reabsorção de raiz, sugerindo assim que o uso do aparelho não causaria danos adicionais ao tecido periodontal. O dispositivo do AcceleDent® segue o mesmo princípio biomecânico do LIPUS® e emite pulsos de força sônica de baixa intensidade, adaptado a um molde bucal para uso exclusivo odontológico.

Clinicamente estes resultados sugerem um potencial papel para AcceleDent® em acelerar remodelação óssea.

Estes resultados podem implicar na utilização deste equipamento como uma proposta de tratamento para acelerar e modular a movimentação ortodôntica, visto o estímulo na remodelação óssea, mostrada pelo aumento no presente estudo de citocinas que estimulam reabsorção óssea, e, portanto, da reparação óssea.

Os resultados apresentados e discutidos acima permitem as seguintes conclusões que as células pré-osteoblásticas submetidas às forças sônicas do AcceleDent® apresentaram após 10 dias de avaliação, proliferação celular significativamente superior ao grupo controle; a aplicação da força sônica não afetou a viabilidade celular; a expressão das citocinas pró-inflamatórias IL-1 e IL-17 foi significativamente superior em relação ao grupo controle, especificamente no tempo 3 dias para a IL-1 e no tempo 7 dias para a IL-17 quando utilizado a força sônica.

REFERÊNCIAS

AL-DAGHREER, S. et al. Long term effect of low intensity pulsed ultrasound on a human tooth slice organ culture. **Arch Oral Biol**, v. 57, n. 6, p. 760-768, 2012.

AMADEI, S. U. et al. A influência da deficiência estrogênica no processo de remodelação e reparação óssea. **Bras Patol Med Lab**, v. 42, n. 1, p. 5-12, 2006.

ANDRADE JUNIOR, I.; TADDEI, S. R. A.; SOUZA, P. E. A. Inflammation and Tooth Movement: The Role of Cytokines, Chemokines, and Growth Factors. **Semin Orthod**, v. 18, n. 4, p. 257-269, 2012.

ANGLE, S. R. et al. Osteogenic differentiation of rat bone marrow stromal cells by various intensities of low-intensity pulsed ultrasound. **Ultrasonics**, v. 51, n. 3, p. 281-288, 2011.

APPLEFORD, M. R. et al. Ultrasound effect on osteoblast precursor cells in trabecular calcium phosphate scaffolds. **Biomaterials**, v. 28, n. 32, p. 4788-4794, 2007.

BANDEIRA, F. et al. **Osteoporose**. Rio de Janeiro: Medsi, 2000.

REFERÊNCIAS

BAŞARAN, G. et al. Interleukine-1beta and tumor necrosis factor-alpha levels in the human gingival sulcus during orthodontic treatment. **Angle Orthod**, v. 76, n. 5, p. 830-836, 2006.

CHERIAN, P.P. et al. Mechanical strain opens connexin 43 hemichannels in osteocytes: a novel mechanism for the release of prostaglandin. **Mol Biol Cell**, v. 16, n. 7, p. 3100-3106, 2005.

CRUZ, D. R. et al. Effects of low-intensity laser therapy on the orthodontic movement velocity of human teeth: a preliminary study. **Lasers Surg Med**, v. 35, p. 117-120, 2004.

DINARELLO, C. A. Biologic basis for interleukin-1 in disease. **Blood**, v. 87, n. 6, p. 2095-20147, 1996.

ESPINDULA, A. **Efeitos da piezoelectricidade na movimentação ortodôntica**. 2014. 53 f. Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Odontologia) - Universidade Federal de Santa Catarina, Santa Catarina, 2014.

FATHIMANI, M. et al. Development of a standardized testing system for orthodontic sliding mechanics. **Progr Orthod**, v. 16, p. 14, 2015.

REFERÊNCIAS

GENETOS, D. C. et al. Fluid shear-induced ATP secretion mediates prostaglandin release in MC3T3-E1 osteoblasts. **J Bone Miner Res**, v. 20, n. 1, p. 41-49, 2005.

GUSMÃO, C. V. B.; MARIOLANI, J. R. L.; BELANGERO, W. D. Mechanotransduction and Osteogenesis. In: LIN, Y. **Osteogenesis**. Croácia: InTech, 2012.

HELLER, I. J.; NANDA, R. Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontics tooth movement. **Am J Orthod**, v. 75, n. 3, p. 239-258, 1979.

IKEDA, K. et al. Effects of low-intensity pulsed ultrasound on the differentiation of C2C12 cells. **Life Sci**, v. 79, n. 20, p. 1936-1943, 2006.

KAU, C. H. et al. Photobiomodulation accelerates orthodontic alignment in the early phase of treatment. **Progr Orthod**, v. 14, p. 30, 2013.

_____. A radiographic analysis of tooth morphology following the use of a novel cyclical force device in orthodontics. **Head Face Med**, v. 7, p. 14, 2011.

KESSEL, R. G. Tecido conjuntivo: osso e formação óssea. In: _____ **Histologia médica básica: a biologia das células, tecidos e órgãos**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011. p. 129-145.

REFERÊNCIAS

LEE, W. C. Experimental study of the effect of prostaglandin administration on tooth movement--with particular emphasis on the relationship to the method of PGE1 administration. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 98, n. 3, p. 231-241, 1990.

LEE, Y. The role of interleukin-17 in bone metabolism and inflammatory skeletal diseases. **BMB Rep**, v. 46, n. 10, p. 479-483, 2013.

LI, M. et al. Osteopenia and impaired fracture healing in aged EP4 receptor knockout mice. **Bone**, v. 37, n. 1, p. 46-54, 2005.

LINS, R. D. A. U. et al. Atividade **ósteo-reabsortiva** na doença periodontal: o papel das citocinas e prostaglandinas. **Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-Fac**, v. 7, n. 2, p. 29-36, 2007.

MADDI, A. et al. Long wave ultrasound may enhance bone regeneration by altering OPG/RANKL ratio in human osteoblast-like cells. **Bone**, v. 39, n. 2, p. 283-288, 2006.

MAN, J. et al. Low intensity ultrasound stimulates osteoblast migration at different frequencies. **J Bone Miner Metab**, n. 5, p. 602-607, 2012.

REFERÊNCIAS

MCGORRAY, S. P. et al. A randomized, placebo-controlled clinical trial on the effects of recombinant human relaxin on tooth movement and short-term stability. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 141, p. 196-203, 2012.

MESQUITA, E.; LOBATO, M. R.; MARTINS, A. B. Os efeitos biológicos do uso do ultra-som em odontologia. In: MESQUITA, E.; KUNERT, I.R. **O ultrassom na prática odontológica**. Porto Alegre: Artmed, 2006. p. 58-65.

MOYERS, R. E. **Ortodontia**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

MUKAI, S. et al. Transforming growth factor-beta1 mediates the effects of low-intensity pulsed ultrasound in chondrocytes. **Ultrasound Med Biol**, v. 31, n. 12, p. 1713-1721, 2005.

PROFFIT, W. R.; FIELDS JUNIOR, H. W.; SARVER, D. M. **Ortodontia contemporânea**. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007.

REHER, P. et al. The stimulation of bone formation in vitro by therapeutic ultrasound. **Ultrasound Med Biol**, v. 23, n. 8, p. 1251-1258, 1997.

REFERÊNCIAS

REN, C.; LI, J. M.; LIN, X. LIPUS enhance elongation of neurites in rat cortical neurons through inhibition of GSK-3beta. **Biomed Environ Sci**, v. 23, n. 3, p. 244-249, 2010.

ROSS, M. H.; PAWLINA, W. **Histologia**: em correlação com biologia celular e molecular. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.

RUELLAS, A. C. **Biomecânica aplicada à clínica**. Maringá: Dental Press, 2013.

SEVERINO, V. O.; NAPIMOGA, M. H.; DE LIMA PEREIRA, S.A. Expression of IL-6, IL-10, IL-17 and IL-8 in the peri-implant crevicular fluid of patients with peri-implantitis. **Arch Oral Biol**, v. 56, n. 8, p. 823-828, 2011.

SUZUKI, A. et al. Daily low-intensity pulsed ultrasound stimulate production of bone morphogenetic protein in ROS 17/2.8 cells. **J Oral Sci**, v. 51, n. 1, p. 29-36, 2009.

TAKAYAMA, T. et al. Low-intensity pulsed ultrasound stimulates osteogenic differentiation in ROS 17/2.8 cells. **Life Sci**, v. 80, n. 10, p. 965-971, 2007.

TANABE, N. et al. IL-1 alpha stimulates the formation of osteoclast-like cells by increasing M-CSF and PGE2 production and decreasing OPG production by osteoblasts. **Life Sci**, v. 77, n. 6, p. 615-626, 2005.

REFERÊNCIAS

WANG, J. H.; THAMPATTY, B. P. An introductory review of cell mechanobiology. **Biomech Model Mechanobiol**, v. 5, n. 1, p. 1-16, 2006.

XIONG, H.; WEI, L.; PENG, B. IL-17 stimulates the production of the inflammatory chemokines IL-6 and IL-8 in human dental pulp fibroblasts. **Int Endod J**, v. 48, n. 6, p. 505-511, 2015.

XU, Z. et al. Cyclooxygenase-2 gene disruption promotes proliferation of murine calvarial osteoblasts in vitro. **Bone**, v. 41, n. 1, p. 68-76, 2007.

XUE, H. et al. Low-intensity pulsed ultrasound accelerates tooth movement via activation of the BMP-2 signaling pathway. **PLoS One**, v. 8, n. 7, p. e68926, 2013.

CAPÍTULO 15 - MANUTENÇÃO E PRESERVAÇÃO DO CONTORNO VESTIBULAR COM TECIDOS MOLES NA INSTALAÇÃO DE IMPLANTES IMEDIATOS

Jurandyr Alvino da Silva Junior

Introdução

Com a perda dentária ocorre a desestruturação dos tecidos moles e a reabsorção da estrutura alveolar óssea e de acordo com as leis de Wolf a perda de estímulo mecânico a toda essa estrutura acelera o processo, e se essa perda dentária ainda ocorrer em áreas estéticas o comprometimento será ainda maior. E o uso de técnicas e manobras cirúrgicas com tecidos moles tem se mostrado mais eficaz na manutenção do contorno do arco protético vestibular e na qualidade deste tecido apesar da eminente perda da estrutura óssea. Este capítulo apresenta os critérios e procedimentos cirúrgicos na manutenção e recomposição destes tecidos vestibulares.

Critérios para Decisão da Técnica Utilizada

Os defeitos ósseos são mais acentuados na parede vestibular com perda desta parede do alvéolo e de toda a lâmina dura interna (ARAUJO; LINDHE, 2005) e dificilmente ocorre um vedamento do espaço vestibular entre o implante instalado no alvéolo e a parede vestibular, e neste tecido mole vestibular as técnicas cirúrgicas devem evitar incisões relaxantes verticais devido às cicatrizes resultantes nesta área estética que ficariam visíveis e evidenciadas (JOLY; CARVALHO; SILVA, 2010).

Indicações:

- Dar condições ao tecido mole periimplantar um selamento transmucoso contra a agressão bacteriana (SCLAR, 2011).
- Solicitações estéticas dos pacientes (ZUCHELLI, 2012).
- Aumentar a quantidade e qualidade dos tecidos moles ao redor dos implantes (ZHUR; HÜRZELER, 2013))

Critérios:

- Instalação mais palatinizada do implante osseointegrável.
- Preenchimento do espaço entre o implante osseointegrável e a parede vestibular com biomaterial.
- Inserção de enxerto de tecidos moles na vestibular.

A instalação do implante osseointegrável necessariamente precisa de uma posição tridimensional adequada para a correta posição da prótese dentária sobre esse implante, (CHEE; NOWZARI; KANEKO, 1997) (Figura 1 A - B), portanto esse posicionamento do implante é fundamental para que a inevitável recessão dos tecidos venha a comprometer a posição final da parede vestibular resultante da perda dentária (CHEN; WILSON; HÄMMERLE, 2004), o que ocorre é que a perda intensa desta parede óssea vestibular com o risco eminente da exposição da plataforma ou ainda parte do corpo deste implante nos obriga a um recuo nesta posição do implante mais para palatino, para protegermos e permitir que este implante fique inteiramente dentro do seu envelope ósseo (Figura 2) (BUSER; MARTIN; BELSER, 2004).

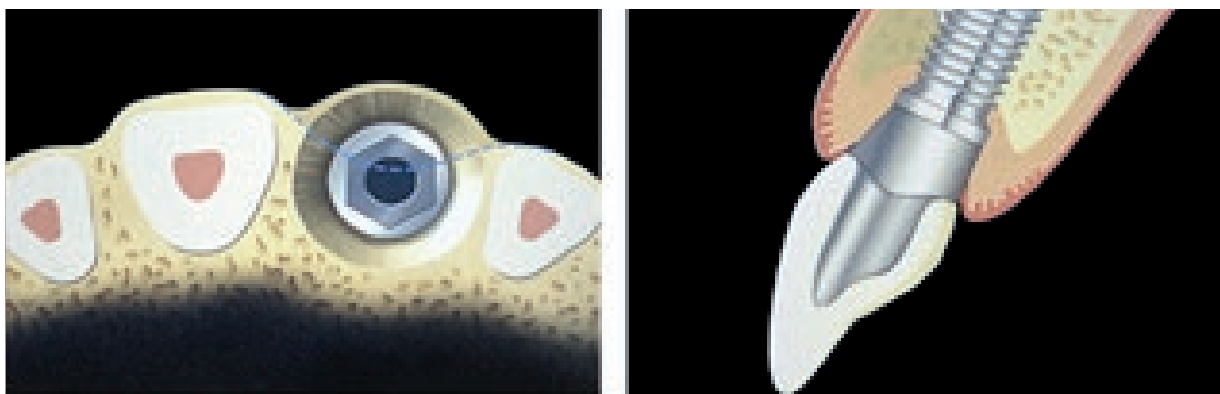


Figura 1 - Implante osseointegrável. Fonte: Chee, Nowzari e Kaneko (1997).



Figura 2 - Implante osseointegrável. Fonte: Buser, Martin e Belser (2004).

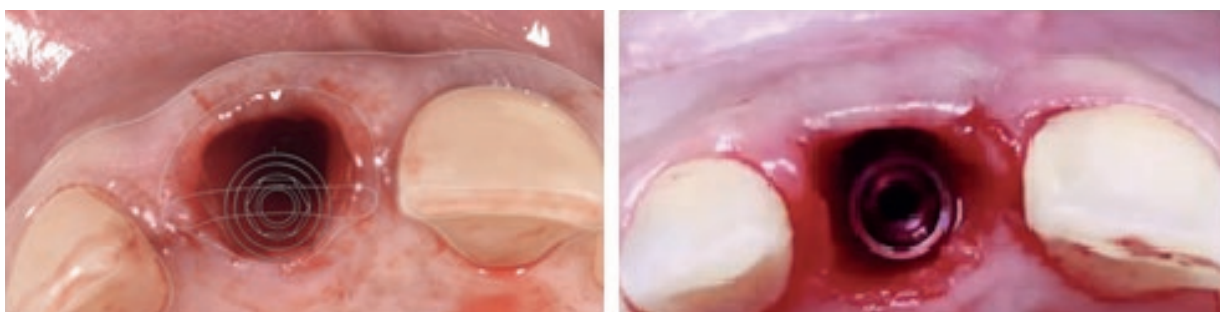


Figura 3 - Implante osseointegrável. Fonte: Miselli (2016).

O selamento periférico evitando a contaminação e agressões bacterianas é função dos tecidos ao redor do implante (SCLAR, 2011) e os procedimentos cirúrgicos e regeneradores foram iniciados por Landsberg e Bichacho (1994) e a partir daí foram aprimoradas e ainda desenvolvidas novas abordagens cirúrgicas, mas a mais utilizada e com melhores resultados sem dúvida e a técnica de envelopamento de tecido conjuntivo na vestibular utilizando micro bisturis especiais com tamanho muito reduzido para criação de uma divisão do tecido vestibular criando um bolso ou envelope para que se acomode no seu interior este tecido conjuntivo, permitindo assim nova vascularização e reorganização deste tecido vestibular (JOLY; CARVALHO; SILVA, 2010).

A técnica com micro bisturis têm se mostrado mais eficaz porque evita as incisões relaxantes verticais na vestibular e cria um bolso ou um espaço adequado a acomodação do tecido conjuntivo (Figura 5 - A) (MISELLI, 2016). A obtenção do tecido conjuntivo a ser enxertado é a partir da região do palato necessárias (Figura 5 B - F).

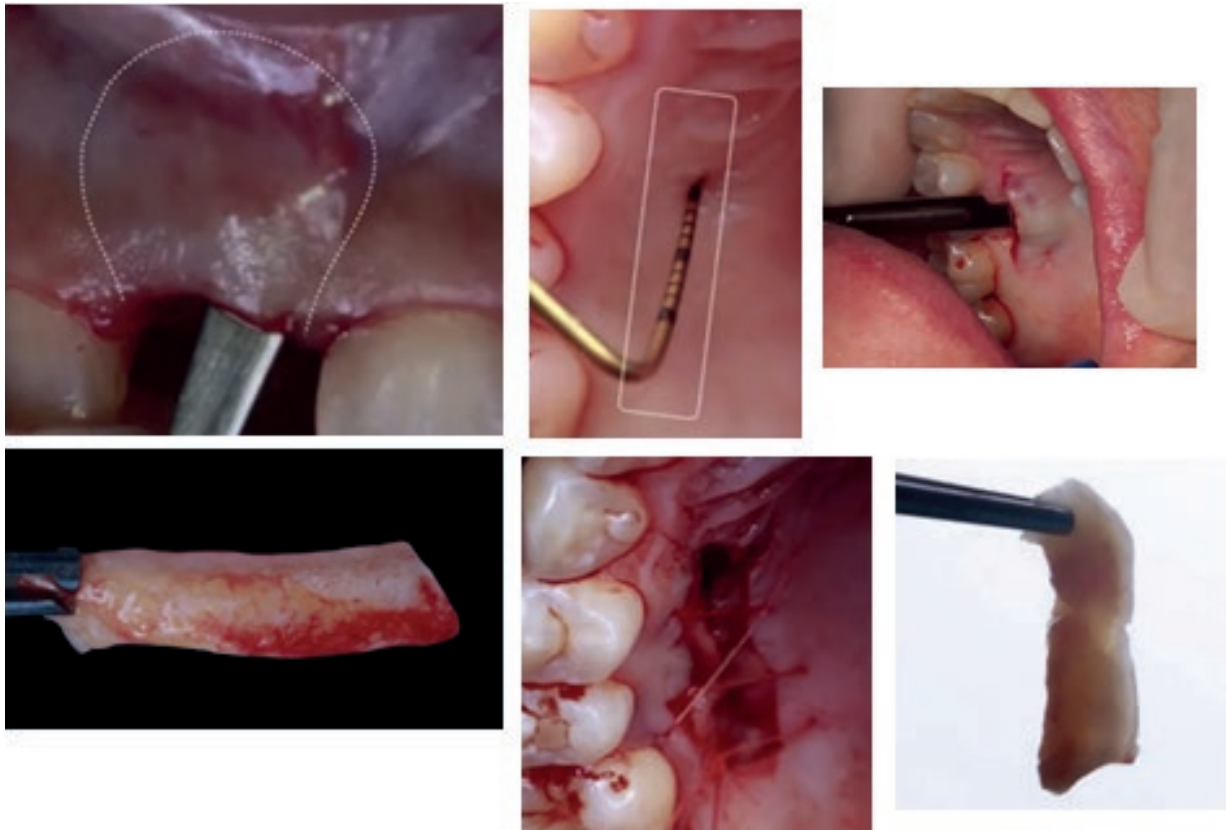


Figura 5 - Técnica com micro bisturis. **Fonte:** Miselli (2016).

O correto manuseio dos tecidos moles na Implantodontia visa manter o contorno do rebordo alveolar vestibular com a inserção de enxerto de tecido mole de conjuntivo na vestibular com a técnica de envelopamento, e esse tecido pode ser removido do palato e/ou do túber, e a técnica de formação do envelope é realizada através de micro bisturis e finalizando com o preenchimento do espaço (gap) entre o implante e a parede vestibular com biomaterial, mais especificamente com osso bovino liofilizado (Figura 6 A J) (SILVA JÚNIOR, 2017).

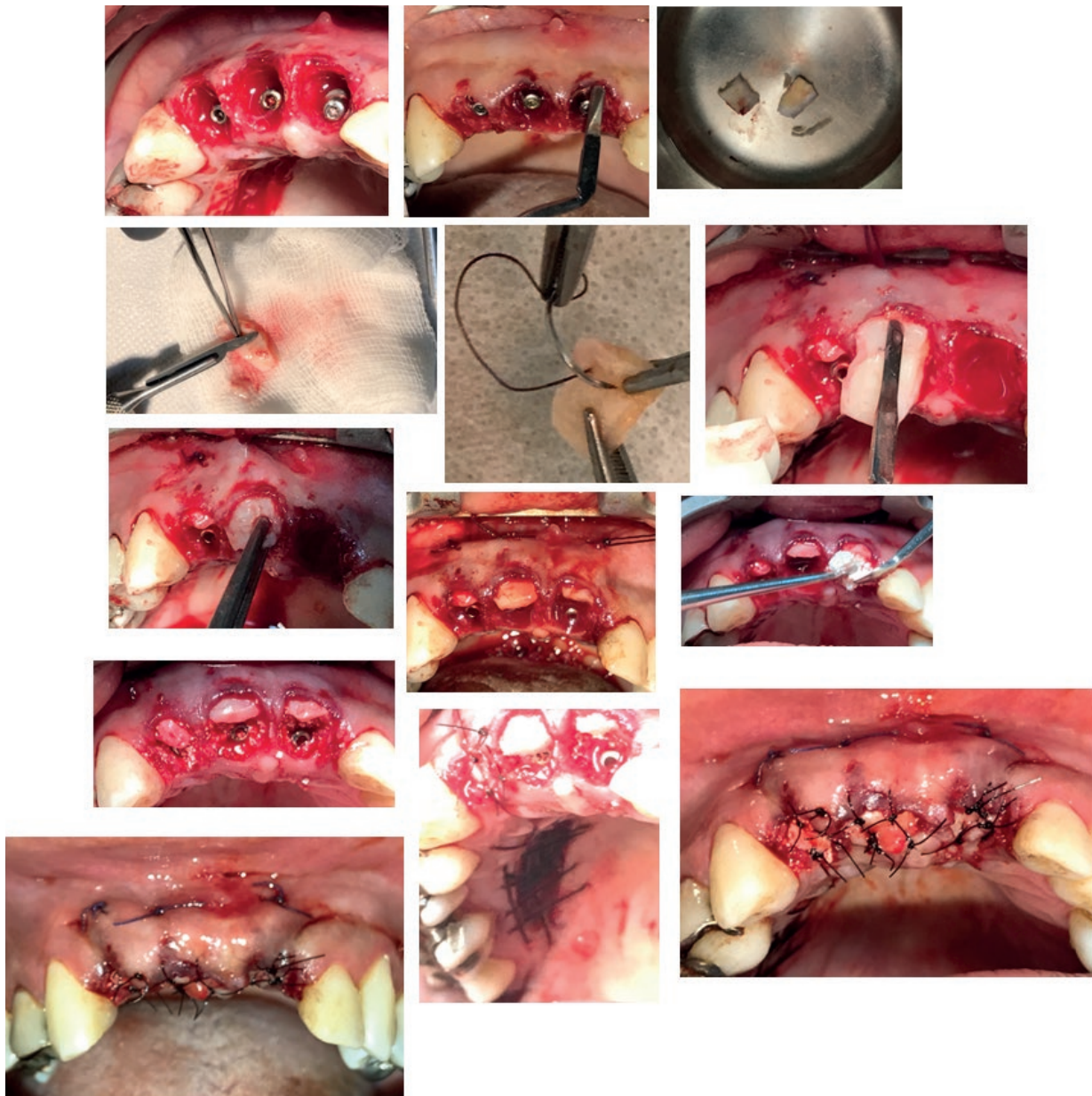


Figura 6 – Implante. **Fonte:** Os autores.

O preenchimento do espaço (gap) entre a parede vestibular e o implante necessariamente precisa ser preenchido, primeiro para evitar a invaginação do tecido conjuntivo para dentro do alvéolo, o que não permitiria a correta formação óssea ao redor do implante e a manutenção do envelope ósseo (Figura 7 A - C) (ARAÚJO et al., 2008).

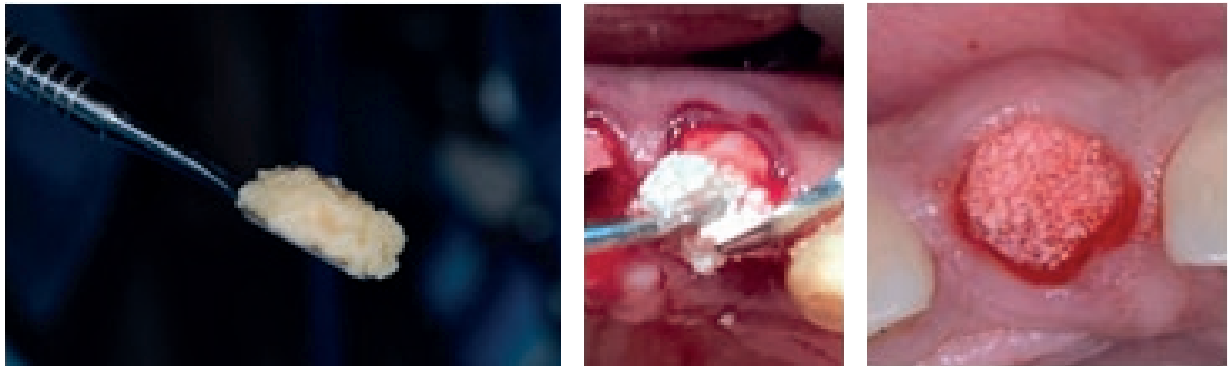


Figura 7 - Preenchimento do espaço. **Fonte:** Araújo et al. (2008).

O rebordo alveolar têm uma função específica que é envolver, proteger e dar suporte aos dentes e de acordo com a lei de Wolf com a perda dentária ele se desfaz reabsorvido e com essa consequente perda de estrutura uma eventual perda principalmente na maioria dos casos da parede vestibular e esta perda ocorre também as expensas do tecido mole e a manutenção deste contorno vestibular do arco protético é fundamental à estética e ela é recomposta com a inserção de tecido conjuntivo na vestibular, assim acontece uma neoformação de vasos sanguíneos o que acarreta numa revitalização e receratinização deste tecido mole e assim mantendo-se o contorno vestibular deste arco protético e em condições de proteção ao redor deste implante.

REFERÊNCIAS

ARAUJO, M. G.; LINDHE, J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. **J Clin Periodontol**, v. 32, n. 2, p. 212-218, 2005.

ARAUJO, M. G. et al. The influence of Bio oss Collagen on healing of an extraction socket: an experimental study in the dog. **Int Periodon Restorative Dent**, v. 28, n. 2, p. 123-135, 2008.

BUSER, D.; MARTIN, W.; BELSER, U. C. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 19, Suppl, p. 43-61, 2004.

CHEE, W. W.; NOWZARI, H.; KANEKO, L. Esthetic replacement of the anterior tooth with an implant-supported restoration. **J Calif Dent Assoc**, v. 25, p. 860-865, 1997.

CHEN, S.T.; WILSON, T.G.; HÄMMERLE, C.H. Immediate or early placement of implants following tooth extraction: review of biologic basis, clinical procedures, and outcomes. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 19, Suppl., p. 12-25, 2004.

REFERÊNCIAS

JOLY, J. C.; CARVALHO, P. F. M.; SILVA, R. C. **Reconstrução Tecidual Estética: Procedimentos Plásticos e Regenerativos Periodontais e perimplantares.** São Paulo, Artes Médicas, 2010.

LANDSBERG, C. J.; BICHACHO, N. A modified surgical/prosthetic approach for optimal single support crown, Part I Thr socket seal surgery. **Pract Periodontics Aesthet Dent**, v. 6, n. 2, p. 11-17, 1994.

MISELLI, A. **Trabalhos realizados em clinica privada.** Caracas Venezuela, 2016.

SCLAR, A. G. **Tecido Mole e considerações Estéticas em Implantodontia.** São Paulo, Quintessence, 2011.

SILVA JÚNIOR, J. A. **Trabalhos realizados no curso de Especialização em Implantodontia do ORION Instituto de odontologia-UNINGÁ.** Goiânia, 2017.

ZUCHELLI, G. **Cirurgia Estética Mucogengival.** São Paulo, Quintessence, 2012.

ZUHR, O.; HÜRZELER, M. **Cirurgia Plástica Estética Periodontal e Implantar. Uma abordagem Microcirúrgica.** São Paulo, Quintessence, 2013.

CAPÍTULO 16 - CLAREAMENTO DENTAL: UM OLHAR CONTEMPORÂNEO

Suellen Nogueira Linares Lima
Célia Regina Maio Pinzan-Vercelino
Matheus Coelho Bandéca
Darlon Martins Lima
Edson Gustavo Barbosa
Rudys Rodolfo de Jesus Tavarez
Karina Maria Salvatore de Freitas
Júlio de Araújo Gurgel

Introdução

A busca por aprimoramentos na estética dental e facial tem sido uma constante na sociedade atual. Assim, inspirados pelas belas faces e belos sorrisos cresce a demanda por dentes claros e harmônicos. Cada dia mais os pacientes vêm buscando tratamentos que envolvem melhorias na estética e, principalmente, mudanças positivas no sorriso (MACHADO et al., 2013).

O sorriso é capaz de expressar uma série de reações positivas quando as pessoas estão satisfeitas com sua aparência e negativas quando algo não está agradável, resultando em impactos psicológicos e na autoestima.

A beleza de uma pessoa está relacionada a uma percepção da sua satisfação ou prazer consigo mesmo (LEONARD et al., 2007).

A cor dos dentes, apesar de ser apenas um dos diversos fatores que concorrem para o desequilíbrio estético do sorriso, constitui-se no aspecto percebido de forma mais imediata pelos indivíduos (TREDWIM et al., 2005). Muitos pacientes com alteração na coloração dos dentes e que não estão satisfeitos com a sua aparência, buscam tratamentos que lhes proporcionem o “sorriso perfeito” (KUGEL 2006). Entre as variadas opções que a Odontologia contemporânea proporciona estão desde tratamentos reabilitadores menos invasivos como a microabrasão do esmalte e o clareamento dental até os mais invasivos, como as coroas e facetas de porcelana e de resina composta.

O clareamento dental tem sido o procedimento estético escolhido como primeira opção na busca por dentes mais claros e sorrisos mais atraentes, visto que é considerado uma abordagem minimamente invasiva em comparação com os demais procedimentos estéticos (BASTING et. al., 2012).

Entretanto é de suma importância que, durante o planejamento clínico, o cirurgião dentista saiba diagnosticar as causas de alteração de cor, conhecer os diferentes produtos clareadores, as técnicas e seus efeitos sobre os tecidos dentários, possibilitando o estabelecimento do protocolo de tratamento mais adequado (MONDELLI 2003).

Histórico

Historicamente, o primeiro clareamento foi realizado em 1848 com o uso de cloreto em dentes desvitalizados, porém foi em 1864 com Truman que este procedimento começou a ser difundido. No decorrer dos anos, inúmeras substâncias com potencial oxidante como cloreto de cálcio, cloro, cloreto de alumínio, ácido oxálico, dióxido de enxofre e hipoclorito de sódio foram utilizadas até que, em 1884, Harlan utilizou, pela primeira vez, o peróxido de hidrogênio no clareamento interno de dentes desvitalizados.

Embora desde 1868 hajam relatos de clareamento em dentes vitais, somente em 1910 foram recomendadas técnicas com o peróxido de hidrogênio associado a uma fonte de calor (FISCHER 1911).

Apesar das tentativas de clareamento dental serem antigas, a indicação do peróxido de carbamida com esta finalidade é recente e foi descoberta ao acaso no final da década de 1960, quando Bill Klusmier, um ortodontista prescreveu a seus pacientes para o tratamento de gengivite, um antisséptico a base de peróxido de carbamida a 10%, para que utilizassem com o auxílio de um dispositivo ortodôntico durante a noite.

Como resultado, além da desinflamação gengival, foi observado o clareamento dental. Após 20 anos, essa observação foi comunicada a outros colegas e considerada como um marco histórico na Odontologia (HAYWOOD 1992).

Em 1989, Haywood e Heymann publicaram um artigo sobre o clareamento dental caseiro e o uso dos clareadores, tornando-se um norteador para a realização desse procedimento até os dias atuais. No entanto, surgiram algumas modificações na técnica original, como a textura da placa, que passou de rígida (em resina acrílica) para macia, e o tipo de clareador, que passou de líquido para a forma em gel, em diferentes concentrações. As formas de aplicação também sofreram modificações, antigamente, eram utilizados somente em moldeiras, nos dias atuais podem ser também autoaplicáveis por meio de tiras adesivas, vernizes e bastões clareadores.

Classificação das alterações cromáticas

A escolha da técnica clareadora depende do tipo de alteração cromática presente, do estilo de vida, da idade do paciente, do tipo de desgaste, quando existente, e da presença ou ausência de vitalidade pulpar. Assim é extremamente importante o correto diagnóstico do agente causal da alteração da cor da estrutura dental para que falsas expectativas não sejam apresentadas aos pacientes. Na literatura (SULIEMAN 2005), algumas divisões didáticas classificam as alterações de cor em manchas extrínsecas e intrínsecas (Quadro I).

Manchas Extrínsecas

As manchas extrínsecas são pigmentos que aderem à superfície do dente ou à película adquirida, podendo ser encontradas em diferentes cores e localizações. Dentre as mais comuns têm-se as manchas pretas, manchas verdes, manchas castanhas e manchas marrom-amareladas.

Agentes diretos e indiretos podem causar as alterações extrínsecas de cor. A pigmentação direta pode ser resultante do contato com substâncias como chá, café, cigarro, corantes, bem como pode estar relacionada à higiene bucal insatisfatória e à decomposição de restos alimentares sobre a superfície dental. As manchas indiretas podem ser resultantes do uso de enxaguatórios bucais à base de clorexidina, da ingestão de medicamentos com grande quantidade de ferro, da presença de materiais restauradores na coroa, de hemorragia no interior da câmara pulpar, da decomposição de tecidos ou detritos situados no interior da câmara pulpar, dos medicamentos de uso intracanal e dos materiais de obturação do canal radicular (CONCEIÇÃO, 2002) (Figura 1).



Figura 1 - Mancha pós tratamento endodôntico.

Fonte: os autores.

A forma e a intensidade como essa pigmentação se instala depende, na maioria das vezes, do contato intermitente dos agentes pigmentantes com as estruturas que constituem o meio bucal, da qualidade da higiene bucal do paciente e das características superficiais do esmalte. A permeabilidade e a rugosidade superficial do esmalte e a presença de trincas podem facilitar a retenção dos pigmentos, alterando a coloração dental (ARAÚJO et al., 2007).

Manchas Intrínsecas

As manchas intrínsecas podem envolver esmalte e dentina e são resultantes da presença de substâncias cromáticas no interior dos tecidos dentais, nas fases pré ou pós-eruptiva. As causas podem estar relacionadas às alterações congênitas (fluorose, uso de tetraciclina, dentinogênese imperfeita, amelogênese imperfeita); metabólicas, como por exemplo a pigmentação causada por porfiria eritropoiética; traumática (hipoplasia de esmalte, reabsorção radicular, hemorragia pulpar – Figura 2) e também ao processo de envelhecimento (SULIEMAN 2008).

Quadro I – Classificação das alterações cromáticas.

Manchas Extrínsecas	Chá Café Cigarro Corantes Higiene insatisfatória Enxaguatórios Medicamentos
	Congênitas Fluorose Tetraciclina Dentinogênese imperfeita Amelogênese imperfeita
Manchas Intrínsecas	Adquiridas Metabólica Traumática Envelhecimento



Figura 2 - Mancha adquirida traumática. **Fonte:** os autores.

Mecanismo de ação dos agentes clareadores

Tanto na técnica de clareamento caseiro quanto na de consultório, o clareamento ocorre devido à instabilidade e ao elevado poder de oxidação do peróxido de hidrogênio. Sua reação se dá pela dissociação do produto em água, oxigênio e radicais livres, tal como o radical hidroxila (OH). O radical hidroxila é capaz, através da difusão pelo esmalte e dentina, de degradar as macromoléculas orgânicas complexas, responsáveis pela coloração escura dos dentes, em moléculas menores, reduzindo ou eliminando os pigmentos que causam o escurecimento (TREDWIN et al., 2006).

Supostamente, quanto mais moléculas reativas existirem no produto, maior será a quantidade de radicais livres formados e mais reações oxidativas ocorrerão. Assim géis com maior concentração, teoricamente, produzem mais reações oxidativas (KAWAMOTO; TSUJIMOTO, 2004).

Embora seja considerada uma técnica simples e segura, a utilização do agente clareador tem requerido atenção especial, visto que outro fator que contribui para sua eficácia é o baixo peso molecular do peróxido de hidrogênio, que pode ocasionar efeitos adversos como: danos à polpa (CAMARGO et al., 2007); sensibilidade dental (MCGRATH et al., 2005); alterações nos tecidos moles; efeitos sobre a dureza do esmalte; reabsorção radicular externa; efeito citotóxico (ROYACK et al., 2000) e irritação gengival (ALMAS et al., 2003).

Agentes clareadores

Os agentes clareadores atuam por meio da oxidação de compostos orgânicos, e quando entram em contato com a estrutura dental, liberam radicais livres capazes de oxidar o pigmento. O oxigênio tem a capacidade de penetração pelos túbulos dentinários transformando os compostos com anéis de carbono muito pigmentados em compostos mais claros. O ponto limite dessa saturação ocorre quando há o máximo de clareamento e as partículas que estavam pigmentadas param de ser quebradas (SOARES et al., 2010).

Atualmente existem no mercado três agentes clareadores utilizados no processo de clareamento dental: o perborato de sódio (clareamento interno), o peróxido de carbamida e o peróxido de hidrogênio. E para entender o processo da decomposição e ação desses produtos é importante conhecê-los melhor.

Perborato de sódio

O composto químico perborato de sódio (PBS) é um sal de sódio derivado do ácido perbórico, amplamente utilizado na técnica de clareamento interno, conhecida como “curativo de demora”.

O perborato se apresenta em forma de um sólido branco, inodoro e solúvel em água. Quando em contato com a água, passa por um processo de decomposição, produzindo peróxido de hidrogênio e borato, gerando oxigênio quando a solução aquosa atinge temperaturas iguais ou superiores a 60°C. Portanto, é uma fonte de oxigênio ativo que juntamente com o peróxido de hidrogênio são responsáveis pelo clareamento do substrato dental.

Embora ainda utilizado, o perborato de sódio teve seu uso reduzido, visto que evidências científicas demonstraram a ocorrência de reabsorção externa em dentes clareados utilizando a técnica do curativo de demora com PBS (MACISAAC; HOEN, 1994). Mesmo com a confecção de uma barreira mecânica na região cervical do dente, utilizada para prevenir a difusão do agente clareador via túbulos dentinários até o periodonto, um elevado índice de reabsorção externa em dentes clareados foi observado (MACISAAC; HOEN, 1994).

Peróxido de carbamida

O peróxido de carbamida geralmente se apresenta em forma de gel e quando em contato com a umidade da estrutura dental, devido à sua baixa estabilidade, rapidamente se dissocia em peróxido de hidrogênio e uréia (carbamida). O peróxido de hidrogênio se degrada em oxigênio e água e age diretamente sobre a pigmentação dental. A uréia se degrada em amônia e dióxido de carbono, que agem no aumento do pH e no borbulhamento da substância, respectivamente.

Suas concentrações variam de 1,5% até 35%, dependendo do seu uso, caseiro ou no consultório. Quanto maior a concentração, menor o tempo de uso.

Peróxido de hidrogênio

O peróxido de hidrogênio (H_2O_2) é uma substância instável que quando aplicada, rapidamente, se decompõe em água e oxigênio. Possui um alto poder de penetração no esmalte e dentina, podendo ou não ser ativado por luz e/ou calor. Se apresenta em forma líquida ou em gel, em baixas e altas concentrações (de 3% até 38%), sendo mais utilizado no clareamento de consultório na concentração de 35%. O peróxido de hidrogênio apresenta uma eficiência 2,76 vezes maior do que o peróxido de carbamida porém, dentre suas desvantagens, destacam-se: seu potencial caustico, o que requer a necessidade de isolamento de todos os tecidos moles, como língua, gengiva, bochecha e lábios; seu pH, que varia em torno de 3, caindo abaixo do pH crítico para a estrutura dental, que varia em torno de 5,5. Contudo, têm sido introduzidas no mercado substâncias contendo peróxido de hidrogênio com pH mais elevado.

Técnicas de clareamento

O clareamento dental é um procedimento que consiste na aplicação de um agente clareador sobre a estrutura dental, promovendo alteração da sua coloração. Dentre as técnicas, esse procedimento pode ser realizado no consultório ou pelo próprio paciente, alterando-se os parâmetros de concentração e tempo de uso dos produtos.

Vários estudos comprovam que as técnicas clareadoras, desde que empregadas corretamente, são efetivas e seguras (JOINER, 2006), devendo o profissional, durante a avaliação, determinar a melhor indicação para cada caso, para que sejam alcançados os resultados estéticos sem prejuízo das estruturas dentais e dos tecidos adjacentes (HAYWOOD, 1997).

Clareamento de dentes vitais

Clareamento caseiro supervisionado – com moldeiras

A técnica denominada clareamento caseiro surgiu a partir de 1989, introduzida por Haywood e Heymann. Os autores, no intuito de diminuir os efeitos colaterais de sensibilidade gerado pelo peróxido de hidrogênio, propuseram o uso do peróxido de carbamida com o carbopol, em forma de gel. O carbopol age como uma fonte de peróxido de hidrogênio de baixa concentração, em tempo prolongado, agindo vagarosamente e resultando em uma baixa sensibilidade ao paciente (FRANCCI et al., 2010).

Inicialmente era realizada utilizando-se agentes clareadores em baixas concentrações (10 a 16%) em moldeiras de acetato, possibilitando seu contato direto com as estruturas dentais durante o período noturno.

Atualmente, encontram-se no mercado clareadores com elevadas concentrações à base de peróxidos de carbamida (20 a 22%) e à base de peróxido de hidrogênio (4% a 10%), no intuito de acelerar o processo de clareamento e diminuir o tempo de contato do gel com a estrutura dental. Estes produtos são utilizados por períodos inferiores a 4 horas diárias, entre 15 e 21 dias (Quadro II).

Trata-se de uma técnica de fácil utilização, porém que depende da colaboração do paciente, pois será realizado por ele com orientações e supervisões semanais do cirurgião dentista. Dentre as principais desvantagens, destacam-se o uso da moldeira e o tempo da aplicação maior quando comparado com o clareamento de consultório (MOKHLIS et al., 2000).

Quadro 2 - Clareamento caseiro supervisionado
 – com moldeiras: agentes clareadores, concentrações
 e tempos de aplicação.

Agentes clareadores	Concentrações	Tempos de aplicação
Peróxido de Carbamida	10%	3 a 4 horas
	16%	3 a 4 horas
	20%	1 a 2 horas
	22%	1 hora
Peróxido de Hidrogênio	35%	15 min
	3%	1 a 2 horas
	4%	1 a 2 horas
	6%	1 hora
	7,5%	45 min
	9,5%	30 min
	10%	30 min

Fonte: os autores.

Protocolo Clínico:

- Diagnóstico da alteração cromática.
- Profilaxia dos dentes com pedra pomes e água.
- Registro de cor inicial utilizando uma escala de cor e a tomada fotográfica para acompanhamento dos resultados do procedimento (Figura 3 e 4).
- Moldagem dos arcos dentários superior e inferior para confecção de modelos de gesso.
- Aplicação de uma fina camada de base de esmalte ou de resina composta no modelo de gesso com objetivo de confeccionar um alívio para acomodação do gel clareador.
- Confecção das moldeiras individuais superior (Figura 5) e inferior (Figura 6) de silicone ou de acetato, com o auxílio dos modelos de gesso que deverão ser plastificados a vácuo e recortados de forma que o limite gengival da moldeira esteja de 1 a 2mm aquém da borda livre da gengiva do paciente (Figura 7).
- Prova da moldeira para verificar adaptação e se há presença de regiões que possam causar injúrias à mucosa (Figura 8).
- Entrega (Figura 9) e orientações ao paciente de como encaixar a moldeira, do material a ser utilizado, o tempo de uso e demonstração da quantidade correta de material.

Geralmente, orienta-se o paciente que coloque na moldeira uma gota do agente clareador no centro da face vestibular de cada dente, de pré-molar a pré-molar (Figura 10 e 11). O paciente deve ser alertado a remover o excesso de material caso ocorra o extravasamento do produto para fora da moldeira.

- Controle semanal: avaliação das alterações cromáticas, utilizando a escala de cor e os registros fotográficos; registro de sensibilidade ou desconforto e entrega de nova bisnaga do produto.

- Ao final realizar polimento dos dentes com feltro e pasta diamantada, em baixa rotação. Registro de cor, utilizando a escala (Figura 12), e registro fotográfico (Figura 13).

Segundo Hirata, 2011, algumas informações devem ser transmitidas ao paciente e são de suma importância para a manutenção do clareamento caseiro:

- 1- O paciente deve estar ciente que o tratamento será realizado, normalmente, entre 2 a 4 semanas e que, eventualmente, pode haver a troca do agente clareador devido à sensibilidade ou à baixa efetividade do produto.

2- Uma leve sensibilidade dentária ao frio ou gengival pode ocorrer durante o tratamento. Em torno de 30% dos pacientes apresentam sensibilidade em diferentes níveis e, geralmente, esta cessará após a conclusão do clareamento. É recomendado que o profissional seja comunicado pelo paciente.

3- O clareamento pode ser notório nos primeiros dias, porém o resultado é variável de paciente a paciente.

4- Guardar o gel clareador em local que não esteja exposto à luz.

5- Os dentes inferiores são mais difíceis de serem clareados. A região próxima a gengiva também é mais resistente ao clareamento, assim como os dentes caninos que são, naturalmente, mais escurecidos que os demais.

6- As restaurações não modificam de cor durante o procedimento de clareamento e, portanto, necessitarão ser substituídas ou retocadas após o tratamento.



Figura 3 - Registro fotográfico inicial dos dentes. **Fonte:** os autores.



Figura 4 - Registro inicial da cor dos dentes com a escala vita. **Fonte:** os autores.



Figura 5 - Moldeiras de silicone individual superior. **Fonte:** os autores.



Figura 6 - Moldeiras de silicone individual inferior. **Fonte:** os autores.



Figura 7 - Recorte das moldeiras para correta adaptação as arcadas dentais. **Fonte:** os autores.



Figura 8 - Prova da moldeira para verificar adaptação. **Fon-**
te: os autores.



Figura 9 - Entrega das moldeiras individuais. **Fonte:** os autores.



Figura 10 - Demonstração da quantidade correta de material. **Fonte:** os autores.



Figura 11- Demonstração correta da quantidade de material. **Fonte:** os autores.



Figura 12 - Registro final da cor com escala Vita classic. **Fonte:** os autores.



Figura 13 - Registro fotográfico final da arcada superior após clareamento. **Fonte:** os autores.

Clareamento caseiro sem moldeiras

Recentemente surgiu no mercado, o clareamento caseiro sem moldeiras e, conseqüentemente, sem supervisão do profissional. Esses produtos estão disponíveis em farmácias, supermercados e na internet e permitem que o paciente realize em casa o clareamento de seus dentes.

Dentre os principais produtos com essa finalidade destacam-se:

- Cremes dentais com partículas abrasivas.
- Enxaguatórios bucais com fórmulas branqueadoras.
- Caneta Branqueadora que contém entre seus ingredientes o bicarbonato de sódio.
- Tiras adesivas contendo peróxido de hidrogênio.
- Escova dental com caneta branqueadora a base de peróxido de hidrogênio em baixa concentração.

Para o paciente possui a vantagem de ter um custo reduzido. Vários destes produtos são indicados, pelos fabricantes, para manutenção do clareamento dental. Porém, vale ressaltar que o paciente não tem o discernimento de controlar esse tipo de tratamento e, portanto, o ideal é que tenha a supervisão do profissional.

Clareamento de consultório em dentes vitais

O clareamento de consultório também chamado de “*office bleaching*” é uma técnica muito utilizada e destaca-se pela rápida obtenção de resultados, uma vez que utiliza produtos em altas concentrações, geralmente o peróxido de hidrogênio 35%, com ou sem fonte de luz.

A utilização da fonte de luz surgiu em 1918 quando, durante o procedimento, propôs-se aquecer o peróxido de hidrogênio com uma luz de alta intensidade, com o intuito de acelerar a ativação do produto e, conseqüentemente, o processo de clareamento. Atualmente, a literatura apresenta resultados controversos sobre essa questão, visto que as últimas publicações científicas (MARAN et al., 2018) têm evidenciado que a associação de uma fonte de luz durante o clareamento em consultório demonstra não melhorar a efetividade de cor ou afetar a sensibilidade dentária, independentemente da concentração de peróxido de hidrogênio e, portanto, não trazendo benefícios adicionais, além de ter efeitos adversos no tecido pulpar devido ao aumento da temperatura intra pulpar (BUCHALLA; ATTIN, 2007) Assim cabe ao profissional avaliar a real necessidade desse recurso.

Os produtos, as concentrações e o tempo de aplicação para o clareamento em consultório encontram-se especificados no quadro 3.

Quadro 3 - Clareamento de consultório em dentes vitais: agentes clareadores, concentrações e tempos de aplicação.

Agentes clareadores	Concentrações	Tempos de aplicação
Peróxido de Carbamida	37%	1 aplicação de 45 min por sessão
	45%	1 aplicação de 30 min por sessão
Peróxido de Hidrogênio	6%	Até 3 aplicações de 10 a 15 min por sessão
	15%	Até 3 aplicações de 10 a 15 min por sessão
	25%	Até 3 aplicações de 10 a 15 min por sessão
	35%	Até 3 aplicações de 10 a 15 min por sessão
	40%	Até 2 aplicações de 20 min por sessão

Fonte: os autores.

Estabelecer um único protocolo clínico clareador para todos os casos é um desafio, visto que cada organismo apresenta uma resposta frente às diversas etiologias do escurecimento dental. Além disto, diferentes marcas comerciais, concentrações de géis e limiars de tolerância à sensibilidade dental são capazes de alterar a resposta ao procedimento de clareamento dental (BERNARDON et al., 2015). Entretanto, é possível organizar um protocolo passível de pequenas adaptações

Protocolo Clínico:

- Diagnóstico da alteração cromática.
- Profilaxia dos dentes com pedra pomes e água.
- Registro de cor inicial utilizando uma escala de cor (Figura 14) e a tomada fotográfica (Figura 15), para acompanhamento dos resultados do procedimento.
- Afastamento da mucosa com afastador labial. Secagem com jato de ar (Figura 16) para colocação da barreira gengival (Figura 17), sendo que, aproximadamente 0,5mm de gengiva marginal deve ser recoberta, afim de evitar o contato do gel com a mucosa gengival, impedindo a sua irritação (Figura 18).

Nessa etapa pode ser utilizado o isolamento absoluto com dique de borracha, juntamente com a barreira gengival.

- Manipulação (Figura 19 e 20) e aplicação do produto (Figura 21), seguindo as orientações do fabricante.

- Após tempo de reação do agente clareador (Figura 22), remoção do produto com cânula de sucção (Figura 23) e reaplicação por mais duas vezes, totalizando 3 aplicações de 15 minutos cada. Entre 72 horas e 7 dias o procedimento deve ser repetido por mais duas ou três vezes. A quantidade de sessões pode variar em decorrência da sensibilidade pós-operatória e da obtenção dos resultados desejáveis.

- Aplicação de dessensibilizantes e polimento das estruturas dentais com feltro e pasta diamantada.

- Registro da cor final com escala de cor e fotográfico (Figura 24).

Recentemente foi lançado no mercado o agente clareador à base de peróxido de carbamida 37% para clareamento de consultório. Esse gel apresenta-se em forma de bisnaga e em sua composição foi adicionado o carbopol, tornando-o estável sem necessidade de ser misturado. Recomenda-se que seja feita uma aplicação de 40 min por até seis sessões.

Por se tratar de peróxido de carbamida, segundo o fabricante o produto, pode ser aplicado em uma camada fina sem a barreira gengival (figura 25).



Figura 14 - Registro de cor inicial com escala Vita Classic.
Fonte: os autores.



Figura 15 - Registro fotográfico inicial. **Fonte:** os autores.



Figura 16 - Secagem com jato de ar para colocação da barreira. **Fonte:** os autores.



Figura 17 - Aplicação da barreira gengival. **Fonte:** os autores.



Figura 18 - Barreira gengival totalmente aplicada na arcada superior e inferior. **Fonte:** os autores.



Figura 19 - Manipulação do produto seguindo as recomendações do fabricante. **Fonte:** os autores.



Figura 20 - Manipulação do produto seguindo as recomendações do fabricante. **Fonte:** os autores.



Figura 21 - Aplicação do produto clareador. **Fonte:** os autores.



Figura 22 - Reação do agente clareador. **Fonte:** os autores.



Figura 23 - Remoção do agente clareador com cânula de sucção para reaplicação. **Fonte:** os autores.



Figura 24- Registro fotográfico final. **Fonte:** os autores.



Figura 25 - Agente clareador de consultório aplicado sem barreira. **Fonte:** os autores.

Clareamento de consultório em dentes não vitais

Desde o século XIX há relatos de clareamento em dentes não vitais, porém a técnica endógena se tornou realidade em 1961, quando Spasser manteve no interior da câmara pulpar de um dente tratado endodonticamente, uma solução a base de perborato de sódio.

Assim esse procedimento surgiu para o tratamento das alterações cromáticas em dentes tratados endodonticamente, sendo a suas causas provenientes de hemorragia após trauma, degradação do tecido pulpar e células sanguíneas, deficiência na limpeza de detritos da câmara pulpar, do material utilizado para obturar o canal e/ou restaurar a abertura de acesso endodôntico (BARATIERI, 2001).

O clareamento interno é conhecido por ser um método conservador e de baixo custo, porém deve-se atentar para a correta aplicabilidade da técnica, visto que existem algumas limitações. O prognóstico encontra-se desfavorável para os dentes com restaurações amplas, dentes com cáries extensas ou dentes severamente escurecidos por prolongados períodos de tempo. Essa técnica é contraindicada nos casos de pacientes gestantes ou lactantes; que tenham histórico de reabsorção externa e/ou interna; dentes com rizogênese incompleta e calcificações da câmara pulpar e do conduto radicular. Dentes com lesão periapical devem ser acompanhados.

É preciso atenção especial principalmente em casos de traumatismo dentário, pois estes dentes após o tratamento endodôntico podem potencializar o escurecimento da coroa, o que induz ao tratamento clareador interno. Entretanto sabe-se que eventualmente as possíveis reabsorções externas podem ser induzidas por esse clareamento (CONSOLARO, 2016).

Ressalta-se a importância em se realizar um bom vedamento cervical do conduto radicular previamente à aplicação do agente clareador, pois se houver falhas nessa etapa, a chegada do peróxido de hidrogênio até os ligamentos periodontais pode causar dor e evoluir para uma reabsorção radicular externa.

Protocolo Clínico:

- Diagnóstico da alteração cromática.
- Exame clínico minucioso da estrutura dental e exame radiográfico, para constatar a qualidade da obturação, evitando-se que ocorra infiltração do agente clareador para os tecidos periapicais.
- Profilaxia da estrutura dental com pedra pomes e água.
- Registro inicial de cor com auxílio da escala de cor e imagem fotográfica (Figura 26).

- Isolamento do elemento dental para remoção da restauração palatina ou lingual (Figura 27). Desobturação de aproximadamente 2 mm do material obturador do canal radicular (Figura 28, 29, 30, 31), com brocas tipo “*gattes gliden*” (Figura 32) e instrumental aquecido.
- Confeção de um tampão cervical abaixo da junção amelocementária, com o objetivo de isolar o material clareador do conduto radicular. Esse tampão pode ser confeccionado com hidróxido de cálcio e ionômero de vidro (Figura 33).
- Aplicação de ácido fosfórico a 37% por 15 segundos para limpeza e desobliteração dos túbulos dentinários (Figura 34).
- Manipulação do peróxido de hidrogênio, segundo as recomendações do fabricante e inserção na superfície interna (Figura 35) e externa do elemento dental (Figura 36). Para acelerar a catalisação pode ser utilizada uma fonte de luz (Figura 37).
- No tratamento de espera (*Walking Bleach Technique*), o produto (perborato de sódio em pó misturado a uma solução de peróxido de hidrogênio 20%) deverá permanecer no interior da câmara pulpar por um período de 3 a 7 dias.

- Selamento do dente com material provisório, ionômero de vidro ou resina composta sem utilização de sistema adesivo.
- Retorno de acompanhamento para avaliar a necessidade de uma nova aplicação (Figura 38).

Quadro 4 - Clareamento de consultório em dentes não vitais: agentes clareadores, concentrações e tempos de aplicação.

Agentes clareadores	Concentrações	Tempos de aplicação
Perborato de sódio + peróxido de hidrogênio	20%	Curativo de demora por 3 a 7 dias
Peróxido de Carbamida	37%	Curativo de demora por 3 a 7 dias
Peróxido de Hidrogênio	35%	3 aplicações de 15 min

Fonte: os autores.



Figura 26 - Registro fotográfico inicial. **Fonte:** os autores.

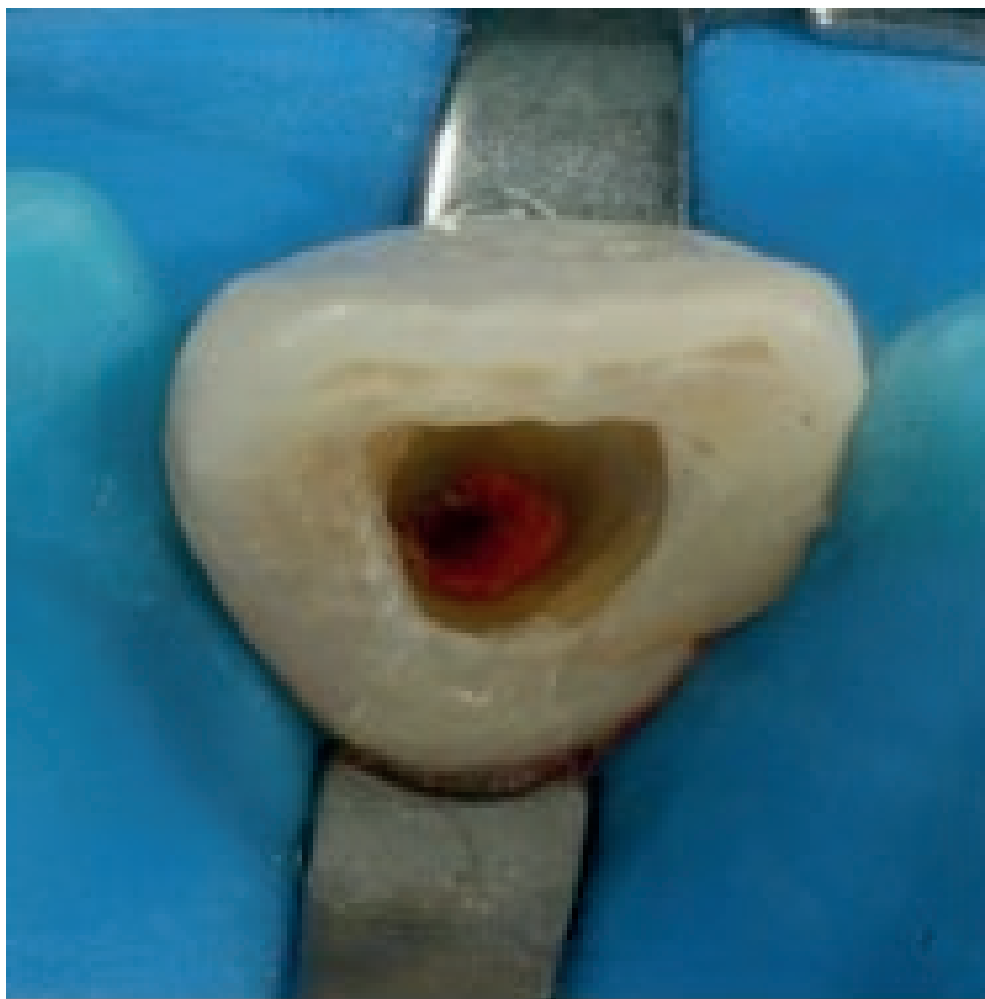


Figura 27 - Isolamento absoluto para remoção de restauração palatina. **Fonte:** os autores.

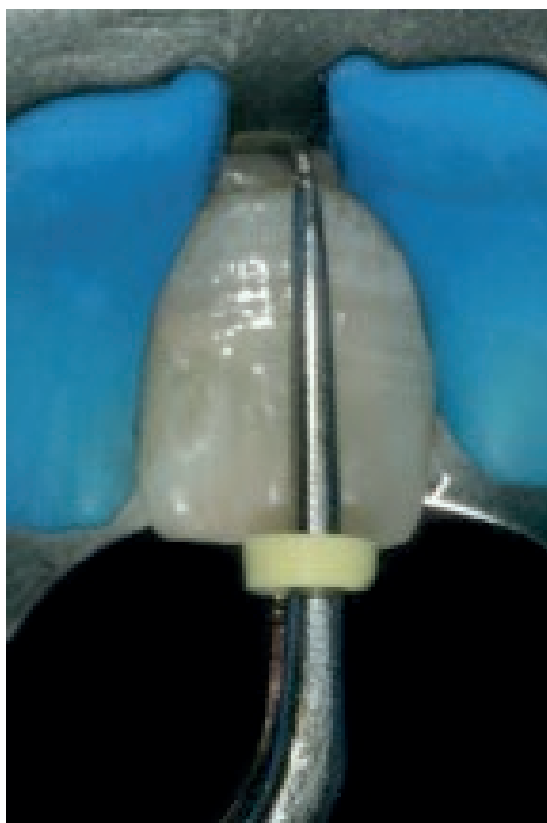


Figura 28 - Medida para desobturação de aproximadamente 2mm de guta. **Fonte:** os autores.

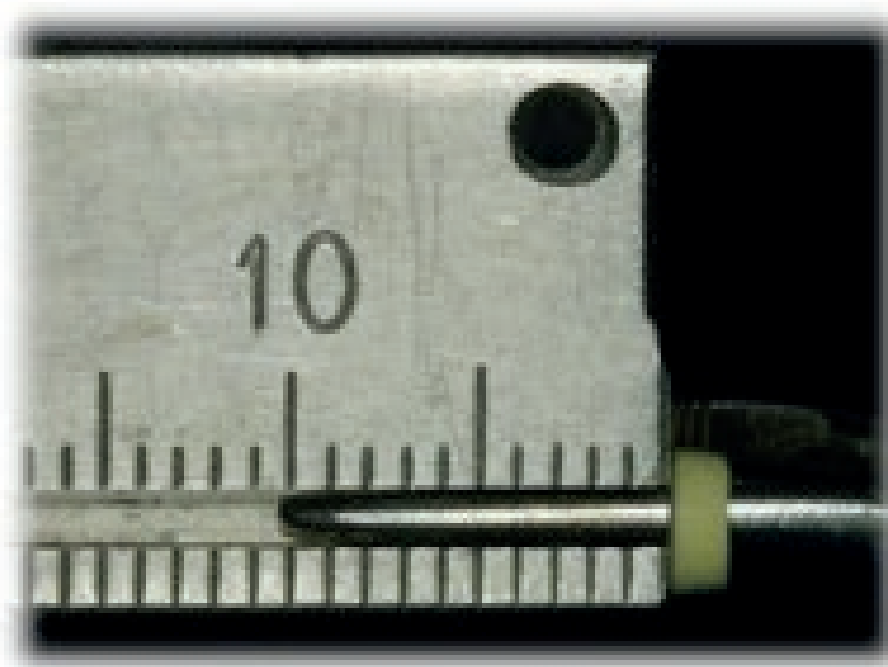


Figura 29 - Medida para desobturação de aproximadamente 2mm de guta. **Fonte:** os autores.

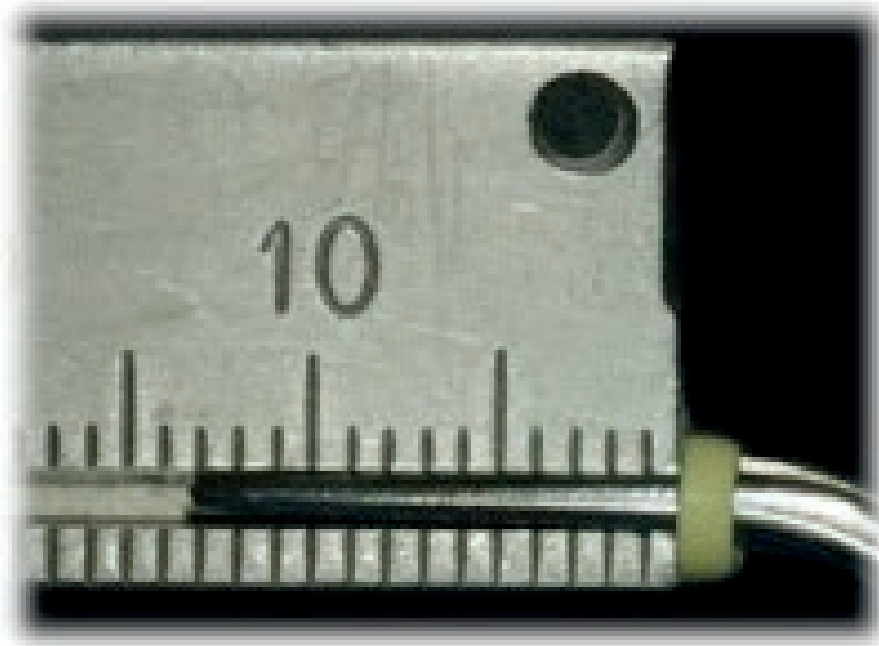


Figura 30 - Medida para desobturação de aproximadamente 2mm de guta. **Fonte:** os autores.



Figura 31 - Medida para desobturação de aproximadamente 2mm de guta. **Fonte:** os autores.



Figura 32 - Desobturação com broca gates gliden ou instrumental aquecido. **Fonte:** os autores.



Figura 33 - Confeção de tampão apical com hidróxido de cálcio e ionômero de vidro. **Fonte:** os autores.



Figura 34 - Limpeza da cavidade com ácido fosfórico 37% por 15 segundos. **Fonte:** os autores.



Figura 35 - Aplicação do agente clareador na parte interna. **Fonte:** os autores.

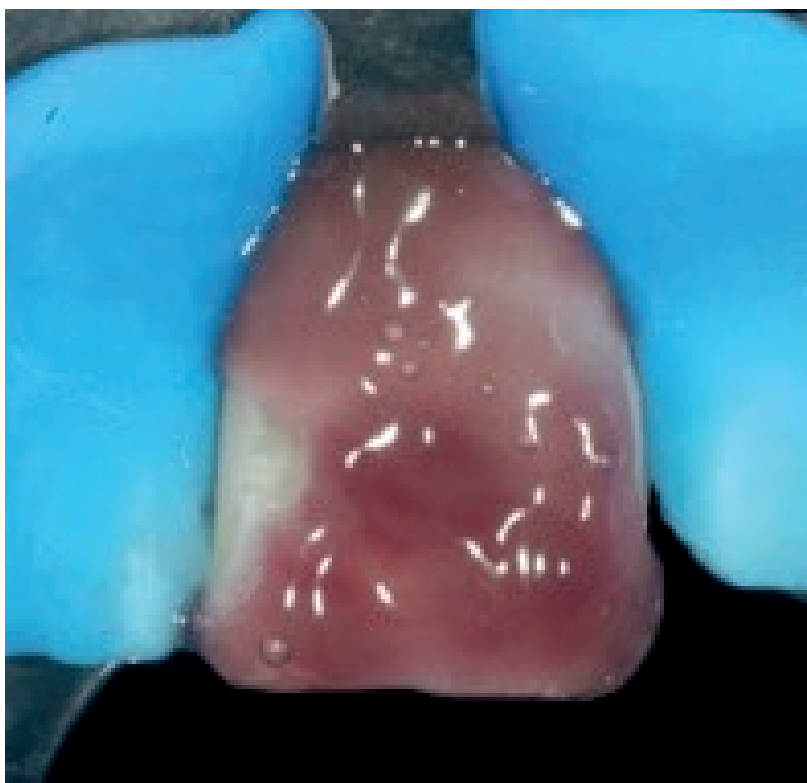


Figura 36 - Aplicação do agente clareador na parte externa do dente. **Fonte:** os autores.



Figura 37 - Fotoativação – opcional. **Fonte:** os autores.



Figura 38 - Resultado após primeira sessão de clareamento.
Fonte: os autores.

EFEITOS ADVERSOS DO CLAREAMENTO DENTAL

SENSIBILIDADE

A sensibilidade dental é um dos efeitos adversos mais comum durante e após o clareamento dental. Na maioria das vezes esses episódios de dor são descritos durante o período ativo do procedimento clareador, podendo durar até 4 dias após o término do tratamento (CORREA et al., 2016). Esse fato pode ser associado com o aumento da permeabilidade do esmalte e, possivelmente, à difusão do peróxido de hidrogênio pela dentina até atingir a câmara pulpar, resultando em reações inflamatórias desse tecido (ALMEIDA et al., 2015).

Alguns trabalhos correlacionam também a hipersensibilidade ao tempo de exposição e a concentração do produto utilizado (LIMA et al., 2018) e também à associação de fontes de calor ao procedimento (HE et al., 2012).

Outros fatores potenciais para a sintomatologia dolorosa podem estar relacionados a presença de dentina exposta em áreas de recessão gengival, defeitos na junção amelocementária, no esmalte ou em áreas marginais entre o dente e a restauração. Também deve ser considerado o pH das soluções clareadoras, pois quando se apresenta baixo, pode ocasionar a desmineralização da estrutura dentária e a exacerbação da sensibilidade (DRIESSENS et al., 1986).

Atualmente produtos clareadores contendo em sua composição cálcio, agentes dessensibilizantes (LEONARD et al., 2004) e antioxidantes (DE PAULA et al., 2014) foram introduzidos no mercado com o intuito de reduzir este efeito. Estudos mostraram que os pacientes apresentaram diminuição na sensibilidade e menores danos pulpares (RODERJAN et al., 2015).

Alguns tratamentos são indicados para minimizar a sensibilidade durante o procedimento de clareamento dental, dentre eles: nitrato de potássio a 5% usado em moldeiras, nos dentifrícios ou associado ao gel clareador; fluoreto de sódio neutro 2% aplicado em moldeiras ou incorporado ao gel clareador; aplicação tópica de flúor; terapia à laser. Em situações onde a dor é intensa, pode ser prescrito o uso de analgésicos e anti-inflamatórios (FERNANDES et al., 2017).

Alteração da microdureza

Em relação à microdureza e à rugosidade do esmalte dental clareado, os resultados encontrados na literatura são inconsistentes. Alguns estudos demonstraram que o clareamento caseiro com peróxido de carbamida e de hidrogênio causaram redução da microdureza do esmalte ou aumento da rugosidade superficial independente do agente utilizado (ARAÚJO et al., 2003, FARAONI-ROMANO et al., 2007). E que a composição, concentração e protocolo de aplicação de cada agente pode influenciar nos valores de microdureza do esmalte (FURLAN et al., 2017).

O aumento da porosidade, a ocorrência de depressões, erosões e desmineralização dos prismas periféricos do esmalte e a diminuição às forças de tensão podem ser observados após o procedimento de clareamento dental com os agentes peróxido de carbamida à 10%, peróxido de hidrogênio e de carbamida à 35% (MIRANDA et al., 2005). Os estudos também apontaram que os efeitos colaterais no esmalte previamente descritos são mais intensos com a aplicação do peróxido de hidrogênio em consultório do que após o clareamento caseiro (KIMYAI et al., 2017).

Clinicamente é difícil determinar a reversibilidade dessas alterações, visto que, após um período de tempo, a capacidade de remineralização da saliva, bem como a escovação das superfícies com agentes fluoretados podem levar a desfechos distintos. Assim, no intuito de minimizar esse processo, estudos têm demonstrado que a adição de íons cálcio e fluoreto ao gel clareador podem reduzir esses efeitos adversos, diminuindo a perda mineral e aumentando a resistência à desmineralização (GIANNINI et al., 2006).

Tecidos moles

Durante o clareamento de consultório, quando são utilizadas altas concentrações de peróxido de hidrogênio, caso ocorra o contato do agente clareados com os tecidos moles, a irritação gengival pode ser observada. A ocorrência de queimaduras e úlceras resulta do poder cáustico do peróxido de hidrogênio, portanto, é de fundamental importância que, durante a utilização dessas substâncias, utilize-se isolamento absoluto com dique de borracha e/ou confeccione-se a barreira gengival com resinas fotoativadas com espessura adequada para proteger os tecidos moles.

No clareamento caseiro, embora a substância empregada seja em menor concentração, o contato do agente clareador com as superfícies gengivais também pode provocar irritações gengivais. Além disto, a má adaptação da moldeira plásticas pode gerar desconforto. Em menor frequência, podem ocorrer xerostomia; irritação na garganta, em decorrência da deglutição do produto; infecções oportunistas e alterações da microbiota bucal (ARMÊNIO et al., 2008).

Efeitos citotóxicos

Sabe-se que os agentes clareadores à base de peróxido de hidrogênio, têm a capacidade de difusão através das estruturas dentárias para alcançar o espaço pulpar. Entretanto para que esse peróxido seja danoso à polpa, vários fatores deverão estar associados, dentre eles: a concentração do agente clareador; a composição própria desse agente; a capacidade de difusão transdentinária; o tempo de exposição às células pulpares e a temperatura utilizada para catalisar a reação química do material.

Dessa forma, os efeitos citotóxicos dos agentes clareadores sobre células em cultura ou a irritação do tecido conjuntivo pulpar, associado ou não à sensibilidade pós-tratamento, estão diretamente relacionados com a quantidade de material que entra em contato com as células e/ou tecidos (COSTA; HUCK, 2006).

Clareamento durante o tratamento ortodôntico

A estética é uma das principais demandas dos pacientes odontológicos, inclusive durante o tratamento ortodôntico. A mecanoterapia ortodôntica com aparelhos fixos é, geralmente, prolongada, durando cerca de 24 meses. Ao longo deste período, diversos pacientes solicitam a realização do clareamento dental. Alguns autores (HAVENS et al., 2010; YE et al., 2013) descreveram que o uso do peróxido de hidrogênio (H₂O₂) em contato com a superfície do esmalte deixa-os com a cor mais evidente, melhorando a autoestima e o interesse em continuar o tratamento ortodôntico.

Atualmente, a literatura é controversa em relação à realização do procedimento de clareamento dental concomitante ao tratamento ortodôntico com aparelho fixo. Estudos realizados in vitro (FRAZÃO, 2014; LUNARDI et al., 2014; CASTRO et al., 2017) apresentaram resultados conflitantes entre si, entretanto, estudos clínicos (JADAD et al., 2011; MONTENEGRO-ARANA et al., 2016) têm demonstrado a efetividade do clareamento dental durante o tratamento ortodôntico com aparelhos fixos.

Este fato deve-se ao baixo peso molecular do H₂O₂ que permite um escoamento polidirecional pelos poros presente no esmalte e na dentina, removendo manchas superficiais e profundas, através de uma reação de oxirredução, mesmo na área sob o braquete (FRAZÃO, 2014; JADAD et al., 2011; MONTENEGRO-ARANA et al., 2016).

Atualmente, encontram-se disponibilizados no mercado, agentes clareadores específicos para pacientes que utilizam aparelho ortodôntico fixo. Ressalta-se, entretanto, que avaliações clínicas devem ser realizadas a fim de observar a atividade inflamatória quando da combinação aparelho / clareamento.

Considerações finais

O clareamento dental está entre os procedimentos odontológicos mais requisitados na estética atual, já que se apresenta como uma técnica relativamente simples, conservadora e de custo acessível.

Entretanto, é importante que o profissional conheça e esteja atento às técnicas, aos produtos disponíveis e saiba identificar a etiologia das descolorações para que escolha o agente clareador e a aplicação ideal, permitindo assim um prognóstico favorável.

REFERÊNCIAS

ALMAS, K.; AL-HARBI, M.; AL-GUNAIM, M. The effect of a 10% carbamide peroxide home bleaching system on the gingival health. **J Contemp Dent Pract**, v. 4, n. 1, p. 32-41, 2003.

ARAÚJO, D. B.; LIMA, M. J. P.; ARAÚJO, R. P. C. Ação dos agentes clareadores contendo peróxido de hidrogênio e peróxido de carbamida sobre o esmalte dental humano. **Rev Ciên Med Biol**, v. 6, n. 1, p. 100-121, 2007.

ARAÚJO JR, E. M. et al. In Situ of 10% Carbamide Peroxide on Microhardness of Human Enamel: Function of time. **J Esthet Restor Dent**, v. 15, n. 3, p. 166-73, 2003.

ARMÊNIO, R. V. et al. The effect of fluoride gel use on bleaching sensitivity: a double-blind randomized controlled clinical trial. **J Am Dent Assoc**, v. 139, n. 5, p. 592-597, 2008.

BARATIERI, L. N. **Dentística restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo: Ed. Santos; 2001.

BASTING, R. T. et al. Clinical comparative study of the effectiveness of and tooth sensitivity to 10% and 20% carbamide peroxide home-use and 35% and 38% hydrogen peroxide in-office bleaching materials containing desensitizing agents. **Oper Dent**, v. 37, n. 5, p. 464-473, 2012.

REFERÊNCIAS

BERNARDON, J. K.; DECURCIO, R.; CARDOSO, P. C. Clareamento Dental. In: CARDOSO, P. C.; DECURCIO, R. **Facetas, Lentes de Contato e Fragmentos Cerâmicos**. São José: Ed Ponto. 2015; p. 178-193.

BUCHALLA, W.; ATTIN, T. External bleaching therapy with activation by heat, light or laser – a systematic review. **Dent Mater**, v. 23, n. 5, p. 586-596, 2007.

CAMARGO, S. E. et al. Penetration of 38% hydrogen peroxide into the pulp chamber in bovine and human teeth submitted to office bleach technique. **J Endod**, v. 33, n. 9, p. 1074-1077, 2007.

CASTRO, C. M. L. et al. Spectrophotometric assessment of tooth bleaching under orthodontic brackets bonded with different materials. **Rev Odontol UNESP**, v. 46, n. 5, p. 267-272, 2017.

CONCEIÇÃO, E. N. **Dentística Saúde e Estética**. 2º. ed. Porto Alegre: Editora Artmed, 2002.

CONSOLARO, A. External cervical resorption: diagnostic and treatment tips. **Dental Press J Orthod**, v. 21, n. 5, p. 19-25, 2016.

REFERÊNCIAS

CORREA, A. C. et al. The impact of a customized tray on in-office bleaching tooth sensitivity: A randomized clinical trial. **Oper Dent**, v. 41, n. 1, p. 15-22, 2016.

COSTA, C. A.; HUCK, C. E. Efeitos citotóxicos e biocompatibilidade de agentes clareadores usados na odontologia. Uma revisão de literatura. **Rev Odontol Bras Centr**, v. 15, n. 39, p. 3-14, 2006.

DE ALMEIDA, L. C. et al. Color alteration, hydrogen peroxide diffusion, and cytotoxicity caused by in-office bleaching protocols. **Clin Oral Investig**, v. 19, n. 3, p. 673-680, 2015.

DE PAULA, E. A. et al. Administration of ascorbic acid to prevent bleaching-induced tooth sensitivity: A randomized triple-blind clinical trial. **Oper Dent**, v. 39, n. 2, p. 128-135, 2014.

DRIESSENS, F. C. et al Solubility behaviour of whole human enamel. **Caries Res**, v. 20, p. 103-110, 1986.

FARAONI-ROMANO, J. J.; TURSSI, C. P.; SERRA, M. C. Concentration-dependent effect of bleaching agents on microhardness and roughness of enamel and dentin. **Am J Dent**, v. 20, n. 1, p. 31-34, 2007.

REFERÊNCIAS

FERNANDES, M. T. et al. Preemptive use of naproxen on tooth sensitivity caused by in-office bleaching: a triple-blind, crossover, randomized clinical trial. **Oper Dent**, v. 42, n. 5, p. 486-496, 2017.

FISCHER G. The bleaching of discolored teeth with H₂O₂. **Dent Cosmos**, v. 53, p. 246-247, 1911.

FRANCCI, C. et al. Clareamento dental-técnicas e conceitos atuais. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v. 64, n. 1, p. 78-89, 2010.

FRAZÃO, M. C. A. É possível realizar clareamento dentário durante o tratamento ortodôntico? [dissertação]. São Luís: Universidade Federal do Maranhão; 2014.

FURLAN, I. S. et al. [Effect of high- or low-concentration bleaching agents containing calcium and/or fluoride on enamel microhardness](#). **Gen Dent**, v. 65, n. 3, p. 66-70, 2017.

GIANNINI, M. et al. Effect of carbamide peroxide-based bleaching agents containing fluoride or calcium on tensile strength of human enamel. **J Appl Oral Sci**, v. 14, n. 2, p. 82-87, 2006.

REFERÊNCIAS

HARLAN, A. W. The Removal of Stain from the Teeth caused by Administration of Medicinal Agents and the Bleaching of pulpless Teeth. **Am J Dent Sci**, v. 29, p. 101, 1884-1885.

HAVENS, D. C. et al. The role of the posed smile in overall facial esthetics. **Angle Orthod**, v. 80, p. 322-328, 2010.

HAYWOOD, V. B. History safety and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. **Quintessence Int**, v. 23, n. 7, p. 471-488, 1992.

_____. Nightguard vital bleaching: current concepts and research. **J Am Dent Assoc**, v. 128, Suppl:19S-25S, 1997.

HAYWOOD, V. B.; HEYMANN, H. O. Nightguard vital bleaching. **Quintessence Int**, v. 20, n. 3, p. 173-176, 1989.

HE, L. B. et al. The effects of light on bleaching and tooth sensitivity during in-office vital bleaching: a systematic review and meta-analysis. **J Dent**, v. 40, n. 8, p. 644-653, 2012.

HIRATA, H. **Dicas em Odontologia Estética**. Ed. Artes Médicas, 2011.

REFERÊNCIAS

JADAD, E. et al. Spectrophotometric evaluation of color alterations with a new dental bleaching product in patients wearing orthodontic appliances. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.140, n. 1, p. 43-47, 2011.

JOINER, A. The bleaching of teeth: a review of the literature. **J Dent**, v. 34, n. 7, p. 412-419, 2006.

KAWAMOTO, K.; TSUJIMOTO, Y. Effects of the hydroxyl radical and hydrogen peroxide on tooth bleaching. **J Endod**, v. 30, n. 1, p. 45-50, 2004.

KIMYAI, S. et al. Effect of two different tooth bleaching techniques on microhardness of giomer. **J Clin Exp Dent**, v. 9, n. 2, p. 249-253, 2017.

KUGEL, G. et al. Clinical evaluation of chemical and light-activated tooth whitening systems. **Compend Contin Educ Dent**, v. 27, n. 1, p. 54-62, 2006.

LEONARD, R. H. et al. Evaluation of Side Effects and Patients' Perceptions during Tooth Bleaching. **J Esthet Restor Dent**, v. 19, n. 6, p. 555-564, 2007.

_____. Desensitizing agent efficacy during whitening in an at-risk population. **J Esthet Restor Dent**, v. 16, n. 1, p. 49-55, 2004.

REFERÊNCIAS

LIMA, S. N. L. et al. Evaluation of several clinical parameters after bleaching with hydrogen peroxide at different concentrations: A randomized clinical trial. **J Dent**, v. 68, p. 91-97, 2018.

LUNARDI, N. et al. Spectrophotometric evaluation of dental bleaching under orthodontic bracket in enamel and dentin. **J Clin Exp Dent**, v. 6, p. 321-326, 2014.

MACHADO, A. W.; MOON, W.; GANDINI JR, L. G. Influence of maxillary incisor edge asymmetries on the perception of smile esthetics among orthodontists and laypersons. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 143, n. 5, p. 658-664, 2013.

MACISAAC, A.M.; HOEN, M. M. Intracoronal bleaching: concerns and considerations. **J Can Dent Assoc**, v. 60, n. 1, p. 57-64, 1994.

MARAN, B. M. et al. In-office dental bleaching with light vs. without light: A systematic review and meta-analysis. **J Dent**, v. 70, p. 1-13, 2018.

MCGRATH, C. et al. The sensitivity and responsiveness of an oral health related quality of life measure to tooth whitening. **J Dent**, v. 33, n. 8, p. 697-702, 2005.

REFERÊNCIAS

MIRANDA, C. B. et al. Evaluation of the bleached human enamel by scanning electronic microscopy. **J Appl Oral Sci**, v. 13, n. 2, p. 204-211, 2005.

MOKHLIS, G.R. et al. A clinical evaluation of carbamide peroxide and hydrogen peroxide whitening agents during daytime use. **J Am Dent Assoc**, v. 131, n. 9, p. 1269-1277, 2000.

MONDELLI, R. F. L. Clareamento de dentes polpados: técnicas e equipamentos. **Rev Odont Biodonto**, 2003; v. 1, n. 1, p. 10-71, 2003.

MONTENEGRO-ARANA, A. et al. Randomized double-blind clinical trial of bleaching products in patients wearing orthodontic devices. **Oper Dent**, p. 41-3, 2016.

RODERJAN, D. A. et al. Response of human pulps to different in-office bleaching techniques: preliminary findings. **Braz Dent J**, v. 26, n. 3, p. 242-248, 2015.

ROYACK, G. A. et al. Response of human oral epithelial cells to oxidative damage and the effect of vitamin E. **Oral Oncol**, v. 36, n. 1, p. 37-41, 2000.

SOARES, F. F. et al. Clareamento Dental em dentes vitais: Uma revisão literária, **Rev Saúde**, v. 4, n. 1, p. 72-84, 2010.

REFERÊNCIAS

SULIEMAN, M. An overview of tooth discoloration: extrinsic, intrinsic: and internalized stains. **Dent Update**, v. 32, p. 463-464, 466-468, 471, 2005.

_____. An overview of tooth-bleaching techniques: chemistry, safety and efficacy. **Periodontol 2000**, v. 48, p. 148-169, 2008.

TREDWIN, C. J.; SCULLY, C.; BAGAN-SEBASTIAN, J. V. Drug-induced disorders of teeth. **J Dent Res**, v. 84, n. 7, p. 596-602, 2005.

TREDWIN, C. J. et al. Hydrogen peroxide tooth-whitening (bleaching) products: review of adverse effects and safety issues. **Br Dent J**, v. 200, n. 7, p. 371-376, 2006.

YE, C. et al. Comparison of enamel discoloration associated with bonding with three different orthodontic adhesives and cleaning-up with four different procedures. **J Dent**, v. 41, p. 35-40, 2013.

AUTORES

Em ordem alfabética



Alan Rodrigo Muniz Palialol. Mestre e Doutor em Clínica Odontológica pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP.

<http://lattes.cnpq.br/7686718010793883>



Ana Lúcia Fernandes da Silva. Especialização em Ortodontia pela Orion Uningá Goiânia-GO. Mestre em Ortodontia pelo Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR. Professora do curso de Especialização em Ortodontia no Instituto Orion Uningá Goiânia-GO.

<http://lattes.cnpq.br/0172452094872395>



Brunna Mota Ferrairo. Mestre e Doutoranda em Reabilitação Oral pela FOB-USP. Professora do Curso de Odontologia da Universidade Estadual do Norte do Paraná (UENP).

<http://lattes.cnpq.br/9205993441594435>



Brunno Stival. Mestrando em Prótese Dentária no Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR.

<http://lattes.cnpq.br/4590679866529275>



Bruno da Silva Vieira. Pós-graduado em CTBMF pelo Instituto de Estudos da Saúde. Especialista em Ortodontia pela São Leopoldo Mandic. Mestre em Ortodontia pelo Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR. Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Coordenador dos cursos de aperfeiçoamento e especialização em Ortodontia do CETRO-Belo Horizonte-MG.

<http://lattes.cnpq.br/5972690029125230>

AUTORES

Em ordem alfabética



Celia Regina Maio Pinzan Vercelino. Mestre, Doutora Pós-doutora em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Professora Assistente da UNICEUMA, São Luís-MA.
<http://lattes.cnpq.br/6262402787570231>



Cléverson Oliveira e Silva. Doutor em Clínica Odontológica, área de Periodontia, FOP/Unicamp. Professor Associado de Periodontia UEM. Coordenador Adjunto e Professor Permanente do Programa de Pós-graduação em Odontologia Integrada UEM. Coordenador da Residência em Periodontia UEM. Fellow e Speaker do International Team for Implantology ITI. Líder do National Osteology Group Brasil.
<http://lattes.cnpq.br/5560943662421894>



Daniel Salvatore de Freitas. Especialista em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pela ABO Petropolis-RJ. Mestre e Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Professor do curso de Especialização em Ortodontia da FACOP.
<http://lattes.cnpq.br/6897603940232038>



Daniel Sundfeld Neto. Mestre em Materiais Dentários pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP. Doutor em Dentística pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP. Professor do curso de aperfeiçoamento em Reabilitação Estética em dentes anteriores no Centro Universitário Ingá – UNINGÁ, Maringá. Professor do curso de graduação em Odontologia e Coordenador da subárea Prótese Dentária do Curso de Mestrado em Odontologia do Centro Universitário Ingá UNINGA, Maringá-PR.
<http://lattes.cnpq.br/7424348264735609>



Daniella Silveira Amarante. Especialista e Mestre em Ortodontia pelo Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR. Pós-graduada em DTM pela UNIPAR.
<http://lattes.cnpq.br/1939394092840089>

AUTORES

Em ordem alfabética



Danielle Espindola Nandi Pimenta. Especialista e Mestre em Ortodontia pelo Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR. Professora do curso de Especialização em Ortodontia da Spassodonto.

<http://lattes.cnpq.br/0084890982155322>



Darlon Martins Lima. Professor Associado de Dentística da Universidade Federal do Maranhão – UFMA, São Luís – MA, Brasil.

<http://lattes.cnpq.br/9472478898441292>



Darwin Vaz de Lima. Mestre e Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Coordenador do Curso de Especialização em Ortodontia do Instituto Darwin de Odontologia, Cuiabá-MT.

<http://lattes.cnpq.br/0937523919896519>



Diogo Dressano. Mestre e Doutorando em Clínica Odontológica pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP. Professor do curso de Especialização em Dentística da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP.

<http://lattes.cnpq.br/5590630446459792>



Edson Gustavo Barbosa. Mestrando em Ortodontia na Universidade Ceuma, São Luís - MA, Brasil. <http://lattes.cnpq.br/3327950945360316>

AUTORES

Em ordem alfabética



Elizabeth Ferreira Martinez. Mestre em Patologia Bucal pela USP. Doutora em Ciências (Biologia Celular e Tecidual) pelo Instituto de Ciências Biomédicas da USP e pós-doutorado pela São Leopoldo Mandic. Professora do Instituto de Pesquisas e Ciências São Leopoldo Mandic.

<http://lattes.cnpq.br/8672890018200588>



Érika Mendonça Fernandes Franco. Especialista em Ortodontia pelo Centro Universitário Ingá UNINGÁ. Mestre em Odontologia, área de concentração Ortodontia, pelo Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR. Professora do curso de especialização em Ortodontia da ABCD-DF. Cirurgiã-dentista da Secretaria de Saúde do Distrito Federal.

<http://lattes.cnpq.br/6018045171908060>



Ertty Silva. Especialista em Ortodontia e Ortopedia Facial – PUC- RJ.

<http://lattes.cnpq.br/3714951600575849>



Fabio Furquim. Especialista e Mestre em Implantodontia. Professor do Curso de Especialização em Implantodontia da Faculdade de Tecnologia Futuro, Curitiba-PR.

<http://lattes.cnpq.br/8090613400222836>



Fabrício Pinelli Valarelli. Mestre e Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Pós-doutorado Universidade de Toronto, Canadá. Professor do Curso de Mestrado em Odontologia, subárea Ortodontia, do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR.

<http://lattes.cnpq.br/5258129749803595>

AUTORES

Em ordem alfabética



Fernanda Ferruzzi Lima. Mestre em Odontologia Integrada pela UEM. Doutora em Ciências Odontológicas Aplicadas pela FOB/USP. Professora do curso de graduação e do Curso de Mestrado em Odontologia, subárea Prótese Dentária, do Centro Universitário Ingá UNINGA, Maringá-PR.
<http://lattes.cnpq.br/1982440352123248>



Fernanda Meloti. Especialista, Mestre e Doutora em Ortodontia e Ortopedia Facial – FOAR – UNESP.
<http://lattes.cnpq.br/8752893371246670>



Gabriela Cristina Santin. Especialista em Odontopediatria pela Associação Odontológica de Ribeirão Preto. Mestre em Odontologia, área de Saúde Bucal na Infância e Adolescência, pela UFPR. Doutora em Odontopediatria pela Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Professora do curso de graduação em Odontologia do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR e Universidade Estadual de Maringá. Professora do Curso de Mestrado em Odontologia, subárea Ortodontia, do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR.
<http://lattes.cnpq.br/0088071128571053>



Hugo José Santos Bastos. Especialista em Endodontia pela ABO-BA. Mestrando em Endodontia pela São Leopoldo Mandic. Prática clínica exclusiva em endodontia microscópica em Barreiras-BA.
<http://lattes.cnpq.br/7954852865225378>



Hugo Eduardo de Miranda Peixoto. Especialista em Implantodontia. Mestre e Doutor em Implantodontia pela São Leopoldo Mandic. Coordenador do Curso de Especialização em Implantodontia da Faculdade de Tecnologia Futuro, Curitiba-PR.
<http://lattes.cnpq.br/6077956802724818>

AUTORES

Em ordem alfabética



Jeniffer Perussolo. Residência em Periodontia UEM. Mestre e Doutoranda em Odontologia Integrada, UEM. Professora do curso de graduação em Odontologia, área de Periodontia, Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR. Membro do ITI International Team for Implantology.

<http://lattes.cnpq.br/3076063318684144>



Jéssica Behrens Crispim. Residente em Odontologia, área Odontopediatria, do Departamento de Odontologia da UEM.

<http://lattes.cnpq.br/3689305451075273>



José Henrique Rubo. Mestre e Doutor em Odontologia (Reabilitação Oral) pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Professor Titular do Departamento de Prótese da FOB-USP, atualmente ocupando a função de Prefeito do Campus USP de Bauru.

<http://lattes.cnpq.br/8496757998082790>



José Ricardo Mariano. Mestre e Doutor em Implante pela São Leopoldo Mandic. Coordenador da subárea Implantodontia do Curso de Mestrado em Odontologia do Centro Universitário Ingá UNINGA, Maringá-PR.

<http://lattes.cnpq.br/6392944312589252>



Júlio de Araújo Gurgel. Professor dos cursos de Mestrado e Doutorado da Universidade Ceuma, São Luís - MA, Brasil. Professor da Universidade Estadual de São Paulo – UNESP, Marília – SP, Brasil.

<http://lattes.cnpq.br/5214186063566274>

AUTORES

Em ordem alfabética



Jurandyr Alvino da Silva Junior. Mestre e Doutor pela São Leopoldo Mandic.

<http://lattes.cnpq.br/5893760049581041>



Karina Maria Salvatore de Freitas. Mestre e Doutora em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Pós-doutorado Universidade de Toronto, Canadá. Coordenadora do Mestrado em Odontologia do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR.

<http://lattes.cnpq.br/1300542419563126>



Larissa Colepicolo Ceron. Residência em Odontopediatria da UEM.

<http://lattes.cnpq.br/8134450733544005>



Ludmila Priscilla Manetti. Especialista e Mestre em Prótese Dentária pela UEM. Doutoranda em Clínicas Odontológicas pela São Leopoldo Mandic. Professora do curso de graduação em Odontologia do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR.

<http://lattes.cnpq.br/2745543941347662>



Marcelo Cartaxo. Especialista em dentística restauradora pela ABO-DF. Atualização em prótese sobre implante EBO-DF. Mestre em Odontologia, Área de Concentração Prótese Dentária, pelo Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR.

<http://lattes.cnpq.br/2100061303650395>

AUTORES

Em ordem alfabética



Marcos Roberto de Freitas. Mestre e Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Professor Titular do Departamento de Odontopediatria, Ortodontia e Saúde Coletiva da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP.
<http://lattes.cnpq.br/5869446064763923>



Maria Cecília Lopes Giacomet. Especialista em Implantodontia e Prótese Odontológica. Mestre e Doutoranda em Implantodontia. Professora do Curso de Odontologia da Universidade Positivo, Curitiba-PR.
<http://lattes.cnpq.br/8000746931943271>



Marília Zeczkowski. Mestre e Doutoranda em Clínica Odontológica, Área Dentística, pela FOP/Unicamp.
<http://lattes.cnpq.br/6319225370191791>



Marina de Lourdes Calvo Fracasso. Mestre e Doutora em Odontopediatria pela Faculdade de Odontologia de Bauru/USP. Professora Associada do curso de Odontologia da UEM. Coordenadora do Programa de Residência em Odontopediatria, departamento de Odontologia, da UEM.
<http://lattes.cnpq.br/4970538439990329>



Matheus Coelho Bandéca. Professor dos cursos de Mestrado e Doutorado da Universidade Ceuma, São Luís - MA, Brasil. <http://lattes.cnpq.br/5904587055548654>

AUTORES

Em ordem alfabética



Murilo Matias. Especialista em Ortodontia e Ortopedia Facial APCD-São José dos Campos. Mestre e Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Coordenador e Professor do curso de Especialização em Ortodontia APCD- São José dos Campos. Sócio-Proprietário da Clínica Orthoi Dental Studio - São José dos Campos/SP.

<http://lattes.cnpq.br/4535572364610786>



Núbia Inocênya Pavesi Pini. Mestre em Dentística pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP. Doutora em Dentística pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/ UNICAMP. Professora do Curso de Mestrado em Odontologia, subárea Prótese Dentária, do Centro Universitário Ingá UNINGA, Maringá-PR.

<http://lattes.cnpq.br/0798226450922503>



Paula Patrícia Cotrin da Silva. Especialista em Farmacologia pela UNIPAR Umuarama. Especialista em Ortodontia pela UNINGÁ Maringá. Especialista em dor e disfunção orofacial pela UNINGÁ Maringá. Mestre em Ortodontia pelo Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR. Doutoranda em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP.

<http://lattes.cnpq.br/5536825575695650>



Paulo Roberto Camati. Especialista em Implantodontia. Mestre em Implantodontia. Professor do Curso de Especialização em Implantodontia da Faculdade de Tecnologia Futuro, Curitiba-PR.

<http://lattes.cnpq.br/4181272262347069>



Rafael de Oliveira Lazarin. Especialista em Periodontia e Mestre em Odontologia Integrada, UEM. Residência em Periodontia/Implantodontia UEM. ITI Scholar, University of Bern, Switzerland.

<http://lattes.cnpq.br/8589186091620933>

AUTORES

Em ordem alfabética



Renata Cristina Gobbi de Oliveira. Mestre em Radiologia pela São Leopoldo Mandic. Doutora em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Professora do Curso de Graduação e Mestrado em Odontologia, subárea Ortodontia, do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR. Coordenadora do curso de Especialização em Ortodontia do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR.

<http://lattes.cnpq.br/3064693234816654>



Ricardo Cesar Gobbi de Oliveira. Especialista em Ortodontia, Implantodontia e Harmonização Orofacial (MEC). Mestre em Ortodontia. Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Coordenador do curso de Especialização em Ortodontia da UNINGÁ Maringá, Campo Grande e Curitiba. Coordenador do curso de Especialização em Implantodontia da UNINGÁ Curitiba. Coordenador do curso de Especialização em Harmonização Orofacial (MEC) da UNINGÁ Maringá e Curitiba. Professor do Curso de Mestrado em Odontologia, subárea Ortodontia, do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR.

<http://lattes.cnpq.br/2118992845208852>



Rodrigo Hermont Caçado. Mestre e Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Pós-doutorado Universidade de Toronto, Canadá. Professor do Curso de Mestrado em Odontologia, subárea Ortodontia, do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, Maringá-PR.

<http://lattes.cnpq.br/3386740196084948>



Rudys Rodolfo de Jesus Tavares. Professor dos cursos de Mestrado e Doutorado da Universidade Ceuma, São Luís - MA, Brasil.

<http://lattes.cnpq.br/3103974745015506>

AUTORES

Em ordem alfabética



Samira Sandy Ferreira Strelhow. Mestre e Doutoranda em Reabilitação Oral pela FOB-USP.

<http://lattes.cnpq.br/1055009353919479>



Sérgio Pinho. Especialista em Ortodontia e Ortopedia Facial – UFG. Doutorando pela Universidade de Barcelona.

<http://lattes.cnpq.br/4278297303241934>



Suellen Nogueira Linares Lima. Professora da Universidade Ceuma. Mestre em Odontologia integrada e Doutoranda em Odontologia Integrada na Universidade Ceuma, São Luís - MA, Brasil. <http://lattes.cnpq.br/0119677306773272>



Thaynara de Souza Lopes. Especialista em Odontopediatria, nível de residência, pela UEM. Mestranda em Odontologia Integrada pela UEM.

<http://lattes.cnpq.br/1925079798332058>



Weber Ursi. Mestre e Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru-USP. Membro da Michigan University e New York University. Professor Livre-docente da Faculdade de Odontologia da UNESP São José dos Campos. Editor Emérito da Revista Clínica Dental Press de Ortodontia.

<http://lattes.cnpq.br/1954198151360636>

ATUALIDADES EM ODONTOLOGIA