

TECHNIQUE ORTHOPÉDIQUE

Script de l'APO pour le cours d'introduction

Édition 2012



AVANT-PROPOS

Reinald Brunner

Les maux et blessures de l'appareil moteur ne mettent que rarement la vie en danger, comme p.ex. le malignome. C'est pourquoi, dans la plupart des cas, il convient de choisir entre un traitement conservateur, opératoire ou un compromis entre les deux. Ce choix s'opère d'une part en fonction des exigences du patient en ce qui concerne la qualité de vie, les capacités de performances corporelles, la charge représentée par le traitement, les facteurs de temps et l'état de santé du patient ; mais d'autre part, il dépend des possibilités offertes par les différentes mesures potentielles. Cet inventaire montre bien que les patients ne peuvent alors être traités de façon optimale, c'est-à-dire en fonction de ce qui vaut le mieux pour chaque patient, que si celui qui décide du traitement dispose d'un large spectre de possibilités, ce qui inclut tant des mesures conservatoires qu'opératoires. C'est pourquoi la Société suisse d'orthopédie et traumatologie (SSOT) a mandaté l'Association suisse pour les prothèses et orthèses (APO) afin qu'elle mette sur pied un cours consacré à la technique orthopédique. La participation à ce cours, ainsi qu'à un bref stage pratique, constitue une condition à l'attribution du titre FMH.

Dans le cours APO destiné aux candidats FMH sont dispensés les principes de base indispensables à la compréhension des mesures de traitement. Ensuite, les mesures de traitement appropriées sont présentées sur la base de cas concrets, avec leurs conséquences concernant des mesures complémentaires, des problèmes et la prise en charge des coûts.

Des connaissances en biomécanique sont essentielles pour garantir le succès des traitements, non seulement en ce qui concerne les mesures conservatoires, mais également pour tous les traitements relatifs à l'appareil moteur. Sans ce savoir, le recours à des orthèses et des prothèses n'est que rarement de bonne qualité. Ce sont en particulier les patients présentant une fonction limitée de l'appareil moteur et donc des possibilités de compensation réduites qui rencontreront des difficultés lors de ce recours, et qui, finalement, risquent d'être frustrés par un résultat peu satisfaisant. L'instrumentation moderne de l'analyse de la marche a relevé des faits marquants du point de vue fonctionnel et biomécanique, qui sont indispensables à une bonne compréhension du déficit fonctionnel et à la définition de l'objectif du traitement. Une large partie du cours est consacrée à ces faits. Le thème principal du cours, les connaissances de base de la technique orthopédique, est axé sur la pratique et traité de façon exemplaire en faisant largement appel à la biomécanique.

Le présent script a été rédigé par tous les formateurs du cours. Ils ont particulièrement tenu à ce que chacun d'entre eux puisse exprimer sa propre opinion. Il est donc possible que des divergences se fassent jour à l'intérieur même des différents chapitres ; mais comme c'est très souvent le cas en médecine, des possibilités différentes peuvent parfaitement conduire à des résultats positifs. Bien que les mesures de traitement les plus importantes soient présentées, ce script n'est pas exhaustif en ce qui concerne l'ensemble du thème de la technique orthopédique. Pour certains problèmes particuliers, nous devons nous tourner vers des collègues expérimentés ou nous en référer à la bibliographie souvent rare consacrée à ces thèmes.

Aperçu bibliographique :

René Baumgartner, Bernhard Greitemann : Cours de base de technique orthopédique. Thieme, Stuttgart, 2002

Bertram Goldberg, John D. Hsu : Atlas of Orthoses and Assistive Devices. 3rd Edition, Mosby St. Louis, 1997

Dietrich Hohmann, Ralf Uhlig : Orthopädische Technik. Enke, Stuttgart, 1990

TABLE DES MATIÈRES

AVANT-PROPOS	3
1 PHYSIOLOGIE ET PHYSIOPATHOLOGIE DE LA STATION DEBOUT ET DE LA MARCHÉ	
1.1 GENERALITES	10
1.1.1 Force de réaction au sol et moments de rotation dans les articulations	10
1.1.2 Fonction du pied	11
1.2 SITUATION NORMALE	13
1.2.1 Station debout normale	13
1.2.2 Marche normale	14
1.3 MARCHÉ PATHOLOGIQUE	19
1.3.1 Différences de longueur	19
1.3.2 Limitations des mouvements	20
1.3.3 Faiblesse musculaire	21
1.3.4 Spasticité	26
1.3.5 Autres troubles	27
2 TERMINOLOGIE DE LA TECHNIQUE DE LA CHAUSSURE ORTHOPÉDIQUE ET TECHNIQUE ORTHOPÉDIQUE	
2.1 INTRODUCTION	28
2.2 TECHNIQUE DE LA CHAUSSURE ORTHOPÉDIQUE	29
2.2.1 Chaussure	29
2.2.2 Orthèses et prothèses du pied	34
2.2.3 Formes intérieures orthopédiques	35
2.2.4 Adaptations orthopédiques de chaussures	35
2.3 TECHNIQUE ORTHOPÉDIQUE	41
2.3.1 Prothèses	41
2.3.2 Orthèses	44
2.3.3 Orthèses de siège	48
2.3.4 Bandages et gilets compressifs	49
2.3.5 Moyens auxiliaires de rééducation	49
3 LE PIED VALGUS	
3.1 TRAITEMENT	51
3.2 ORDONNANCE :	53
3.3 FINANCEMENT :	53
3.3.1 SUVA, IAA, AMF :	53
3.3.2 CAISSES MALADIE :	53

3.3.3	AI :	54
-------	------	----

4 LUXATION DE LA HANCHE CHEZ LES ENFANTS

4.1	THÉRAPIE CONSERVATRICE	55
4.1.1	La réduction	55
4.1.2	La rétention	55
4.1.3	Le traitement de maturation	56
4.2	LES MOYENS ORTHÉTIQUES EN CAS DE DYSPLASIE ET DE LUXATION DE LA HANCHE	57
4.3	LES SYSTÈMES D'ORTHÈSES PERMETTANT AUSSI BIEN UN REPOSITIONNEMENT QU'UNE RÉTENTION DES PARTENAIRES ARTICULAIRES SONT LES SUIVANTS :	58
4.3.1	Bandage Pavlik (méthode dynamique et fonctionnelle) :	58
4.3.2	Appareils d'écartement de la hanche :	59
4.3.3	Bandage et éclisse d'écartement selon Hoffmann – Daimler – Koch :	59
4.3.4	Systèmes d'orthèses pour le traitement des articulations de la hanche par repositionnement, voire par rétention :	60

5 SCOLIOSE IDIOPATHIQUE ET CYPHOSE DE SCHEUERMANN - TRAITEMENT CONSERVATEUR

5.1	TRAITEMENT CONSERVATEUR DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE	63
5.1.1	Gymnastique correctrice de thérapie de la scoliose (physiothérapie)	63
5.1.2	Traitement de scoliose par corset et plâtre	64
5.1.3	Contrôle clinique et radiologique du traitement conservateur de la scoliose	69
5.2	TRAITEMENT CONSERVATEUR DE LA CYPHOSE DE SCHEUERMANN	70
5.2.1	Physiothérapie de la cyphose de Scheuermann	70
5.2.2	Traitement de la cyphose de Scheuermann par corset et plâtre	70

6 TRAITEMENT CONSERVATEUR DES SCOLIOSES IDIOPATHIQUES ET DES CYPHOSES DE SCHEUERMANN

6.1	SCOLIOSES IDIOPATHIQUES	76
6.1.1	Introduction et définition	76
6.1.2	Fréquence	77
6.1.3	Étiologie et pathogénèse	77
6.1.4	Physiologie de la croissance	78
6.1.5	Observations cliniques	81
6.1.6	Histoire naturelle et risque de progression	83
6.1.7	Traitement : gymnastique thérapeutique	85
6.1.8	Traitement : corsets	88

6.2 MALADIE DE SCHEUERMANN	96
6.2.1 Types	96
6.2.2 Etiologie et pathogénèse	96
6.2.3 Observations cliniques	97
6.2.4 Observations radiologiques	98
6.2.5 Traitement : gymnastique thérapeutique	98
6.2.6 Traitement : corsets	98
6.2.7 Assurance maladie	103
7 ANALYSES DE LA MARCHÉ	
8 ORTHÈSES AFO	
8.1 GENERALITES	111
8.1.1 Propriétés de la marche et caractéristiques	111
8.1.2 Nomenclature	110
8.1.3 La marche	111
8.2 CHOIX DE LA PRESCRIPTION (ORDONNANCE)	112
8.2.1 Désignation : FO (support)	112
8.2.2 Orthèse de la jambe (AFO)	112
9 INSTABILITÉS DU GENOU	
9.1 BIOMÉCANIQUE DE L'ARTICULATION DU GENOU	115
9.1.1 Guidage osseux	115
9.1.2 Guidage ligamentaire	117
9.1.3 Guidage musculaire	118
9.1.4 Instabilités	119
9.2 POSSIBILITÉS DE TRAITEMENTS CONSERVATEURS	120
9.2.1 Genouillères	121
9.2.2 Genouillères articulées	123
9.2.3 Attelles de genou	124
9.2.4 Orthèses de genou	125
9.3 FINANCEMENT :	129
9.3.1 Bandages de genou	129
9.3.2 Orthèses de genou	129
10 AMPUTATIONS ET PROTHÈSES DES MEMBRES INFÉRIEURS	
10.1 LES AMPUTATIONS DES MEMBRES INFÉRIEURS	130
10.1.1 Introduction	130

10.1.2 Indications	130
10.1.3 Techniques d'amputations	131
10.2 LES PROTHÈSES POUR APPAREILLAGE DU MEMBRE INFÉRIEUR	135
10.2.1 Généralités	135
10.2.2 Les emboîtures	136
10.2.3 Les manchons intermédiaires	137
10.2.4 Les pieds prothétiques	138
10.2.5 Les articulations	139
10.2.6 Les adjonctions	142
10.3 PRISE EN CHARGE FINANCIÈRE DES PROTHÈSES	143
11 LE FAUTEUIL ROULANT	
11.1 LE FAUTEUIL ROULANT	145
11.2 LE FAUTEUIL ROULANT STANDARD	147
11.3 LE FAUTEUIL ROULANT MODULAIRE	148
11.4 LE FAUTEUIL ROULANT ACTIF	149
11.5 LE FAUTEUIL ROULANT SPÉCIAL	150
11.6 LE FAUTEUIL ROULANT DE SOINS	150
11.7 LE FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE	151
11.8 FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE D'INTÉRIEUR	152
11.9 FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE MIXTE INTÉRIEUR/EXTÉRIEUR	153
11.10 FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE MIXTE À COMMANDE SPÉCIALE	153
11.11 FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE POUR CIRCULER SUR LA VOIE PUBLIQUE	154
11.12 SCOOTER	155
11.13 MOTORISATION DE FAUTEUILS ROULANTS	156
11.14 FAUTEUIL ROULANT DE SPORT	157
11.15 CONCLUSION	158
12 ORTHÈSES DE LA MAIN	
12.1 FONCTION DE LA MAIN	159
12.2 OBJECTIFS DE L'APPLICATION D'UNE ORTHÈSE	160
12.2.1 Statique :	160
12.2.2 Dynamique :	160
13 ORTHÉTIQUE	
13.1 GÉNÉRALITÉS	161
13.2 CLASSEMENT EN FONCTION DE L'USAGE	161
13.2.1 Orthèses de positionnement	161
13.2.2 Orthèses fonctionnelles	164
13.2.3 Orthèses de pied FO	167
13.2.4 DAFO Nancy Hylton	167

13.2.5 Orthèse circulaire	168
13.2.6 Orthèse de la jambe AFO	168
13.2.7 Orthèses cuisse genou KAFO	170
13.2.8 Structure biomécanique des orthèses cuisse genou et plus hautes	171
13.2.9 Orthèses MMC THKAFO	173
13.2.10 Corsets TO	173
13.2.11 Orthèses de poignet	176

14 INDICATIONS ET PRISE EN CHARGE POUR LES TECHNIQUES ORTHOPÉDIQUES ET LES PATHOLOGIES DU PIED

14.1 INDICATIONS	177
14.1.1 RUPTURE DU TENDON D'ACHILLE	177
14.1.2 ARTHROSE DE L'ARTICULATION DE LA CHEVILLE	177
14.1.3 ARTHROSE DE L'ARTICULATION SOUS-TALIEENNE, ÉTAT APRÈS FRACTURE DU CALCANÉUM	177
14.1.4 FRACTURES DE FATIGUE (STRESS FRACTURE) DES MÉTATARSIENS	178
14.1.5 ÉPERON CALCANÉEN, FASCÉITE	178
14.1.6 PARÉSIE DES RELEVEURS DU PIED	178
14.1.7 EXOSTOSE DE HAGLUND	178
14.1.8 HALLUX RIGIDUS, ARTHROSE DE L'ARTICULATION BASALE DU GROS ORTEIL	178
14.1.9 HALLUX VALGUS	179
14.1.10 ORTEILS EN MARTEAU ET EN GRIFFE	179
14.1.11 MÉTATARSALGIE EN CAS DE PIED PLAT, PIED TOMBANT	179
14.1.12 ARTHROSE DU MÉDIO-PIED (ARTHROSE DE CHOPART ET DE LISFRANC)	179
14.1.13 MALADIE DE KÖHLER I	180
14.1.14 MALADIE DE KÖHLER II	180
14.1.15 MALADIE DE LEDDERHOSE	180
14.1.16 NÉVRALGIE DE MORTON	180
14.1.17 OS TIBIAL EXTERNE / OS NAVICULAIRE CORNU	181
14.1.18 PIED RHUMATOÏDE	181
14.1.19 EXOSTOSE DE SILFVERSKIÖLD	181
14.1.20 INSUFFISANCE DU TENDON DU TIBIA POSTÉRIEUR (RUPTURE CHRONIQUE)	181
14.1.21 ÉTAT APRÈS ARTHRODÈSE DU PIED (OPÉRATIONS DE RAIDISSEMENT)	182
14.2 TIERS PAYANT POUR LES MESURES DE TECHNIQUES DE CHAUSSURES ORTHOPÉDIQUES	183

15 ADRESSES DES AUTEURS



1 PHYSIOLOGIE ET PHYSIOPATHOLOGIE DE LA STATION DEBOUT ET DE LA MARCHÉ

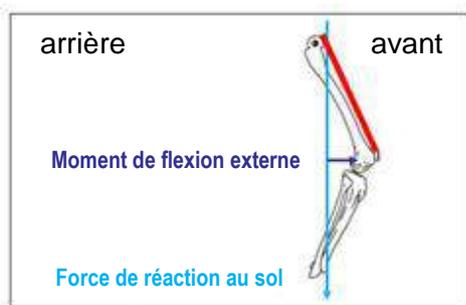
Reinald Brunner

1.1 GENERALITES

L'homme acquiert la posture redressée en relevant le torse. Pour cela, dans les premiers mois de la vie, les segments mobiles de la colonne vertébrale se lordosent tandis que ceux qui sont relativement plus rigides gardent une attitude cyphotique. L'articulation de la hanche est complètement étirée. La posture redressée libère les membres antérieurs, qui peuvent être utilisés comme des organes fonctionnels sans fonction d'appui. Pendant les premières années de la vie, l'homme apprend également à maîtriser la gravité, contre laquelle il finit par ne plus lutter pour au contraire en tirer profit afin de contrôler sa posture et ses mouvements. Cela implique une information sensorielle intacte sur les positions articulaires et les tensions tissulaires, un contrôle intact de la musculature, un sens de l'équilibre intact et un traitement non limité des informations dans le cerveau.

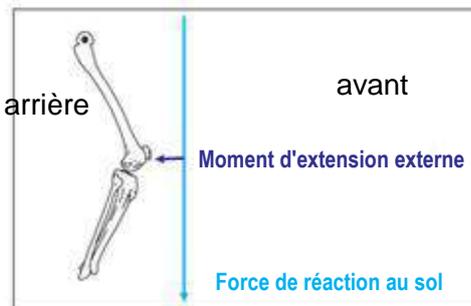
1.1.1 FORCE DE RÉACTION AU SOL ET MOMENTS DE ROTATION DANS LES ARTICULATIONS

Toutes les positions sont adoptées et toutes les activités exécutées en dépensant un minimum d'énergie. Ceci met en jeu des forces indirectes résultant de la gravité et de la force de réaction au sol (force entre le pied et le sol, approximativement égale à la gravité dans la station debout) ainsi que l'inertie de masse. Les activités d'un individu sont d'autant plus pénibles et ses capacités motrices d'autant plus limitées que ce jeu est de moins en moins possible. Dans bien des cas, la motricité et/ou le contrôle moteur sont absents suite à des pathologies neuromusculaires. Ces patients ne peuvent exécuter certaines activités ou tenir certaines positions que dans la mesure où leurs déficits peuvent être compensés par des forces indirectes. Par conséquent, le but du traitement fonctionnel orthopédique consiste impérativement à établir (rétablir) un usage le plus étendu possible de ces forces indirectes.



Du point de vue biomécanique, il y a essentiellement deux positions significatives différentes qu'une articulation peut adopter par rapport à la force de réaction au sol (gravité). En l'occurrence, il est important de pouvoir construire dans chaque cas un vecteur qui agit de la force de réaction au sol contre le centre de rotation de l'articulation :

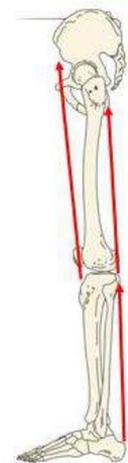
La force de réaction au sol passe à l'arrière de l'articulation fléchie. Ceci génère un vecteur de force qui force l'articulation dans le sens de la flexion : il existe un moment de flexion externe (vers l'extérieur). Lorsque l'articulation doit rester en position stable, voire être étendue, le muscle extenseur doit générer une force antagoniste.



La force de réaction au sol passe à l'avant de l'articulation fléchie. Ceci génère un vecteur de force qui force l'articulation dans le sens de l'extension. Il existe un moment d'extension externe. L'articulation est alors étendue sans force musculaire. (Lorsqu'elle doit rester en position fléchie, il doit même y avoir des structures, ligaments ou muscles fléchisseurs qui s'opposent au moment d'extension externe.)

Du fait que ces forces et ces moments de rotation sont invisibles, il n'est pas étonnant de constater ci-après que nos idées ne correspondent pas nécessairement à la réalité des faits.

Un autre principe est essentiel pour comprendre les processus biomécaniques qui interviennent dans la station debout et la marche : les muscles changent de sens de fonctionnement en fonction de la charge et donc du frottement du pied : du point de vue anatomique, le triceps sural est un fléchisseur plantaire, les tendons des fléchisseurs du genou. Sous charge, en revanche, le triceps entraîne principalement une rotation postérieure du tibia et donc une extension de l'articulation du genou, les tendons agissant comme des extenseurs de la hanche et contrôlant la position du bassin dans l'espace.



1.1.2 FONCTION DU PIED

Dans le cadre de la chaîne à maillons que constitue la jambe, le pied exerce des fonctions spéciales :

1.1.2.1 Bras de levier pour le triceps sural

En particulier dans la deuxième moitié de la phase d'appui lors de la marche, la force de réaction au sol se déplace jusqu'à la base du gros orteil, de sorte que toute la longueur du pied jusqu'à ce point sert de bras de levier. Dans le cas des pieds valgus, ce bras de levier est raccourci à la longueur à laquelle le pied commence à dévier (midfoot break), qui correspond la plupart du temps à la longueur du talus. Le problème est le même, quoique moins évident, avec le pied bot.

1.1.2.2 2. Surface d'appui :

Avec son soutien en 3 points, le pied sert de surface d'appui stable allant des têtes métatarsiennes au calcanéum.

1.1.2.3 3. Adaptation au sol :

Le pied en tant que surface d'appui et bras de levier permet de s'adapter aux inégalités du sol grâce à la mobilité des articulations des chevilles. Ceci évite une variation trop importante de la position du tibia et donc également de la position des autres articulations : une station debout avec un bilan énergétique favorable reste possible en faisant appel aux forces indirectes. Le pied est ainsi indépendant de la position du genou et de la hanche. Par contre, les positions de la hanche et du genou sont directement dépendantes l'une de l'autre car, en l'absence de compensation de la position de l'autre articulation, le centre de gravité ne peut pas être maintenu à la verticale du pied, ce qui provoque une perte d'équilibre.

1.1.2.4 4. Ressort à lames :

Le pied présente une torsion interne (arrière-pied vertical, avant-pied horizontal). Ceci donne une construction analogue à un ressort à lames qui est tendu par l'aponévrose plantaire. Cette dernière est contrôlée par le triceps sural. En outre, les muscles fibulaires et tibiaux ont une action de contrôle de la forme du ressort. Sous charge, le ressort ploie (le pied fait un mouvement d'abduction-pronation) et absorbe de la force qui est restituée lors du décollement du talon. En temps normal, toutefois, le ressort ne ploie pas à fond (pied plat valgus) et il n'est pas non plus rigide au point de n'avoir aucune élasticité (pied creux).

1.1.2.5 5.1 Fonction d'amortisseur :

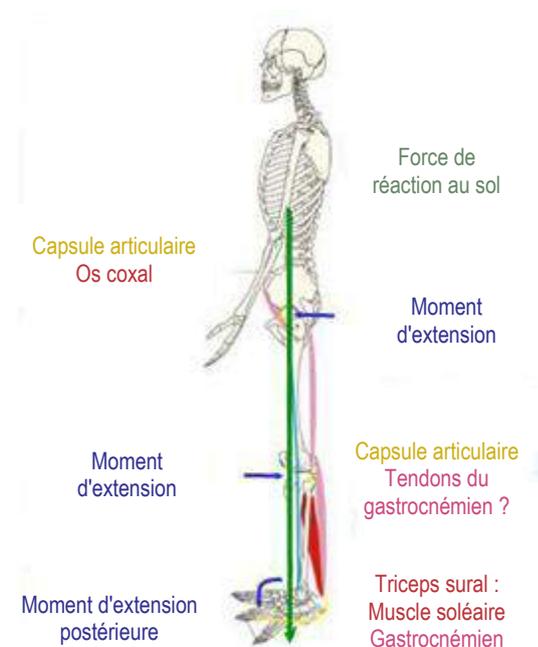
Le tissu adipeux sous-cutané, notamment sous les principales zones de charge, sert à amortir les chocs.



1.2 SITUATION NORMALE

1.2.1 STATION DEBOUT NORMALE

On distingue deux types de station debout :



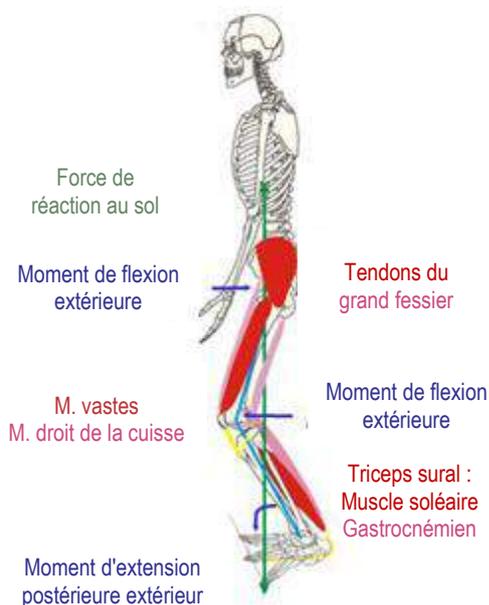
Au repos, l'énergie consommée pour se tenir debout est minimale. Pour cela :

- la jambe doit être verticale (et non perpendiculaire au pied !)
- l'hyperextension de l'articulation du genou doit être minimale
- l'articulation de la hanche doit être en hyperextension.

La verticale du centre de gravité du corps (à peu près égale à la force de réaction au sol dans la station debout) passe par le milieu du pied, à l'avant de l'articulation de la cheville et de l'articulation du genou et à l'arrière de l'articulation de la hanche : cela génère dans les articulations de la hanche et du genou un moment d'extension qui s'oppose à la force des

ligaments postérieurs du genou et des ligaments antérieurs de la hanche. On peut considérer par conséquent que ces ligaments sont parmi les plus puissants de l'organisme. Du fait que la verticale du centre de gravité passe par le milieu du pied, il existe au plan physiologique un moment de flexion postérieure au niveau de l'articulation de la cheville. Le triceps sural s'oppose à ce moment d'extension postérieure et contrôle la position de la jambe inférieure en fonction de la force de réaction au sol et par rapport au centre de l'articulation de la hanche et du genou afin d'empêcher un fléchissement rentrant de ces articulations. Le pied sert en plus de bras de levier adaptable aux différents supports (vers le haut, le bas etc.). Le triceps sural, grâce à ses fibres qui se prolongent dans l'aponévrose plantaire, contrôle la position de la jambe inférieure dans l'espace par le biais du levier que constitue le pied et (principalement le muscle soléaire) étend ainsi l'articulation du genou tant que le sol offre une résistance (ce phénomène est appelé « couple flexion plantaire/extension du genou »). En pratique, donc, seuls sont nécessaires au contrôle de la posture les fléchisseurs plantaires qui commandent la position de flexion postérieure. Pour ces raisons, on peut admettre que les fléchisseurs plantaires sont aussi puissants que les fléchisseurs postérieurs.

En alerte, les articulations du genou et de la hanche sont



« débloquées ». Pour cela, elles sont maintenues en légère flexion. Il n'y a plus de moments d'extension passifs et les articulations doivent être contrôlées de manière active dans cette position par l'activité des muscles extenseurs. Si une telle station debout permet de se mettre plus rapidement en mouvement, elle est cependant plus fatigante et elle consomme plus d'énergie.



La plupart des gens se tiennent de manière asymétrique sur leurs jambes : l'une est plus sollicitée (jambe d'appui), étendue et positionnée un peu en arrière. L'autre jambe est avancée, un peu fléchie et moins sollicitée (jambe libre). La position de cette jambe est variable mais elle sert en plus à stabiliser passivement la jambe d'appui par des mécanismes indirects (décalage vers l'avant du centre de gravité et appui avant, blocage du genou par entrecroisement, etc.).

1.2.2 MARCHÉ NORMALE

Pour comprendre les pathologies de la marche et les limites de compensations possibles en cas de dysfonctions, nous allons d'abord décrire la marche normale.

1.2.2.1 Bases

Chez l'homme, on distingue deux manières de se déplacer : la marche et la course. Alors que dans la marche les deux jambes tour à tour – et une seule jambe à la fois – sont en contact avec le sol, il existe dans la course une phase de vol sans contact des jambes avec le sol.

Pour la marche, on définit :

1 pas (= phase d'appui + phase pendulaire d'une jambe)

1 double pas (= 1 pas droit + 1 pas gauche, d'une position d'une jambe jusqu'à la même position de la même jambe) = 1 cycle de marche

Spontanément, chacun choisit la vitesse à laquelle la dépense d'énergie est minimale, c'est-à-dire à laquelle les forces externes peuvent être utilisées au mieux.

Un cycle de marche est défini comme l'intervalle allant du contact du pied posé au sol jusqu'au contact suivant du même pied avec le sol. Il comprend donc un pas du pied droit et un pas du pied gauche. Un cycle de marche se compose (dans l'ordre) de 10 % de phase d'appui bipodal, 40 % de phase d'appui unipodal, 10 % de phase d'appui bipodal et 40 % de phase pendulaire pour une jambe. Ces phases sont subdivisées plus finement ci-dessous :

Cycle de marche 100 % (généralement, contact du talon jusqu'au prochain contact du talon avec le même pied)							
Phase d'appui 60 %				Phase d'oscillation 40 %			
Double phase d'appui 10 % Prise de poids	Phase d'appui sur Une jambe 40 % Le poids est porté			Double phase d'appui 10 % Décharge	Phase d'oscillation 40 % Mouvement vers l'avant de la jambe, Plier et déplier la jambe comme une pendule à double articulation		
Phase d'appui initiale (initial contact) 10 %	Phase d'amortissement (loading response) 13 %	Phase d'appui intermédiaire (mid stance) 13 %	Phase d'appui terminale (terminal stance) 13 %	Phase de pré-oscillation (pre-swing) 10 %	Phase d'oscillation initiale (initial swing) 13 %	Phase d'oscillation intermédiaire (mid swing) 13 %	Phase d'oscillation terminale (terminal swing) 13 %
Phases de marche d'après J. Perry							



Fonctionnellement, c'est le segment stable dans l'espace qui donne les possibilités de mouvement du segment instable. Le contour du sol détermine la position dans laquelle le pied est posé. Le pied immobilisé au sol détermine la position de la jambe inférieure, limitée par la latitude de mouvement des chevilles (sur un sol incliné à 60°, il n'est plus possible de se tenir debout avec le talon posé et le bas de la jambe vertical). Il s'ensuit que, dans la jambe d'appui, le segment distal influe toujours sur le proximal. Dans la phase pendulaire, par contre, cette chaîne s'inverse, le bassin étant relativement plus stable au-dessus de la jambe d'appui du côté opposé que sur la cuisse de la jambe libre. Ces influences sont également à prendre en compte pour les possibilités de compensation et le traitement (les mesures conservatrices elles aussi ne peuvent agir que dans le sens segment stable sur segment instable).

1.2.2.2 Cinématique

La cinématique décrit les mouvements que les différentes articulations effectuent lors de la marche.

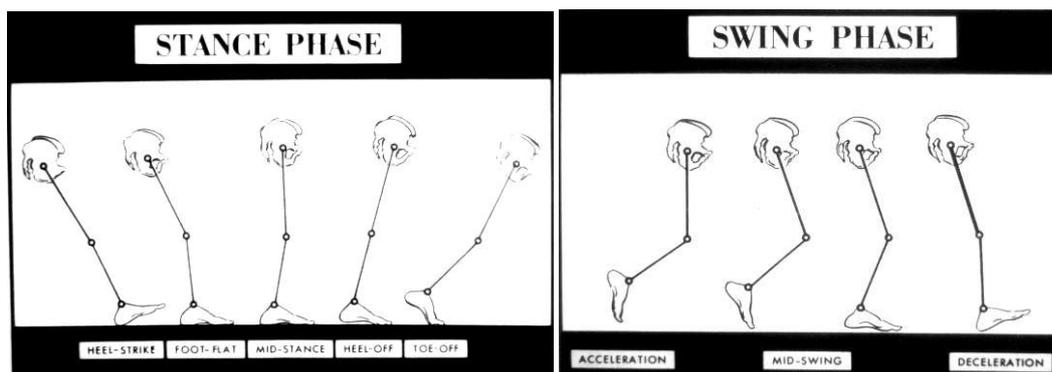
On observe 3 mouvements de roulement pendant la phase d'appui :

- Le déroulement sur le talon avec mouvement de flexion plantaire (1^{ère} bascule)
- Le déroulement de l'articulation de la cheville en extension postérieure (2^{ème} bascule)
- Le déroulement sur la pointe des pieds avec flexion plantaire (3^{ème} bascule)

Le **pied** se déroule du talon aux orteils. Ce processus de déroulement se subdivise en 3 phases. La phase 1 commence par l'attaque du talon au sol tandis que le pied est en flexion plantaire de 0° à 5° par rapport à la jambe inférieure. Ensuite, la plante du pied se pose au sol dans sa totalité, ce qui implique une flexion plantaire. Dans la phase 2 suivante, la jambe inférieure se déplace vers l'avant au-dessus du pied immobilisé au sol, ce qui provoque une dorsiflexion. Ce mouvement est commandé par une activité excentrique du triceps sural. À la fin de la phase 2, par une contraction isométrique, ce muscle bloque une dorsiflexion supplémentaire. Cela stabilise le tibia par rapport au sol et freine son mouvement en avant. Toutefois, le centre de gravité du corps et la force de réaction au sol continuent à se déplacer vers l'avant et un moment d'extension externe est généré au niveau de l'articulation du genou. Il en découle une extension essentiellement passive du genou sans que les extenseurs du genou interviennent. Dans la phase 3 suivante, le pied bascule sur les orteils. Le talon se soulève et le pied subit une nouvelle flexion plantaire par une activité concentrique du triceps sural jusqu'à ce que la jambe se soulève. Dès le début de la phase pendulaire, le pied se soulève et revient dans la position qu'il avait avant d'attaquer le sol.

Lors de l'attaque du talon au sol, le **genou** reste à 5 - 10° de flexion. Lors du transfert du poids dans la phase d'appui, cela est suivi d'une légère flexion qui amortit le poids du corps. Ce mouvement de flexion est contrôlé par les extenseurs du genou. Néanmoins, la force de réaction au sol se déplace ensuite à l'avant de l'articulation du genou, générant un moment d'extension externe qui se traduit par une extension du genou essentiellement passive et stabilisant le genou dans cette position. C'est seulement à la fin de la phase d'appui que le muscle droit de la cuisse redevient actif pour enclencher la flexion de la jambe pour la phase pendulaire. L'articulation du genou fléchit à nouveau avant même que le pied se soulève du sol. Cela fait non seulement avancer le centre de gravité du corps, mais aussi accélère la jambe en tant que balancier bi-articulé pour la phase pendulaire. Au milieu de la phase pendulaire, lorsque la jambe libre controlatérale dépasse la jambe d'appui, le genou atteint sa flexion maximale de l'ordre de 70°. À ce moment-là, il n'y a aucun muscle actif dans la jambe libre (hormis le muscle tibial antérieur qui soulève le pied). Le mouvement se poursuit passivement (ce qui explique que des jambes longues font de grands pas). Vers la fin de la phase pendulaire, le genou atteint à nouveau sensiblement son extension pour poser la jambe. Selon la vitesse de marche (lente ou rapide), ce mouvement nécessite dans la phase pendulaire un degré variable de travail musculaire pour le freinage ou la propulsion.

Lors de l'attaque au sol, l'**articulation de la hanche** est tournée vers l'extérieur en abduction et flexion (environ 30°), pendant la phase d'appui tournée vers l'intérieur en adduction et hyperextension. Au début de la phase d'appui, les adducteurs et les extenseurs stabilisent l'articulation de la hanche. L'articulation de la hanche elle-même est étirée dans la deuxième moitié de la phase d'appui sous l'action d'un moment d'extension externe. À la fin de la phase d'appui, les tendons sont de nouveau actifs et ils accélèrent le corps et la jambe libre. Dans la phase pendulaire, les mouvements se font en sens inverse. Au milieu de la phase pendulaire, il n'y a pratiquement aucune activité musculaire.



Peiser 1969

Le **bassin** tourne vers l'avant au-dessus de la jambe d'appui s'incline légèrement du côté de la jambe libre. Le **haut du corps** se déplace en sens inverse, ce qui nécessite une rotation de la colonne vertébrale. De même, les **bras** se meuvent à l'opposé des jambes.

1.2.2.3 Cinétique

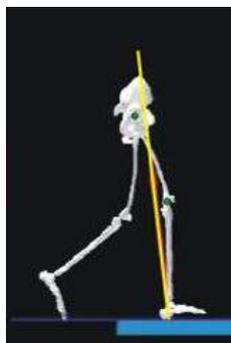
On mesure la force de réaction au sol générée entre le sol et le pied. Lorsque ces mesures de forces se font en même temps que les mesures cinématiques, il est possible de calculer les moments et les puissances dans les différentes articulations en faisant appel à la dynamique inverse.

Les moments de rotation représentent la distance de la force de réaction au sol par rapport au centre de rotation de l'articulation. En l'occurrence, conformément aux lois physiques d'un système stable (action = réaction), des moments de rotation internes doivent s'opposer aux moments externes mais de signe opposé. Dans la mesure où, hormis dans les positions extrêmes des articulations, les moments internes peuvent être générés par des structures dynamiques et où seuls les muscles interviennent pour cela, ce sont généralement les moments de rotation internes qui sont décrits. Cela facilite l'interprétation car les muscles actifs – hormis dans les positions extrêmes des articulations – peuvent faire l'objet d'une mesure directe. Néanmoins, seules les forces résultantes sont enregistrées. En cas de stabilisation d'une articulation par des co-contractions d'agonistes et d'antagonistes, ces forces se neutralisent : la résultante est égale à 0 N.

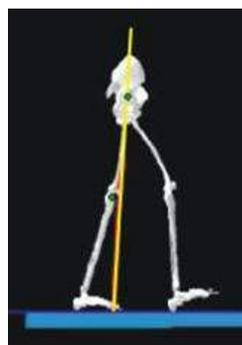
La multiplication du moment de rotation par la vitesse angulaire donne la puissance développée dans une articulation. On distingue la puissance absorbée (qui sollicite tous les tissus, les muscles en excentrique) de la puissance générée (seuls les muscles sont sollicités, en concentrique).

1.2.2.4 Fonction des muscles pendant la marche

La cinétique, dans l'idéal en combinaison avec une EMG fonctionnelle, permet de déterminer l'activité musculaire. Nous décrivons ci-après l'état normal. En l'occurrence, il convient de noter que les signaux électriques ne sont que l'expression des impulsions délivrées par le système nerveux mais qu'ils n'ont aucun rapport avec l'activité ou la force proprement dite.



1^{ère} moitié de la phase d'appui

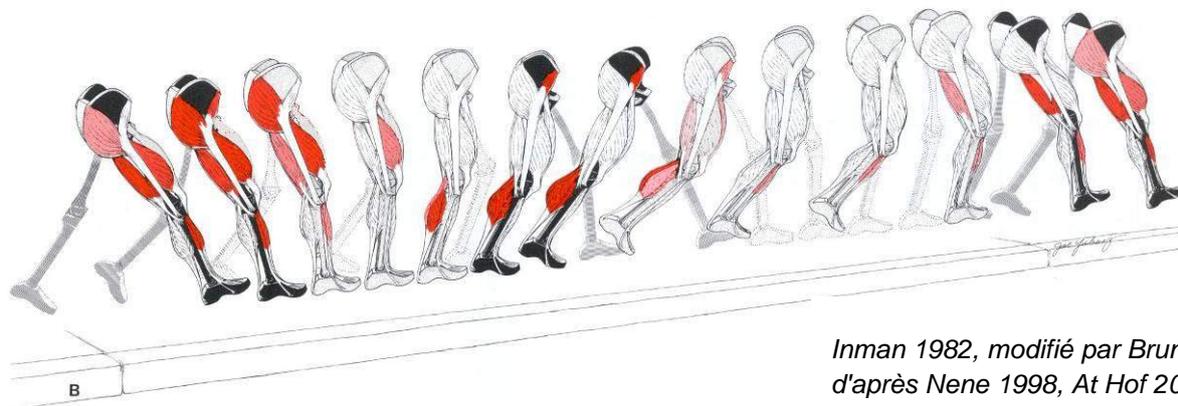


2^{ème} moitié de la phase d'appui

Dans la **phase d'appui**, les fléchisseurs contrôlent l'extension et les extenseurs la flexion. Après une co-contraction initiale des fléchisseurs et des extenseurs de la hanche et du genou, les extenseurs du genou (muscles vastes) contrôlent la flexion élastique du genou lorsque la jambe vient en appui, dès que les pieds sentent le sol. Initialement, il y a un moment de flexion plantaire qui contrôle et soutient le muscle tibial antérieur.

Les tendons (muscles ischio-jambiers) stabilisent le bassin et assistent l'extension des hanches. Le triceps sural freine ensuite l'extension postérieure. Ce mécanisme, qui freine le mouvement en avant du tibia par rapport au mouvement en avant du haut du corps et décale la force de réaction au sol à l'avant de l'articulation du genou (d'abord le muscle soléaire, suivi plus tard du gastrocnémien), étend le genou passivement sans aucune activité des extenseurs du genou. Il en va de même pour l'articulation de la hanche. Lors du décollement du talon, ce sont plutôt les muscles ayant une composante de flexion qui sont actifs : les gastrocnémiens se rétractent et fléchissent le genou, les tendons deviennent eux aussi des fléchisseurs du genou à mesure que leur détente augmente et le muscle doit de la cuisse ainsi que le muscle ilio-psoas fléchissent les hanches. Une partie de l'activité musculaire lors du décollement du talon génère de la force pour propulser le corps tandis qu'une autre partie sert à actionner la jambe sous la forme d'un balancier bi-articulé pour la phase pendulaire.

Dans la **phase pendulaire**, en revanche, les fléchisseurs agissent comme des fléchisseurs et les extenseurs comme des extenseurs. Les dorsifléchisseurs relèvent le pied, après la rétractation des fléchisseurs plantaires. Lors de la marche à une vitesse choisie par le marcheur, les autres muscles n'interviennent pratiquement pas car le mouvement est passif. À la fin de la phase pendulaire, les fléchisseurs du genou freinent l'extension du genou. Les extenseurs de la hanche tirent le bassin au-dessus de la nouvelle jambe d'appui.



Inman 1982, modifié par Brunner
d'après Nene 1998, At Hof 2004

1.3 MARCHE PATHOLOGIQUE

Nous décrivons ci-après les principaux mécanismes de compensation. Ils concernent la marche mais ils s'appliquent également *mutatis mutandis* à la station debout. Leur connaissance est essentielle au plan diagnostique comme au plan thérapeutique.

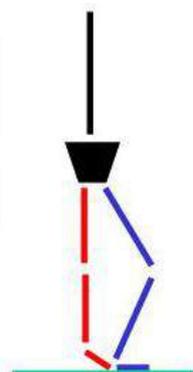
Les pathologies de la démarche visent à compenser

- des différences de longueur
- des limitations des mouvements
- des faiblesses musculaires
- une spasticité

Elles se manifestent par une claudication, qui se présente comme un mouvement irrégulier et inharmonieux dont le but premier est d'éviter un mouvement non nécessaire du centre de gravité.

1.3.1 DIFFÉRENCES DE LONGUEUR

Les différences de longueur des jambes peuvent être d'origine structurelle ou fonctionnelle.



1.3.1.1 Principe de la compensation :

La compensation se fait en accentuant la flexion plantaire (position de pied bot équin) et l'extension du genou et de la hanche de la jambe plus courte et en renforçant l'extension postérieure et la flexion du genou et de la hanche de la jambe plus longue.

1.3.1.2 Clinique :

Une différence allant jusqu'à 1/6 de la distance entre les centres des têtes fémorales peut faire l'objet d'une compensation fonctionnelle (> 2 cm chez l'adulte !). Des différences jusqu'à 4 cm peuvent être inapparentes, tandis que des écarts de seulement 1 cm peuvent se traduire par une boiterie de raccourcissement et une inclinaison du bassin (compensation insuffisante ou absente). Fonctionnellement, la jambe plus courte peut aussi être surcompensée et devenir plus longue au final (décelable uniquement par une analyse de la marche).

1.3.2 LIMITATIONS DES MOUVEMENTS

Il est pratiquement impossible d'énumérer tous les mécanismes de compensations de toutes les limitations possibles des mouvements de toutes les articulations des jambes. Nous décrirons les principales en distinguant la phase d'appui et la phase pendulaire.

1.3.2.1 Phase d'appui

Les mécanismes de compensation impliquent toujours que la force de réaction au sol reste au-dessus de la surface sollicitée. Il en résulte que :

Un pied équin peut aider à maintenir l'articulation du genou en extension tant que la surface du pied reste posée au sol et que le genou est forcé en extension / légère hyperextension. Dans ce cas, une légère inclinaison du haut du corps vers l'avant est nécessaire pour maintenir la force de réaction au sol au-dessus de la surface d'appui, ce qui génère un moment d'extension externe supplémentaire au niveau du genou.

Lorsque le pied équin est si marqué qu'il ne peut plus être compensé par une hyperextension de l'articulation du genou, la jambe doit être fléchie. Ceci a pour effet a) de fléchir également l'articulation de la hanche et b) de placer le pied sur la pointe des orteils, ce qui réduit la surface d'appui et provoque une perte de stabilité de la jambe. Il y a alors en plus un moment de flexion externe au niveau du genou et de la hanche, ce qui exige une intervention correspondante de la musculature de maintien afin de ne pas perdre la posture redressée.



Une position fléchie du genou rend nécessaire une flexion compensatrice correspondante de la hanche mais elle permet une position du pied quelconque. Il en va de même pour une position fléchie de la hanche. Les patients compensent leur posture genoux fléchis en générant un moment d'extension du genou indirect par une inclinaison du haut du corps vers l'avant. De cette manière, la verticale passe par le centre de gravité à l'avant de l'articulation du genou, lequel est ainsi maintenu indirectement en extension.

Une extension réduite de la hanche (contracture en flexion de la hanche) nécessite généralement une lordose accentuée à la fin de la phase d'appui. Si ce n'est pas possible, l'articulation du genou reste également fléchie à ce moment. Cette flexion amortit une partie de la force de propulsion, la jambe fléchit trop tôt et devient fonctionnellement instable, ce qui raccourcit le pas du membre controlatéral.

À l'inverse, une hyperflexion en avant (hypercyphose de la colonne vertébrale) est compensée par une posture fléchie des articulations de la hanche et du genou (par exemple dans la maladie de Bechterew). Les articulations perdent leur liberté de mouvement.

1.3.2.2 Phase pendulaire

Alors que c'est la stabilité de la jambe (l'équilibre) qui joue le rôle prépondérant dans la phase d'appui, le principal problème dans la phase pendulaire est la liberté de la jambe pour le basculement en avant. Une position en pied équin (pied équin ou pied ballant) exige donc davantage de flexion de la hanche et du genou pour ne pas rester suspendue, ou bien une circumduction. L'une et l'autre demandent plus d'énergie que la marche normale.

De même, une extension excessive du genou (flexion réduite) de la jambe libre se traduit par une surlongueur fonctionnelle et elle gêne le déplacement en avant de la jambe libre. Dans ce cas, il reste soit la circumduction également, soit un positionnement sur les orteils avec la jambe d'appui au milieu de la phase d'appui.

Une flexion réduite de la hanche entraîne un raccourcissement du pas. Elle est compensée par une rotation accentuée du bassin et par un raidissement de l'articulation de la hanche.

1.3.3 FAIBLESSE MUSCULAIRE

La faiblesse musculaire peut avoir des causes très diverses :

- Système nerveux : des lésions centrales et périphériques peuvent entraîner des parésies, de même qu'une spasticité dans le cas des lésions centrales. Ce groupe englobe également les troubles de la coordination et les ataxies, où la force musculaire n'est pas produite au bon moment.

- Muscles : les myopathies et les atrophies de toute nature peuvent s'accompagner d'une faiblesse musculaire. De même, des tendons de longueur excessive entraînent une faiblesse fonctionnelle.
- Des douleurs peuvent entraver l'utilisation de certains muscles.

1.3.3.1 Principes de la compensation

Dans la phase d'appui, le problème est de maintenir la jambe stable sous l'action des forces externes sans l'intervention du ou des muscles nécessaires. C'est pourquoi, dans un premier temps, des synergistes sont activés, ce qui s'accompagne cependant de composantes de mouvement supplémentaires. Lorsque cette compensation échoue ou qu'elle est impossible, c'est le centre de gravité du corps (pesanteur) ou bien la force de réaction au sol qui intervient : ces forces sont appliquées à la chaîne à maillons de la jambe de telle façon qu'une activité musculaire n'est pas nécessaire. Les moments de rotation externes auxquels le muscle affaibli devrait s'opposer sont évités.

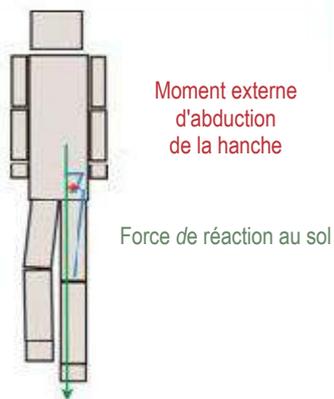
Dans la phase pendulaire, la jambe libre doit décoller du sol pour pouvoir être déplacée en avant. Ceci met en jeu des mécanismes similaires à ceux qui interviennent en cas de différence de longueur des jambes.

1.3.3.2 Phase d'appui

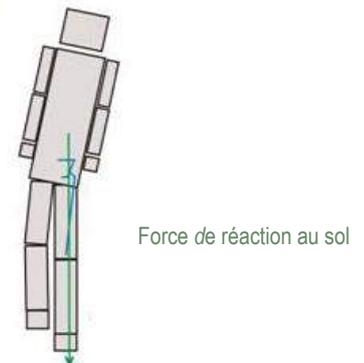
Nous allons décrire en premier le plan frontal car les pathologies sont mieux connues et, par suite, la problématique plus simple à comprendre :

Plan frontal

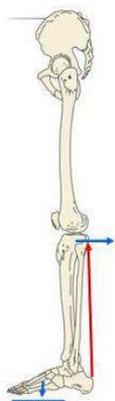
Dans la marche normale, la force de réaction au sol reste toujours en position médiale par rapport à l'articulation de la hanche, ce qui génère un moment d'abduction externe. Les abducteurs s'opposent à ce moment de rotation. Lorsqu'ils sont faibles, le patient peut soit laisser tomber le bassin (*Trendelenburg*, avec une surlongueur fonctionnelle correspondante



de la jambe dans la phase pendulaire), soit déplacer son centre de gravité au-dessus de l'articulation de la hanche (*Duchenne*). Cela permet de stabiliser l'articulation de la hanche sans la force des abducteurs. En cas de latéralisation plus importante du centre de gravité, le bassin peut même être soulevé par un moment abduction externe.



Plan sagittal



Le triceps sural est un des muscles les plus importants mis en jeu en cas de faiblesse musculaire. Une faiblesse à un quelconque degré des muscles qui contrôlent le mouvement dans le plan sagittal entraîne une instabilité dynamique de la jambe sous charge. C'est pourquoi l'articulation du genou est d'abord amenée et maintenue en extension en accentuant la flexion plantaire.

Les fléchisseurs plantaires contrôlent au cours de la marche le mouvement vers l'avant du tibia par rapport au pied immobilisé au sol et ils étendent ainsi indirectement l'articulation du genou. En outre, les muscles importants pour la compensation de faiblesses musculaires se trouvent dans les jambes. Une déficience des fléchisseurs plantaires est donc grave. La force de flexion plantaire absente est renforcée dans un premier temps par le recrutement de synergistes. Le premier mis en jeu est le muscle tibial postérieur,



A



B

ce qui ajoute une composante supplémentaire d'adduction en varus. En deuxième position interviennent les fléchisseurs plantaires des orteils et du hallus, ce qui entraîne la formation de hallus flexus (orteils en marteau). Lorsque leur effet est insuffisant, ces muscles auxiliaires doivent être distingués entre la défaillance unilatérale et le moment où la défaillance survient : en cas de défaillance unilatérale, la flexion du genou est évitée dans la jambe affectée, c'est-à-dire que l'articulation du genou est maintenue en extension par

les extenseurs du genou et par un décalage en avant du centre de gravité (A). En cas de défaillance bilatérale, après l'acquisition d'une bonne réaction d'équilibre, le même mécanisme est mis en jeu des deux côtés, ce qui signifie que le patient marche sur les talons. Dans de tels cas, les difficultés apparaissent principalement lors de la station debout car il n'y a pas la stabilité assurée par la dynamique lors de la marche. Par contre, si l'équilibre est insuffisant, le patient ne peut acquérir une stabilité suffisante que par un contact total de la plante du pied. Toutefois, du fait que l'extension de l'articulation du genou n'est plus possible, le patient adopte une posture avec les genoux fléchis (crouch gait, B).



Les extenseurs du genou, c'est-à-dire les muscles vastes, contrôlent la flexion surtout lors du transfert de poids de la jambe. Si les muscles vastes ne suffisent pas, le muscle droit de la cuisse entre en jeu, ce qui entraîne un basculement du bassin vers l'avant avec une flexion coxo-fémorale accentuée et une légère limitation du mouvement de la hanche. Si la force reste insuffisante a) la flexion est pratiquement empêchée lors du transfert de poids et b) l'articulation du genou est étendue par un autre mécanisme. Pour cela, le pied est d'une part davantage forcé en flexion plantaire (couple flexion plantaire/extension du genou) et d'autre part le haut du corps est incliné vers l'avant et l'extension de l'articulation du genou est assurée indirectement par le moment d'extension externe du genou.

En cas de faiblesse des extenseurs uniarticulaires de la hanche, ce sont d'abord les tendons qui sont recrutés en tant que synergistes. Lorsque le genou est en extension et sous charge, leur effet fléchisseur sur l'articulation du genou est relativement minime. Toutefois, à mesure que la flexion du genou augmente, ce qui est nécessaire pour compenser une position fléchie de la hanche, l'action fléchisseuse sur l'articulation du genou devient plus importante. Dans cette situation, les extenseurs du genou sont également activés pour bloquer l'articulation du genou, ce qui retransmet l'action des tendons aux hanches. Cette co-contraction des fléchisseurs et des extenseurs du genou a donc une raison d'être fonctionnelle et ce n'est pas une pathologie primaire. Néanmoins, elle entraîne une réclinaison du bassin et une réduction de l'amplitude de mouvement fonctionnel de l'articulation de la hanche. Par contre, une défaillance des extenseurs de la hanche sans la compensation décrite est compensée par un décalage vers l'arrière du centre de gravité. Ceci génère un moment d'extension externe qui amène et maintient la hanche en extension même sans l'intervention des extenseurs de la hanche. Dans ce cas, cependant, le tibia doit être légèrement incliné vers l'avant pour éviter qu'il se forme un moment de flexion externe trop important dans le genou.

Une parésie légère des élévateurs du pied permet encore de marcher sur les talons, mais l'attaque du pied au sol n'est plus freinée et elle se manifeste par un claquement audible correspondant. Il n'y a pas de compensation.

Une faiblesse du muscle tibial postérieur se manifeste par une valgisation de l'arrière-pied, associée à un pied plat en cas de faiblesse ligamentaire et de squelette encore immature. Il n'y a pas de compensation. Il existe un risque de syndrome de mauvais alignement : le pied non chargé (à l'examen) tourne latéralement vers l'extérieur. Sous charge, en revanche, le pied est fixe par rapport au sol. Ce n'est plus le pied qui tourne vers l'extérieur mais la jambe qui tourne vers l'intérieur, ce qui se manifeste par des genoux rentrants. La rotation du pied vers l'extérieur raccourcit le bras de levier du triceps sural et ce contrôle essentiel pour la posture redressée devient insuffisant. Il faut donc davantage de force des extenseurs du genou pour contrôler l'articulation du genou en posture redressée.

1.3.3.3 Phase pendulaire



Dans la phase pendulaire, les principaux problèmes sont dus à une surlongueur fonctionnelle de la jambe. Ainsi, en cas de parésie des éleveurs du pied, la jambe doit être levée davantage en accentuant la flexion du genou et de la hanche (voir ci-dessus). Une défaillance des fléchisseurs de la hanche entraîne soit un raccourcissement du pas, soit elle doit être contrebalancée par un mouvement accru du bassin dans le plan sagittal.

1.3.3.4 Faiblesse musculaire générale

En présence d'une maladie de base avec ataxie, la force musculaire n'est pas nécessairement réduite mais elle n'est pas fournie au bon moment. De ce fait, les patients préviennent les situations fonctionnellement difficiles qui nécessitent une activité musculaire contrôlée. C'est pourquoi l'articulation du genou, principalement, est bloquée en extension complète et la jambe ainsi sécurisée comme appui. Ceci met en jeu les mêmes mécanismes que ceux décrits ci-dessus : en premier lieu, la flexion plantaire accentuée, en second lieu, l'inclinaison en avant du haut du corps et en troisième lieu les extenseurs du genou.



En cas de myodystrophie, on observe une perte de force musculaire généralisée. À mesure que la faiblesse augmente, la station debout et la marche ne sont plus possibles que lorsque les structures et les forces passives peuvent être mises en jeu. Le patient contrôle sa posture par la position du centre de gravité : une légère contracture du triceps (0 à 5° de flexion plantaire) stabilise l'articulation de la cheville et donc la position de la jambe inférieure. Le genou, la hanche et la colonne vertébrale sont en extension complète et, de ce fait, il n'y a pratiquement pas de force musculaire mise en jeu.

Une faiblesse musculaire fonctionnelle généralisée apparaît également en cas de déficit de coordination et d'ataxie. En pareil cas, la force musculaire est conservée mais elle ne peut pas être mise en œuvre au bon moment. Les répercussions sur la marche et la station debout sont très similaires au tableau de la myodystrophie.

1.3.4 SPASTICITÉ

La spasticité peut être définie comme une tension antagoniste active du muscle contre un stimulus d'allongement soudain ou rapide. Cette réaction est particulièrement marquée chez les patients qui présentent une atteinte spinale (paraplégie), caractérisée par l'absence d'inhibition proximale et une accentuation croissante du réflexe proprioceptif musculaire. Une autre forme de spasticité plus globale se manifeste souvent en présence de lésions cérébrales. Elle repose d'une part directement sur une innervation perturbée avec réduction de l'inhibition mais aussi d'autre part sur une sensation d'insécurité générale qui entraîne également une raideur généralisée (voir Sensation d'insécurité). Une certaine aide à la différenciation est offerte par l'analyse de la tonicité en position debout et couchée sur un support sûr, qui se traduit souvent par une nette réduction des tensions. La spasticité locale s'exprime par des augmentations du tonus principalement dans certains groupes de muscles, que les muscles bi-articulaires, surtout, ont tendance à présenter.

Grâce à la tension antagoniste que les muscles opposent à l'allongement, les patients marchent avec une allure similaire à la normale lorsque la vitesse de marche est lente. À l'inverse, la spasticité est d'autant plus marquée que la vitesse est élevée et elle freine surtout les mouvements dont la vitesse angulaire est grande, comme dans la phase pendulaire. La pose du pied de type équin entraîne un allongement soudain du tendon d'Achille et du triceps, qui réagit par une tension antagoniste et place le patient sur les orteils. Ceci donne les différentes formes de pied équin :



A



B

Le pied équin peut être dû à une flexion plantaire accentuée (A) ou à un déficit d'extension du genou (B) à la fin de la phase pendulaire. Une marche de type pied équin due à une flexion plantaire accentuée est peu dérangeante tant que le talon se pose. Il peut ainsi y avoir malgré tout une marche sur la plante du talon et, dans la station debout, la jambe inférieure est stable verticalement par rapport au sol. Par contre, une démarche de type pied équin due à une flexion du genou accentuée exige un travail de maintien de la part des muscles extenseurs du genou.



C

Dans la phase pendulaire, la jambe est fonctionnellement raccourcie par l'extension postérieure du pied et la flexion du genou et, de ce fait, elle ne reste pas au sol. Si ce raccourcissement fonctionnel est insuffisant, l'autre jambe (au cours de la phase d'appui) doit être étendue au maximum pour gagner de la longueur par rapport à la jambe libre (C). Pour cela, il est nécessaire de se placer activement sur la pointe des orteils. Ce processus est une compensation de la surlongueur relative de la jambe controlatérale dans la phase pendulaire et il n'indique en aucun cas une dysfonction ou une spasticité !

1.3.5 AUTRES TROUBLES

Les troubles cognitifs ont eux aussi une grande influence sur la marche :

1.3.5.1 Sensation d'insécurité

Une sensation d'insécurité peut avoir différentes origines : nous pouvons nous trouver dans une situation difficile (grande hauteur, petite surface d'appui peu sûre, mais aussi stress émotionnel et beaucoup d'autres situations), ou nous pouvons ressentir une faiblesse musculaire. De même, un mauvais équilibre entraîne une sensation d'insécurité. La réaction est une augmentation généralisée de la tension musculaire (du tonus) afin de contrôler l'appareil locomoteur par le raidissement de la posture.

1.3.5.2 Troubles de la vision



Une vue faible quelle qu'en soit la cause entraîne également une modification de la démarche. Les patients utilisent le pied comme un organe tactile et, de ce fait, ils le maintiennent en flexion plantaire lorsqu'ils le posent. Grâce à cette position de pied équin, ils tâtent les obstacles et évitent les blessures dues aux objets. Des chaussures protégeant les pieds peuvent à elles seules normaliser la démarche.

1.3.5.3 Troubles sensoriels



Chez les patients qui présentent des lésions cérébrales, il est fréquent que les fonctions locomotrices mais aussi les fonctions sensorielles soient atteintes. Dans ce cas, le niveau de sensibilité peut être altéré, provoquant une hypo- ou hyperesthésie. Cette dernière en particulier rend désagréable pour les patients le fait de permettre un contact du membre concerné. Lorsque le pied est touché, le patient essaie d'éviter ce contact et il se met sur la pointe des orteils. Il s'agit là d'un processus actif et le traitement doit viser à corriger l'hyperesthésie et non le pied équin.

2 TERMINOLOGIE DE LA TECHNIQUE DE LA CHAUSSURE ORTHOPÉDIQUE ET TECHNIQUE ORTHOPÉDIQUE

Thomas Böni, Reinald Brunner

2.1 INTRODUCTION

Les travaux techniques orthopédiques font partie intégrante du traitement de nombreuses affections orthopédiques et neuro-orthopédiques. Elles sont plus anciennes que les mesures chirurgicales et peuvent être prises avant, entre, après ou en lieu et place d'opérations. Après des amputations, elles constituent l'unique possibilité de traitement orthopédique. Les intérêts de la technique orthopédique sont représentés par l'APO (Schweizerische Arbeitsgemeinschaft für Prothesen und Orthesen / Association suisse pour l'étude scientifique et le développement des prothèses et orthèses).

En technique orthopédique, on distingue les domaines de spécialisation suivants :

La technique orthopédique :

Prothèses, orthèses, bandages, moyens auxiliaires de réadaptation

Nom de la profession : technicien orthopédiste

Association : SVOT (Schweizer Verband der Orthopädie-Techniker)
ASTO (Association Suisse des Techniciens en Orthopédie)

La technique de la chaussure orthopédique :

Cordonnerie orthopédique, semelles intérieures, adaptations de chaussures, orthèses et prothèses du pied

Nom de la profession : maître cordonnier orthopédiste (MCO)

Association professionnelle : SSOMV (Schweizerischer Schuhmacher- und Orthopädieschuhmachermeister-Verband)
ASMCO (Association suisse des Maîtres cordonniers et bottiers orthopédistes)

Chirurgie de l'amputation et des moignons, pied diabétique :

Nom de la profession : médecin spécialiste FMH en chirurgie orthopédique

Association professionnelle : SGOT (Schweizerische Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie)
SSOT (Société suisse d'orthopédie et de traumatologie)

Réadaptation orthopédique :

Travail en équipe : médecin orthopédiste (direction), technicien orthopédiste, maître cordonnier orthopédiste, physiothérapeute, ergothérapeute, assistant social, psychiatre, infirmière experte en plaies et cicatrisation, technicien plâtrier, infirmière du diabète, infirmière podologue (podologue).

2.2 TECHNIQUE DE LA CHAUSSURE ORTHOPÉDIQUE

La vue d'ensemble suivante est basée sur la liste établie en 1991 par l'Association internationale des cordonniers orthopédistes (AICO). Elle a été mise à jour et adoptée en 1993 par la Centrale des tarifs médicaux (CTM). Elle facilite la compréhension internationale et interdisciplinaire (médecins orthopédistes / cordonniers orthopédistes).

2.2.1 CHAUSSURE

La chaussure doit protéger le pied des influences extérieures telles qu'humidité, froid, saleté, agents chimiques et blessures. La chaussure ne doit en aucune manière déformer le pied ou l'endommager. De ce fait, la mobilité naturelle du pied sain doit être aussi peu entravée que possible. Les orteils ne doivent pas être déviés de leur position naturelle. La sueur produite par la transpiration doit être absorbée par le matériau constituant la tige et la semelle intérieure proprement dite. La longueur et la largeur de la chaussure doivent être choisies correctement. Comme le pied subit un allongement consécutif à la pression exercée dans la phase d'appui lors du pas, il faut compter chez les adultes avec une marge de 1,5 cm par rapport à la longueur du pied non soumis à une pression.

Structure de la chaussure

La chaussure se compose de la semelle et de la tige. Font partie de la semelle : 1. la semelle intérieure, 2. la semelle de marche, 3. le rembourrage, 4. l'articulation de la chaussure et 5. le talon.

La semelle intérieure

Elle constitue la base et l'élément définissant la forme de la chaussure. Celle-ci est construite sur la base de la semelle intérieure, et tant la partie supérieure que la semelle de marche y sont fixées.

Semelle de marche

La semelle de marche est la partie de la chaussure qui est directement en contact avec le sol. En tant que semelle complète, elle va du talon à la pointe du pied ; en tant que demi-semelle, elle va de l'articulation à la pointe du pied. Dans la région de la pointe du pied, la semelle de marche n'est pas en contact direct avec le sol, mais à une certaine distance (ce qu'on appelle élévation de la pointe), dont l'ampleur dépend de la hauteur du talon et de la flexibilité de la chaussure. Avec un talon plat ou un matériau rigide, l'élévation de la pointe devrait être plus grande, afin de faciliter le déroulement du mouvement du pied.

Rembourrage

On entend par rembourrage le matériau inséré entre la semelle intérieure et la semelle de marche, et destiné à compenser les inégalités dans la région de l'avant-pied. Par son élasticité, le rembourrage doit permettre une répartition de la pression sur l'ensemble de la plante du pied. Il ne doit être ni trop dur, ni trop lourd. Il devrait avoir un effet isolant, régulant la température et posséder la capacité d'absorber et d'éliminer l'humidité.

Articulation de la chaussure

L'articulation de la chaussure est la pièce intermédiaire entre le talon et la semelle de marche, donc la partie de la chaussure qui n'est en principe pas en contact avec le sol. Par décrochement de l'articulation, on entend la hauteur de la cambrure (concavité) de l'articulation de la chaussure. Elle doit correspondre à la hauteur du talon.

Talon

Par talon, on entend la partie de la chaussure qui est placée sous le talon, et qui est la première à se trouver en contact avec le sol dans la phase d'appui.

Tige

La tige se compose de l'empeigne et d'un ou de plusieurs quartiers.

Empeigne

L'empeigne (bout dur) constitue la partie antérieure de la tige, qui recouvre l'avant-pied. Au-dessus des orteils, l'empeigne peut être renforcée par une coquille de protection (coquille d'empeigne).

Quartier

Le quartier constitue la partie intérieure, voire arrière de la tige. En règle générale, les quartiers intérieur et extérieur sont reliés par une couture du talon. Il existe également des modèles de chaussures constituées d'un seul quartier, qui enveloppent toute la cheville.

Un renforcement peut être placé à l'arrière, par-dessus les quartiers, et s'appelle le contrefort. La hauteur de la tige est mesurée depuis l'arête supérieure de la semelle en passant par la malléole intérieure. Si la tige ne couvre pas la malléole, on parle d'un soulier (soulier bas), si elle la recouvre, on parle alors d'une bottine (plus haut ou soulier montant).

2.2.1.1 Chaussure orthopédique sur mesures

Définition

Moyen auxiliaire orthopédique destiné à la réadaptation et au traitement en cas d'état pathologique, sur ordonnance du médecin. La chaussure orthopédique sur mesures est fabriquée d'après une forme conçue spécialement pour le patient. Tous les éléments de technique de la chaussure et de technique orthopédique indispensables sont inclus dans le processus de fabrication de la chaussure.

Ordonnance

Une ordonnance médicale est nécessaire lors du premier traitement de la fourniture.

Prescription

La prescription est fonction de l'état pathologique et de l'objectif thérapeutique. Les chaussures orthopédiques sur mesures sont prescrites quand des mesures plus simples de technique orthopédique (par exemple chaussure orthopédique de série, supports plantaires intérieures, adaptations orthopédiques de la chaussure) ne suffisent plus à aider le patient de façon satisfaisante. Les prescriptions s'articulent de la manière suivante (modèle suisse) :

- **Proportions anormales de forme**
Disproportion, longueur des pieds inégale, enflure, modification du squelette, forte déformation
- **Déformations du pied**
Différence pathologique du pied, modifications du squelette, malformations, amputations partielles
- **Dysfonctionnements**
Restrictions de mobilité, mauvaises postures, modifications articulaires, inflammations articulaires, insuffisance musculaire, paralysies, neuropathies
- **Raccourcissements de la jambe**
Différences de longueur des jambes supérieures à 25 mm
- **Complément à l'assistance orthétique**
Nécessité d'un gros volume, mesures fonctionnelles complémentaires

Normalement, les chaussures sont fabriquées par paire.

Fabrication

La fabrication d'une chaussure orthopédique sur mesures exige beaucoup de temps parce que toutes les mesures de techniques orthopédiques doivent y être intégrées. Il faut d'abord réaliser une forme, puis une chaussure d'essai.

Forme

Selon l'état du pied, on réalise une forme en bois ou en matière synthétique, sur laquelle la chaussure orthopédique sur mesures ou la chaussure intérieure sera fabriquée. La forme est conçue de façon individuelle et demeure en tant que modèle et pièce à façonner chez le cordonnier orthopédiste qui l'améliore constamment en fonction du confort éprouvé par le porteur. Dans des cas simples, il suffit de recourir à une forme standard. Pour des dysfonctionnements graves du pied, les mesures sont prises à l'aide d'un modèle en plâtre ou en matériau synthétique. Le négatif obtenu servira à couler de la mousse rigide ou une matière servant à réaliser les formes, et le modèle ainsi obtenu encore à l'état brut sera retravaillé en fonction des exigences de la technique orthopédique et de la cordonnerie.

Chaussure d'essai

Chaussure provisoire fabriquée d'après la forme réalisée sur le patient, sans garantie de durabilité.

Les chaussures d'essai sont fabriquées afin de contrôler les effets des travaux de technique orthopédique et l'exactitude de la forme réalisée.

Feuille thermoplastique transparente pour chaussure d'essai / Essai avec transparent

La forme prête à l'emploi avec un lit plantaire d'essai est complétée par les travaux de techniques orthopédiques prévues. Puis une feuille thermoplastique transparente est moulée sur la forme sur mesures par emboutissage. À partir de cette chaussure d'essai en folio transparent, on peut procéder à l'essai avec transparent. Porté sur le pied nu, il peut donner

immédiatement des indications sur la formation de condensation et de coloration de la peau (pâleur, rougeur), précieuses pour le travail ultérieur de la forme. L'essai sur transparent sert d'examen de la forme réalisée.

Chaussure d'essai en cuir et contrôle de marche

La chaussure d'essai en cuir permet de procéder à l'examen fonctionnel et dynamique des travaux de technique orthopédique prises. Le patient doit faire part de sa sensation de bien-être et de toutes ses critiques consécutives à l'essai de mobilité, ainsi que de ses désirs. L'essai de mobilité permet d'évaluer la qualité de la marche, et la chaussure d'essai en cuir peut être utilisée comme solution provisoire jusqu'à la réalisation définitive de la chaussure orthopédique sur mesures.

Chaussure thérapeutique

Chaussure orthopédique sur mesures servant de chaussure intérimaire de moindre qualité en ce qui concerne les matériaux utilisés et l'exécution, destinée à une phase thérapeutique bien précise, ainsi qu'à une mise à disposition précoce ou immédiate.

2.2.1.2 Chaussure orthopédique de série

(chaussures semi-ouvrées, chaussures semi-orthopédiques)

La chaussure orthopédique de série est un produit semi-fini (en lieu et place d'une finition sur mesures), portant encore des appellations différentes selon les pays (Allemagne : chaussure reconstitutive, Hollande : chaussure semi-orthopédique, Suisse : chaussure orthopédique de série).

Elles sont produites par des fabriques de chaussures en tant que produits semi-finis ou fabriquées en série par des cordonniers orthopédistes. Les chaussures orthopédiques de série doivent être en mesure de chauffer des formes de pieds pathologiques sortant de la norme. C'est pourquoi elles conviennent parfaitement dans certains cas et permettent d'éviter la fabrication plus coûteuse et plus longue de chaussures orthopédiques sur mesures. Ces chaussures doivent remplir des conditions très précises et n'ont pas de lit plantaire. Le lit plantaire orthopédique du pied doit être exécuté et placé individuellement, tout comme l'ensemble des adaptations orthopédiques indispensables dans la tige et la semelle.

La chaussure orthopédique de série est soumise aux mêmes conditions de mise à disposition et d'ordonnance que la chaussure orthopédique sur mesures.

2.2.1.3 Chaussures orthopédiques spéciales

Chaussures de confection répondant à des tâches spéciales, avec des exigences de qualité élevées. En plus de certaines exigences spécifiques, ce sont des chaussures qui présentent des qualités particulières visant à faciliter le déroulement de la marche, l'amortissement ou la stabilisation. Elles sont donc en mesure de réduire ou de compenser certaines pertes fonctionnelles.

Chaussure spéciale pour supports plantaires

Chaussures de série conçues pour porter des formes intérieures mobiles, bien adaptées à l'exécution d'adaptations orthopédiques complémentaires. Elles présentent des contreforts renforcés et surélevés et tiennent compte de la place nécessaire à la pose des supports plantaires.

Chaussure spéciale pour orthèses

Chaussures de série conçues spécialement pour être portées avec des orthèses, qui comportent un volume adapté en conséquence, correspondent à des exigences de qualité élevées et sur lesquelles des adaptations orthopédiques complémentaires peuvent être entreprises.

Chaussure spéciale de stabilisation

Chaussures confectionnées avec une tige haute, qui présentent certains éléments de stabilisation.

Leur domaine d'application se situe dans les mesures de traitement fonctionnel consécutives à des lésions de la capsule et des ligaments de l'articulation du pied permettant de limiter les mouvements de supination et de pronation ou à la flexion dorsale suite à des ruptures du tendon d'Achille.

Ce moyen de stabilisation se justifie également pleinement en cas d'insuffisance ligamentaire et musculaire, ainsi que lors de troubles des fonctions et de paralysies du pied et du membre inférieur.

Chaussure spéciale pour bandages

Chaussure de confection en tissu, en mousse synthétique tendre ou en cuir nappa, qui peut être portée par-dessus des bandages de plaies.

Chaussure thérapeutiques pour enfants

Chaussures spéciales destinées à la thérapie et au traitement en cas d'insuffisances ligamentaires et musculaires, troubles des fonctions, paralysies, mauvaises positions de l'axe de la jambe et démarche pathologique.

Type antivarus

Pour le traitement du pied adductus chez l'enfant ou du traitement postopératoire du pied bot, avec toutes les formes de symptômes de varus et du mouvement d'abduction.

Type antivalgus

Pour le traitement du pied valgus massif, avec toutes les formes de symptômes valgus et du mouvement d'abduction.

[2.2.1.4 Autres fabrications de chaussures](#)

Chaussure de série

Chaussures de confection normales, qui ne présentent aucune caractéristique à propos d'indications orthopédiques, telles que par exemple chaussures de maintien, chaussures de santé, chaussures de sport, sandales rembourrées, etc.

Chaussure sur mesures

Selon les mensurations individuelles du pied et les désirs particuliers du client concernant leur utilisation et leur forme, chaussure réalisée de façon artisanale, sans éléments constitutifs particuliers d'ordre orthopédique.

2.2.2 ORTHÈSES ET PROTHÈSES DU PIED

2.2.2.1 Chaussures internes

Les chaussures internes en tant que prothèses ou orthèses du pied ont été développées par la technique orthopédique de la chaussure. Elles permettent la réadaptation et le traitement en cas d'état pathologique, sur ordonnance du médecin.

En tant qu'orthèses et prothèses du pied, les chaussures intérieures sont fabriquées à partir d'une forme réalisée spécialement pour le patient. Toutes les mesures de technique orthopédique indispensables sont effectuées de manière individuelle.

Normalement, les chaussures intérieures se portent sous la chaussette, dans des chaussures de confection.

2.2.2.2 Chaussures intérieures orthétiques

Releveur du pied

Orthèse pour paralysie, qui est spécialement conçue individuellement en cas de paralysie du péronier, dans des matériaux thermoplastiques et avec un revêtement de cuir.

Le releveur du pied est porté sous la chaussette comme orthèse pour paralysie ou peut être inclus dans un soulier montant ou une bottine comme élément d'adaptation de la chaussure.

Orthèse du pied avec tige malléolaire

Chaussure intérieure permettant la conduite, la stabilisation ou la position de repos des articulations du pied.

Orthèse du pied avec tige de jambe

Chaussure intérieure pour la conduite, la stabilisation ou la fixation des articulations du pied et de la cheville.

Orthèse pour chaussure interne

Les orthèses pour chaussures intérieures remplacent de coûteuses chaussures orthopédiques sur mesures dans des cas difficiles et très difficiles. Elles permettent une amélioration fonctionnelle, une meilleure stabilisation, ainsi qu'une esthétique plus satisfaisante, ce qui permet souvent de porter des souliers bas.

Orthèse de raccourcissement de la jambe

Chaussure intérieure avec égalisation du raccourcissement de la jambe.

Chaussure intérieure orthoprothétique

Chaussure intérieure de construction particulière avec la partie artificielle du pied.

Orthèse thérapeutique de nuit

Chaussure intérieure orthétique facilitant la position de repos ou une correction du pied.

Orthèse des orteils

Attelles correctives de décharge ou coussinets de soulagement en silicone ou en mousse thermoplastique, qui sont fabriquées individuellement en cas de contractures partielles causées par de mauvaises positions des orteils.

2.2.2.3 Chaussures intérieures prothétiques**Prothèse de raccourcissement de la jambe**

Chaussure intérieure pour égalisation de la longueur des jambes, avec partie du pied artificielle.

Prothèse des orteils

Remplacement esthétique d'un ou de plusieurs orteils.

Prothèse de l'avant-pied

Chaussure intérieure avec fonction prothétique en cas d'amputation partielle au pied.

Orthoprothèse

Chaussure intérieure pour moignon difficile avec déformation et mauvaise position très marquée.

2.2.3 FORMES INTÉRIEURES ORTHOPÉDIQUES**2.2.3.1 Formes intérieures orthopédiques**

Les formes intérieures orthopédiques constituent un moyen auxiliaire orthétique prescrit sur ordonnance médicale dans le but de soulager, conduire et soutenir le pied individuellement selon les exigences des affections. Elles peuvent être portées et placées dans différentes chaussures.

2.2.3.2 Formes prothétiques

Les formes prothétiques avec remplacement intégré de l'avant-pied en cas d'amputations de l'avant-pied, pouvant être portées et placées dans différentes chaussures.

2.2.4 ADAPTATIONS ORTHOPÉDIQUES DE CHAUSSURES

Les adaptations orthopédiques sont destinées à diminuer ou à compenser des disparitions de fonctions, à permettre d'appliquer des mesures thérapeutiques ou de s'adapter à des formes de pieds pathologiques. Dans certains cas, elles complètent également la mise à

disposition de supports plantaires orthopédiques, de chaussures intérieures, d'orthèses ou de prothèses.

Les adaptations orthopédiques ne peuvent être effectuées que sur des chaussures spéciales, des chaussures orthopédiques de série et à des chaussures de série de qualité (chaussures de confection) qui garantissent une durée d'utilisation optimale (pas de chaussures bon marché).

Dans beaucoup de cas, le recours à des adaptations orthopédiques de chaussures permet d'éviter de procéder à la fabrication nettement plus coûteuse de chaussures orthopédiques sur mesures ou d'orthèses.

Vue d'ensemble des adaptations orthopédiques de chaussures :

Dans cette vue d'ensemble, les adaptations orthopédiques de chaussures comprennent les mesures suivantes :

2.2.4.1 Aides au déroulement du pied

Les aides au déroulement permettent de faciliter le processus de déroulement en cas de restriction totale ou partielle du mouvement des articulations du pied, mais également du genou et de la hanche. En facilitant le mécanisme de déroulement, il est possible de soulager et de protéger des articulations douloureuses ou endommagées. Plus le déroulement est ample, plus la surface de contact est réduite, ce qui influence la sûreté de la marche et de la position verticale. Il convient d'en tenir compte auprès de patients présentant une insécurité de déplacement. Le point culminant et la direction du déroulement peuvent être choisis individuellement, mais ils doivent pourtant se trouver sous l'articulation dont on veut compenser la mobilité réduite ou nulle, ou que l'on veut soulager et protéger. Les aides au déroulement doivent être installées aux semelles et aux talons des chaussures. Selon leur fonction spécifique, il convient de distinguer entre les différentes aides au déroulement ci-dessous :

Barre de déroulement de l'avant-pied

Avec la barre de déroulement de l'avant-pied le point culminant se trouve à la hauteur des articulations de la base des orteils. Elle sert d'aide au déroulement général pour le pied et soulage la plante du pied et les articulations de la base des orteils. Selon l'emplacement du point culminant, l'inclinaison dans la chaussure se porte davantage vers l'extérieur ou vers l'intérieur. En règle générale, une adaptation du talon est indispensable.

Barre de déroulement du médio-tarse

Avec la barre de déroulement du médio-tarse, le point culminant est en arrière par rapport à la barre de déroulement de l'avant-pied et se trouve sous la plante du pied. De cette façon, les articulations du tarse, de la cheville, du genou, de la hanche, mais aussi la musculature du mollet et le talon d'Achille, sont soulagées. La barre de déroulement du médio-tarse est indiquée en cas d'arthrodèses du tarse et des articulations de la cheville, du genou et de la hanche.

Barre de déroulement des orteils

Avec la barre de déroulement des orteils, le point culminant se trouve devant la ligne de déroulement du médio-tarse, c'est-à-dire devant les articulations de la base des orteils. Cela permet de soulager les extrémités et les articulations de la base des orteils. Elle est utilisée en cas de hallux rigidus, de douleurs et de restrictions fonctionnelles des articulations des orteils.

Barre de direction

La direction de l'inclinaison du pied dans la chaussure peut être influencée par la direction du point culminant du déroulement. La barre de direction peut être utilisée pour harmoniser le processus de déroulement en cas de mauvaise position en adduction ou en abduction du pied, ou de mauvaise position lors d'une torsion de la jambe. En cas de torsion anormale du tibia, on peut ainsi apporter un soulagement de douleurs au genou.

Barre tampon

La barre tampon nécessite un remplissage de l'articulation de la chaussure avec un talon biseauté. Le point culminant de la barre tampon se trouve dans la région de l'articulation de la chaussure, où elle peut être fixée de façon individuelle. Normalement, le point culminant se trouve sous l'axe transversal de la partie supérieure de la cheville. La barre tampon est utilisée à la façon d'un effaceur d'encre en cas de recours à une orthèse, de petits moignons de pied ainsi que de restrictions de la mobilité ou de douleurs dans la région du tarse et de la cheville.

Barre de déroulement papillon

La barre de déroulement papillon permet de soulager les têtes des métatarsiens II, III et IV. Elle présuppose une capacité de charge non limitée des têtes des métatarsiens I et V. Le point culminant de la barre de déroulement papillon placé et recouvert, alors que la semelle de contact est rabotée et que les têtes des métatarsiens II-IV sont légèrement rembourrées, se confond parfaitement avec celui de la barre de déroulement de l'avant-pied. Afin d'éviter l'affaissement des têtes des métatarsiens II-IV, un soutien rétrocapital est indispensable. La barre de déroulement papillon est indiquée en cas de métatarsalgies II-IV.

Barre de déroulement de décharge

La barre de déroulement de décharge est fabriquée de façon individuelle et sert à soulager les zones sensibles du pied. Ces parties sensibles sont donc légèrement enfoncées dans la semelle de contact et la barre de déroulement.

Barre de freinage

Le frein de déroulement empêche / entrave le déroulement par un effet de levier inverse ; il en résulte un moment d'extension dans l'articulation du genou. Cela permet de stabiliser l'articulation du genou en cas de paralysies (paralysie du quadriceps) et ainsi d'améliorer et de stabiliser le déroulement de la marche.

Talon de déroulement

Placé dans l'axe de la marche, le talon de déroulement permet l'initialisation du mouvement et le rend plus facile. De plus, il exerce un effet limité d'atténuation de la poussée. Un talon

de déroulement est spécialement indiqué pour soulager le muscle antérieur du tibia en cas de syndrome du muscle tibial antérieur.

Talon tampon

Le talon tampon est parfaitement arrondi et élastique, et le processus de déroulement se limite à la surface du talon. Peut-être indiqué à l'occasion en cas d'arthrodèses des articulations du genou ou de la hanche, ou en cas de présence d'orthèses avec articulation bloquée du genou ou de la hanche.

Talon prolongé vers l'arrière

Avec le talon prolongé, le point de départ du talon est déplacé vers l'arrière. Cela permet d'allonger le bras de levier induit par la flexion plantaire. Il permet de soutenir la musculature du mollet en cas de faiblesse ou de paresse de celui-ci. Simultanément, le muscle antérieur du tibia et l'extenseur du gros orteil sont étirés. Le talon prolongé vers l'arrière est indiqué en cas de pied talus paralysé, parce qu'il contrebalance la flexion dorsale et la position rigide du talon.

2.2.4.2 Amortissement

Talon amortisseur

Il permet d'amortir la pression et d'absorber les chocs lors de la marche. Le degré de rembourrage peut être choisi en fonction de la dureté et de l'élasticité du matériau utilisé. En retardant la mise en action des forces, il permet de protéger les articulations du tarse, de la cheville, du genou et de la hanche, mais également de la colonne vertébrale.

Rembourrage du talon

Des rembourrages supplémentaires peuvent être placés à la plante des pieds, afin d'atténuer les poussées axiales. Mais pour cela, il convient d'utiliser un matériau tendre et élastique, qui se laisse déformer, tout en ne présentant pas de caractéristiques de choc en retour.

2.2.4.3 Corrections posturales

Les corrections posturales favorisent la sûreté en position de repos et de marche, influencent positivement l'allure de la marche, contribuent à une usure régulière de la semelle et empêchent une déformation des chaussures. Les corrections posturales sont indiquées en cas de charge excessive du pied, voire des chaussures, vers l'intérieur ou vers l'extérieur, en cas de déformations et de paralysies, d'insuffisances ligamentaires et d'autres troubles fonctionnels des pieds et de la cheville. Les corrections posturales sont effectuées sur la semelle et le talon des chaussures. Ce qui est surtout important, c'est l'effet stabilisateur des points corrigés. Les mesures suivantes font partie des corrections posturales :

Surélévation des bords internes ou externes

Une surélévation des bords de la semelle et du talon pratiquée sur le côté interne ou sur le côté externe modifie la répartition de la charge de la partie supérieure et inférieure de la cheville, dans le sens d'une supination, voire d'une pronation. De cette façon, l'appareil ligamentaire médian, ou même latéral, peut être soulagé. L'articulation du genou est influencée de la même manière.

Élargissement du talon

Des talons élargis de façon médiane ou latérale diminuent le risque de fléchissement et facilitent la compensation d'une statique déficiente.

Inclinaison du talon

Les talons présentant une petite surface de contact sont inclinés en direction de la ligne de force, afin que la surface de contact concorde avec la ligne de charge, diminuant ainsi le danger de glissement.

Montage d'un talon élargi

Un nouveau talon est monté afin de garantir une surface de contact plus importante. De cette façon, la sûreté en position verticale est accrue.

Talon à ailette

Le talon aliforme allonge la surface de contact du talon, soutenant ainsi l'articulation de la chaussure et améliorant la sûreté en position verticale.

Talon lifty

Le talon lifty allonge la surface de contact du talon jusqu'au point de contact de la semelle et permet ainsi d'équilibrer la répartition du poids sur la totalité de la surface plantaire. Il agrandit la surface de charge et renforce la cambrure de la chaussure.

2.2.4.4 Compensation d'un raccourcissement de la jambe

Surélévation du talon

Si la compensation d'un raccourcissement doit être effectuée exclusivement sur le talon de la chaussure, ce raccourcissement ne doit pas excéder 12 mm. La possibilité de compensation d'un raccourcissement par surélévation du talon sur un côté et abaissement sur le côté opposé est fonction du genre de chaussure et de la cambrure. Par une surélévation des deux talons, on peut soulager le tendon d'Achille et la musculature plantaire, et réduire la charge quand on pose le talon.

Surélévation du talon et de la semelle

Pour des raccourcissements supérieurs à 1 cm, la compensation doit être effectuée sans interruption depuis le talon jusqu'à la semelle, afin d'éviter une décharge unilatérale et donc un raccourcissement de la musculature plantaire et une position défavorable de la cambrure (position de la pointe des orteils). La surélévation de la semelle produit un certain renforcement de la semelle. Afin de faciliter le mouvement du déroulement, le matériau de la semelle doit être poncé de manière fonctionnelle.

Talonnette de compensation

Selon le type de chaussure, les compensations de raccourcissements de la jambe peuvent également être effectuées sous forme d'une talonnette de compensation ou intégrées dans le rembourrage, voire la semelle intérieure de la chaussure.

2.2.4.5 [Stabilisations](#)

Renforcement de la cambrure

Une cambrure trop faible de la chaussure réduit la stabilité de l'ensemble de la chaussure. Celle-ci se déforme et la cambrure peut être aplatie. Pour le renforcement, on peut utiliser des laminés en fibres de carbone ou des lames d'acier.

Renforcement de la semelle

Si une immobilisation importante de l'articulation du pied est indispensable, il est indiqué de rigidifier complètement la semelle. C'est également réalisable au moyen de laminés en fibres de carbone. Afin de faciliter le mouvement, il est nécessaire de recourir à des moyens auxiliaires de déroulement du pied.

Renforcement du contrefort arrière

Le renforcement du contrefort arrière (contrefort du talon) permet de stabiliser le talon et lui donne latéralement un bon maintien et une conduite plus sûre. Si le contrefort arrière est déplacé vers l'avant, il soutient une correction supinatrice ; s'il est déplacé latéralement, il permet une correction pronatrice, s'opposant ainsi à toute tendance à l'éversion, voire à l'inversion de l'arrière du pied. Les renforcements des contreforts peuvent être placés sous la malléole ou l'envelopper (contreforts de soutien). Les contreforts de soutien stabilisent la partie supérieure de la cheville de façon médiane et latérale.

2.2.4.6 [Rembourrage de la tige](#)

Pour soulager la pression exercée sur les parties sensibles du pied, il est possible de rembourrer la tige là où cela s'avère nécessaire. Parmi les rembourrages classiques de la tige, on peut citer le rembourrage de la malléole, du talon, de la languette (languette rembourrée) et le rembourrage de décharge. Ce dernier permet de soulager en cas d'exostoses et d'excroissances osseuses sensibles ou de défauts de la peau, et il est possible de soulager ou de procéder progressivement à un évidement complet.

2.2.4.7 Travaux d'adaptation

Les travaux d'adaptations sont entrepris sur la tige ou la semelle. Les adaptations de la tige consistent à l'assouplir, à l'élargir ou à en changer la forme, voire occasionnellement à carrément la transformer. Ils prennent en compte les irrégularités de forme et de volume, ainsi que la déformation du pied. Un travail d'adaptation important au niveau de la semelle consiste à modifier la forme de la première. Cela permet de compenser des différences de longueur ou de largeur du pied, ainsi que des écarts de proportions par rapport à la forme normale de plante du pied. La modification de la forme de la première exige la pose d'une nouvelle semelle, voire souvent le remplacement complet de toute la semelle de la chaussure.

2.2.4.8 Lits plantaires orthopédiques

Le lit plantaire orthopédique du pied prend une signification centrale dans la fabrication de la chaussure orthopédique. Le plus souvent, un lit plantaire orthopédique constitue la condition préalable à la fabrication ultérieure d'autres chaussures orthopédiques, car le pied déformé ou endommagé doit être convenablement « positionné » dans la chaussure afin que les travaux de fabrication ultérieurs puissent être réalisés efficacement. Le lit plantaire orthopédique du pied fait partie intégrante de la chaussure orthopédique. Il est placé de manière définitive dans la chaussure et ne peut plus être déplacé. Il se distingue en cela du support plantaire mobile. Le modelage du lit plantaire est fonction des conditions pathologiques individuelles et fabriqué d'après une empreinte, voire d'après un modèle en plâtre dans les cas difficiles.

2.3 TECHNIQUE ORTHOPÉDIQUE

2.3.1 PROTHÈSES

En principe, ce sont des exoprothèses par opposition aux endoprothèses (articulation artificielle). La prothèse remplace un membre manquant, elle constitue donc un substitut d'une partie ou de la totalité de l'extrémité d'un membre. Le remplacement fonctionnel d'une extrémité manquante s'effectue partiellement dans le domaine des membres inférieurs, mais très rarement dans le domaine des membres supérieurs. Une prothèse ne se justifie pleinement que si elle présente des avantages pour le patient et facilite sa réadaptation.

Par prothèse de protection, on entend un dispositif permettant de protéger un moignon de membre sensible. Il ne s'agit pas du remplacement d'un membre et on ne peut donc pas parler d'une véritable prothèse.

2.3.1.1 [Prothèses des membres supérieurs](#)

Prothèse passive

Prothèses des bras avec articulations mobiles, que la partie opposée manipule à la main, voire qui est bloquée dans certaines positions. Prothèse esthétique (« bras décoratif »), bras de travail passif.

Prothèse active

Prothèses des bras avec articulations mobiles, qui peuvent être mues par des mouvements des moignons, par des tractions du corps ou par des sources d'énergie extérieures. Selon la source d'énergie utilisée, on distingue entre prothèses à force d'énergie corporelle et à force extérieure. Pour la prothèse à force d'énergie corporelle, le mouvement des articulations de la prothèse s'effectue par l'intermédiaire de la musculature du moignon (source de force directe), voire de la musculature de la ceinture scapulaire (source de force indirecte). Elle présente l'avantage de ne pas être lourde, de ne subir que peu de défaillances et d'être bon marché. L'inconvénient, c'est la perte de force lors du transfert. Pour la prothèse (myo-électrique) à force énergie externe, les articulations de la prothèse sont mues par une source d'énergie extérieure (électrique, rarement pneumatique). Son principal avantage consiste en une faible consommation d'énergie. Mais elle présente des inconvénients : faible restitution sensorielle, poids élevé, sensibilité aux interférences, coût élevé. Si les forces corporelles et extérieures sont combinées pour assurer la mobilité de la prothèse, on parle d'une prothèse hybride. Les prothèses actives sont également appelées prothèses fonctionnelles.

Dispositif de préhension palmaire (contrepois)

Il ne s'agit pas d'une prothèse à proprement parler, mais d'un dispositif d'aide technique en cas d'amputation de la main.

2.3.1.2 [Prothèses de l'extrémité inférieure](#)

Prothèse des orteils

(voir **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**)

Prothèse de l'avant-pied

Ce sont des prothèses qui sont fabriquées sous forme de supports-coques avec un guide du calcanéum prononcé (appareil de correction de la cheville pour la prophylaxie de la pointe du pied). Selon le modèle de chaussure, elles sont prévues avec un renforcement de la semelle et une barre de déroulement. L'extrémité du moignon peut être déchargée.

Prothèse du pied

Par prothèse du pied, nous entendons l'installation d'une prothèse montant le long de la jambe, sans soutien du condyle, avec un soft socket. Le recours à une prothèse du pied s'effectue en fonction du genre d'amputation et des besoins du patient. Des chaussures spéciales sont souvent indispensables. En règle générale, l'extrémité du moignon peut être déchargée.

Prothèse tibiale

Il s'agit d'une prothèse courte sans dispositif pour le fémur, avec un revêtement intérieur

tendre (soft socket). La fixation de la prothèse s'effectue par une prise supracondylienne, dont le raccord fixe la prothèse au genou. Si la fixation du genou n'est pas tolérée, des bandages de soutien, des bandages PTB (Patellar Tendon Bearing) ou un dispositif de maintien de prothèse en silicone peuvent être utilisés. La prothèse est fabriquée selon le système endosquelettique (prothèse à ossature cylindrique = prothèse endosquelettique = prothèse modulaire), avec un revêtement esthétique en mousse ou en matériau léger avec noyau en mousse, ou en balsa avec revêtement esthétique en mousse. Le système articulaire du pied peut être choisi en fonction des besoins. Pour des patients disposant de moignons ultracourts du tibia, et chez lesquels une prothèse du tibia ne peut plus être envisagée, pour des patients qui exercent une activité physique importante ou qui ressentent des douleurs en dessous du genou et/ou au moignon, la prothèse du tibia peut être prévue avec un dispositif de fixation au fémur. L'extrémité du moignon du tibia ne peut être mise en charge entièrement. On tendra pourtant vers un contact complet.

Prothèse de désarticulation du genou

La prothèse de désarticulation du genou comprend un dispositif de fixation du fémur muni d'un soft socket qui facilite l'introduction du moignon en forme de poire à l'intérieur du fût, une articulation du genou et un pied de prothèse. La prothèse est fabriquée selon le système endosquelettique avec une esthétique en mousse. Le fût, les systèmes du genou et du pied peuvent être choisis en fonction des besoins, et l'extrémité du moignon peut en général être en charge.

Prothèse fémorale

Elle se compose d'un système d'un fût fémoral, d'un adaptateur pour la construction de l'articulation du genou et d'un pied de prothèse. Au lieu d'un fût à emboîture ovale ou quadrilatérale, on utilise souvent à l'heure actuelle un fût CAT-CAM (Contoured Adducted Trochanteric Controlled Alignment Method). Cette prothèse est fabriquée selon le système endosquelettique avec une couche esthétique en mousse. Le fût, les systèmes du genou et du pied peuvent être choisis en fonction des besoins, et l'extrémité du moignon ne peut être mise en charge. On tendra vers un contact complet.

Prothèse de désarticulation de la hanche

Elle se compose d'une corbeille du bassin enveloppant la hanche, avec une articulation de la hanche, une articulation du genou et un pied de prothèse. La prothèse est fabriquée selon le système endosquelettique avec une esthétique en mousse. La coque pelvienne, l'articulation de hanche, les systèmes du genou et du pied peuvent être choisis en fonction des besoins, et l'extrémité du moignon peut être mise en charge.

2.3.1.3 Orthoprothèses

Par orthoprothèse, on entend la combinaison d'une orthèse et d'une prothèse, comme par exemple une orthèse du fémur et une prothèse du pied, permettant de traiter une amputation du pied et une paralysie supplémentaire du fémur (quadriceps).

2.3.2 ORTHÈSES

Une orthèse est un dispositif de soutien qui est placé à l'extérieur du corps afin de limiter ou d'améliorer les mouvements, ou encore de modifier la charge dans diverses régions du corps. Il convient de recourir de préférence à la notion d'orthèse plutôt que d'utiliser d'autres termes comme attelle, manchette, bandage, corset, gaine, brace, etc. Si l'on se base sur la définition donnée ci-dessus, on peut également appeler orthèses des applications orthopédiques de technique de la chaussure telles que les supports plantaires.

Afin de désigner clairement les orthèses, il conviendrait de citer également les articulations qu'elles comprennent. Cela permettrait d'éviter l'imprécision de termes tels que brace du fémur, et de réduire le nombre incroyable d'éponymes, c'est-à-dire de désignations se référant à des noms de personnes, comme par exemple le corset « Stagnara ». En recourant à des acronymes (appellations formées des lettres initiales de plusieurs mots), les orthèses peuvent être définies de manière claire et compréhensible sur le plan international, comme par exemple HKO = Hip Knee Orthosis (Orthèse hanche-genou), c'est-à-dire une orthèse qui englobe la hanche et l'articulation du genou.

Les orthèses peuvent aussi être caractérisées par leur fonction, leur prescription, leur localisation et le matériau utilisé :

Orthèse pour paralysie

Orthèse palliative, voire de soutien d'une fonction et influençant le mouvement, destinée à des domaines de membres à articulations multiples.

Orthèse de décharge

Orthèse de conduite du mouvement, influençant la répartition des charges, destinée à des domaines de membres à articulations multiples.

Orthèse de segment

Selon la fonction, elle exerce une influence sur la conduite du mouvement, le dosage de la charge, la direction imprimée ou l'axe de croissance de différents segments mobiles (articulations) et de diverses parties du corps.

Orthèse du tronc

Ce sont des orthèses destinées à la région du bassin et du tronc.

Bandages

Orthèses enveloppant une partie du corps, le plus souvent à base de textile, avec des éléments de base dynamiques (élastiques) ou statiques (rigides).

2.3.2.1 Orthèses pour l'extrémité supérieure

S	E	W	H	O	(= Shoulder Elbow Wrist Hand) Orthosis = Orthèse (Épaule – Coude – Poignet – Main)
S	E			O	(= Shoulder Elbow) Orthosis = Orthèse (Épaule – Coude)
	E			O	(= Elbow) Orthosis = Orthèse (Coude)
	E	W	H	O	(= Elbow Wrist Hand) Orthosis = Orthèse (Coude – Poignet – Main)
		W	H	O	(= Wrist Hand) Orthosis = Orthèse (Poignet – Main)
			H	O	(= Hand) Orthosis = Orthèse (Main)

2.3.2.2 Orthèses de l'extrémité inférieure

H	K	A	F	O	(= Hip Knee Ankle Foot) Orthosis = Orthèse (Hanche – Genou – Cheville – Pied)
H	K			O	(= Hip Knee) Orthosis = Orthèse (Hanche – Genou)
H				O	(= Hip) Orthosis = Orthèse (Hanche)
	K	A	F	O	(= Knee Ankle Foot) Orthosis = Orthèse (Genou – Cheville – Pied)
		A	F	O	(= Ankle Foot) Orthosis = Orthèse (Cheville – Pied)
			F	O	(= Foot) Orthosis = Orthèse (Pied)

2.3.2.3 Orthèses du tronc et du cou

C	T	L	S	O	(= Cervico Thoraco Lumbar Sacral) Orthosis = Orthèse (Cervico – Thoraco – Lombo – Sacrale)
C				O	(= Cervical) Orthosis = Orthèse (Cervicale)
	T	L	S	O	(= Thoraco Lumbar Sacral) Orthosis = Orthèse (Thoraco – Lombo – Sacrale)
		L	S	O	(= Lumbar Sacral) Orthosis = Orthèse (Lombo – Sacrale)
		L		O	(= Lumbar) Orthosis = Orthèse (Lombaire)
			S	I O	(= Sacroiliac) Orthosis = Orthèse (Sacro – Iliacale)

Fonction et but des orthèses

Les orthèses servent à

- soutenir et amortir des forces (p.ex. Sarmiento-Brace lors de fractures de l'humérus, supports plantaires chez les diabétiques),
- contrôler les articulations de manière dynamique et remplacer ainsi l'activité de contrôle de la musculature (orthèse de soutien du pied),
- former des segments du squelette (corset pour difformités de la colonne vertébrale).

Une orthèse de soutien est le plus souvent appliquée sous forme de support plantaire. Alors que les orthèses enveloppantes telles que le Sarmiento-Brace sont efficaces dans toute position et situation de mouvement, il est évident que des orthèses telles que des supports plantaires n'étant ajustés qu'unilatéralement à un segment doivent remplir des conditions spéciales pour déployer toute leur efficacité. Il faut, la plupart du temps en charge, qu'il y ait un contact intégral entre le support et le pied. Ce n'est que lorsque le pied appuie contre le support que celui-ci devient efficace. Les patients qui ne peuvent pas mettre leur pied en charge ou qui marchent sur la pointe des pieds ne peuvent être traités par des supports pour leurs malpositions du pied.

L'orthèse peut contrôler la fonction d'une articulation et remplacer la fonction musculaire défaillante. Nos articulations ne sont durablement stables uniquement par le fait qu'elles sont régulièrement contrôlées et stabilisées par les muscles. Si ces contrôles sont supprimés, on en arrive à des malpositions et des dysfonctions des articulations. L'exemple typique en est le fléchissement latéral du calcanéum lors d'un cas progressif de pied valgus d'abduction. Le

triceps sural ne bénéficie plus que d'un bras levier de moins en moins bon et ne peut plus stabiliser suffisamment la jambe par rapport au sol, ce qui fait que le patient plie davantage son genou. Une correction de la position du pied, en essayant de tendre vers un squelette de pied anatomiquement correctement positionné, permet de corriger le bras de levier et d'améliorer la fonction du muscle. En cela on corrige finalement la fonction.

Un autre exemple est illustré par la marche avec genou hypertendu. Dans ce cas, la jambe s'abaisse trop fortement en arrière. Une orthèse tibiale appropriée (AFO) peut empêcher la position en arrière de la jambe grâce au bras de levier et corriger la réclinaison dans le genou sans empiéter sur celui-ci.

Une correction de forme est obtenue en maintenant une position la plus anatomique possible dans l'orthèse et en portant l'orthèse, si possible, pratiquement toute la journée (pour les corsets 23 heures sur 24). Il faut rester attentif au fait que le degré d'efficacité de l'orthèse diminue plus celui-ci s'éloigne de la partie du squelette à former. C'est ainsi qu'il est aisé de corriger un pied avec une orthèse tibiale, puisque l'orthèse n'est séparée de la partie squelettique du pied que par peu de parties molles. Au niveau de la colonne par contre il y a un grand espace, au niveau lombaire dû à des parties molles, au niveau dorsal dû aux mouvements thoraciques. Cette mobilité doit absolument être maintenue. Il est donc conseillé de tendre à des corsets légèrement surcorrigés, afin que les mouvements respiratoires ne provoquent pas une perte de correction. Occasionnellement, il peut s'avérer nécessaire de faire une surcorrection pour amortir des forces déformantes excessives.

Pour répondre à ces besoins, il existe une multitude d'orthèses et types d'orthèses différents. Il y a une indication pour presque chaque type d'orthèse : il faut évaluer combien de soutiens, combien de formes et combien d'aides fonctionnelles l'orthèse doit fournir dans chaque cas. Dans l'exemple d'une déformation unique massive du pied dans le plan frontal, ne pouvant plus être maintenue par un support, mais où le patient garde un bon contrôle sur sa cheville, une orthèse de pied peut suffire. Par contre, si le contrôle au niveau de la cheville est défaillant, dans le sens d'un pied tombant ou d'un pied équin, il faudra que l'orthèse de pied comporte un bras de levier montant à la partie proximale de la jambe, afin de guider cette fonction articulaire également. Une orthèse trop courte n'apporte pas l'effet nécessaire escompté, alors qu'une orthèse trop longue entrave la fonction du patient.

Occasionnellement, on utilise des orthèses comme correction de forme, alors que cela concerne surtout le traitement de contractures musculaires. Elles sont souvent posées la nuit pour ne pas gêner le patient pendant la journée. Cependant ce principe d'action prive le patient d'un sommeil réparateur lorsqu'il se fait un véritable travail d'extension de nuit. Les attelles portées la nuit ne peuvent donc que maintenir une position, mais n'atteignent guère d'améliorations. Dans la plupart des cas cependant, la mobilité est meilleure que la position dans l'attelle de nuit, de sorte que cette mesure nocturne est superflue. Si une extension est

nécessaire, il est préférable de la faire de manière intensive durant 1-2 heures pendant la journée.

2.3.3 ORTHÈSES DE SIÈGE

Par orthèse de siège on entend des sièges spéciaux d'orthopédie technique, pouvant être construits en tant que surface d'assise uniquement ou en tant que coque enveloppant le corps. Elles tiennent compte de malformations et de déficits fonctionnels et donnent ainsi une possibilité au patient de s'asseoir, ce dont il ne serait pas capable sans cette aide.

Même chez les patients ayant une mauvaise assise, les fonctions des membres supérieurs et le contrôle de la tête se trouvent améliorés si le bassin est maintenu stable en tant que base du corps en position assise. Il faut pour cela un coussin spécial, adapté aux caractéristiques anatomiques individuelles. Dans les cas où le contrôle du tronc est vraiment mauvais et que les patients ne peuvent bénéficier d'un maintien suffisant avec ces mesures, des adaptations en forme de coque montant plus haut sont nécessaires. Cependant, il faut rester attentif au fait que les patients sont assis dans ces coques avec plusieurs couches de vêtements et que par conséquent, ces coques ne peuvent corriger que des malpositions fonctionnelles légères. Dans les cas de malpositions importantes ou de difformités structurelles, il faut, en règle générale, recourir à des orthèses comme aides supplémentaires.

Comme les orthèses de siège se situent assez loin du squelette et qu'elles n'entourent pas étroitement le patient, il est pratiquement impossible de réaliser des corrections de forme. Seule la contracture symétrique des hanches qui se laisse corriger par une pression constante est bien envisageable. En revanche, dans les cas asymétriques, le bassin ne se maintient pas en position normale et il n'existe pas de possibilité de l'éviter de façon fiable. En général ; on règle dans les coques une position souple, centrée individuellement pour les articulations. S'il existe une rotation interne augmentée des hanches, on maintient une petite rotation interne dans la coque. Afin d'avoir une assise de base un peu plus large, on cherche à écarter légèrement les hanches. Très souvent cependant, la capacité d'abduction est asymétrique de manière à ce qu'une abduction asymétrique doive être intégrée dans la coque de siège et ce afin de permettre une position droite du bassin.

Les orthèses de siège remplacent et/ou soutiennent des fonctions biomécaniques telles que :

Fixation

Conduite, blocage et « maintien en place ».

Correction

Redressement, amélioration, corrections ultérieures.

Compensation

Égalisation tridimensionnelle des longueurs et des volumes.

Extension

Décharge, recours à la force par traction.

Elles évitent, voire empêchent la progression de formes et de fonctions défectueuses. Les orthèses de siège sont fabriquées individuellement sur mesures et en fonction du patient.

2.3.4 BANDAGES ET GILETS COMPRESSIFS

Les bandages et gilets compressifs permettent d'apporter des soins ultérieurs en cas de brûlures et de cicatrices. Le traitement compressif facilite la cicatrisation fonctionnelle et de manière esthétique, et empêche la formation de chéloïdes. Les bandages compressifs facilitent également le traitement des œdèmes (œdèmes lymphatiques).

2.3.5 MOYENS AUXILIAIRES DE RÉÉDUCATION

Ce sont des appareils qui permettent à une personne présentant un handicap physique d'exécuter le mieux possible l'activité souhaitée.

Ce domaine compte de nombreux moyens capables de remplacer chez le patient une faculté perdue ou d'en améliorer les présentes :

La chaise roulante redonne au patient sa mobilité perdue. Le réglage du centre de gravité y est essentiel. S'il est situé près de l'axe arrière la chaise roulante sera très mobile, mais le danger d'un basculement en arrière est augmenté. La position du centre de gravité doit être liée au contrôle physique et à la réaction d'équilibre du patient.

Les tables de verticalisation servent à mettre le patient en position debout, afin de le familiariser à la fonction de la marche et de mettre en charge ses extrémités. Comme il est important d'adopter une position proche de celle de la station debout normale, il faut respecter les points suivants :

- le patient doit être à la verticale,
- la verticale passant par le centre de gravité doit tomber sur le médio-tarse,
- les articulations du genou et de la hanche doivent être complètement tendues, voire en légère hyperextension.

Les patients ayant un mauvais équilibre ou dont les membres inférieurs ne peuvent être mis en charge suffisamment ont besoin d'aides à la marche (déambulateur, Eulenburg etc.), afin de leur permettre un moyen de locomotion actif. Les divers modèles disponibles sur le marché sont choisis en fonction des besoins du patient.

Les patients ayant une meilleure aptitude à la marche peuvent utiliser des cannes, soit pour décharger une extrémité, soit pour pallier des problèmes d'équilibre. Une aptitude fonctionnelle à la marche est présente si l'on n'utilise qu'un soutien. Par contre, si les deux mains sont bloquées par des cannes, la fonction de la marche devient plutôt thérapeutique, puisqu'en marchant nous avons généralement besoin de nos mains pour porter ou soulever des objets. Il est donc fonctionnellement plus sensé de tendre vers une démarche soi-disant inesthétique asymétrique à l'aide d'une seule canne, plutôt qu'une démarche symétrique harmonieuse mais avec deux cannes.

D'autres aides de rééducation sont par ex. la chaise-toilettes, le lift pour le bain etc., cette liste n'est pas exhaustive et s'étend longuement. Chaque besoin doit être défini individuellement.



3 LE PIED VALGUS

Marc D. Zumstein, Thomas Glauser

Il s'agit d'un **terme général** désignant diverses insuffisances de charge du pied dont les propriétés caractéristiques sont les suivantes :

- Pronation prononcée de l'arrière-pied
- Rotation interne de la cheville
- Diminution de la cambrure médiane
- Abduction de l'avant-pied
- Supination de la partie distale du premier rayon



Les facteurs suivants peuvent être la cause de ce genre de difformité :

- Laxité ligamentaire générale
- Insuffisance musculaire
- Obésité
- Conséquences post traumatiques

Attention : chaque modification de position d'une articulation implique une modification de position des articulations voisines, ce qui entraîne inévitablement une usure plus importante.

3.1 TRAITEMENT

Pour un pied valgus chez l'enfant, il ne faut prévoir un traitement que si l'enfant se plaint de douleurs, ou s'il se produit un affaissement pathologique du pied. Le pied insuffisant douloureux de l'adolescent ne met pas encore en évidence de véritable contracture. Il faut cependant s'attendre à ce que la tendance de l'appareil ligamentaire à se raidir finisse par atteindre une forme terminale plus ou moins fixe de ces pieds.

Chez l'adulte avec pied valgus, ne prévoir un traitement que si apparaissent des douleurs à la charge.

Traitements avec supports plantaires s'orientant individuellement selon les composantes de chaque insuffisance de mise en charge. Si le pied est encore souple, le traitement avec support correcteur semble indiqué.

En cas d'affaissement excessif du talon vers l'extérieur (composante du pied valgus) :

Élévation du calcanéum par un bon soutien autour du talon et un coin de supination. Si le support crée une forte supination du talon, un contre-appui latéral s'avère nécessaire.

Pour l'inclinaison médio-ventrale du talus (composante de pied affaissé) la correction se fait comme pour le pied valgus, avec en plus un soutien de la cambrure médiane longitudinale. Dans les cas graves, on peut également avoir besoin d'une coque support.

À l'abduction de l'avant-pied, la coque est tirée jusqu'au-delà de la tête du 5^{ème} métatarsien, comme contre-support de l'avant-pied mis en abduction.



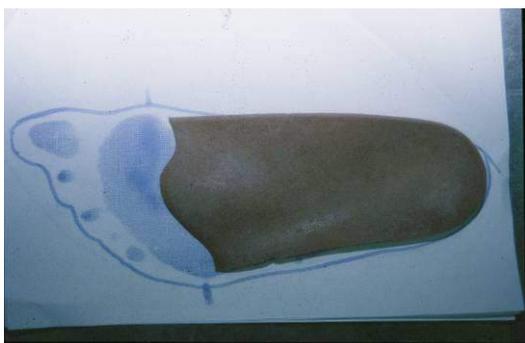
Si le pied à traiter a perdu de sa mobilité, la mise en place de supports correcteurs n'a plus sa raison d'être, car les pressions engendrées par ce support sont susceptibles de causer des lésions secondaires à l'articulation, la capsule ou les ligaments.

Dans ces cas-là, renoncer sciemment à une correction et laisser le pied dans sa position déformée.

Une variante de traitement du pied valgus prononcé chez l'enfant est l'orthèse Nancy-Hilton (photo). Cette orthèse prend tout le pied, de sorte à ce que la chaussure ne soit plus nécessaire en tant que contre-appui du support plantaire et qu'elle n'ait plus besoin d'être spécialement solide.

Exemple d'orthèse Nancy-Hilton : le pied est maintenu jusqu'au-dessus des malléoles et soutenu ainsi. On peut alors utiliser une chaussure normale de gymnastique avec cette orthèse.

Dans l'évaluation d'un insert, il faut tenir compte de la chaussure portée au-delà de la bonne forme de l'insert car c'est seulement avec ces deux paramètres que l'on optimise l'effet de l'insert.



Exemple 1 :

Forme en matériau souple avec support rétrocapital transversal, utilisé pour le pied plat étalé douloureux.

But : décharge des têtes des métatarsiennes, réduction de la douleur



Exemple 2 :

Coque légère selon modèle en plâtre avec cale médiane de supination et partie latérale.

Utilisé pour pied équin avec faiblesse ligamentaire.

But : maintenir le pied dans une position fonctionnelle juste et le décharger.

3.2 ORDONNANCE :

Les supports doivent être prescrits par le médecin traitant avec indication du diagnostic et mention de détails tels que cale pour supination etc.

3.3 FINANCEMENT :

3.3.1 SUVA, LAA, AMF :

Les supports plantaires orthopédiques prescrits par le médecin sont pris en charge par la SUVA, LAA et AMF selon le tarif de l'ASTO.

3.3.2 CAISSES MALADIE :

Les supports ne sont en principe pas remboursés par l'assurance maladie de base obligatoire. Un remboursement n'est effectué que de manière subsidiaire à l'AI, dans les cas où les conditions médicales fixées par l'AI seraient remplies, mais où la personne ne remplit pas les conditions relatives à l'assurance pour la perception d'une prestation AI. Le remboursement est effectué selon les clauses de l'AI.

Cependant la plupart des complémentaires couvrent les supports plantaires et bien des caisses maladies offrent une participation dans l'assurance de base. Il s'impose de se renseigner auprès de sa caisse.

3.3.3 AI :

L'AI prend en charge les supports plantaires selon la tarification de l'ASTO, si tant est qu'ils constituent un complément nécessaire à un suivi médical.



4 LUXATION DE LA HANCHE CHEZ LES ENFANTS

Christoph Lampert, Hans Peter Stastny

4.1 THÉRAPIE CONSERVATRICE

En thérapie conservatrice de la luxation de la hanche chez les enfants, on distingue trois formes ou stades différents : 1.1 La réduction, 1.2 La rétention et 1.3 Le traitement de maturation.

4.1.1 LA RÉDUCTION

La réduction se pratique à l'aide de bandages de réduction tels que le bandage Pavlik, le bandage Hoffmann-Daimler ou un traitement par extension comme l'extension Overhead ou l'extension longitudinale. Aujourd'hui, la réduction manuelle ne se pratique plus.

Lors d'une extension Overhead, les jambes sont étirées d'1/7 du poids du corps vers le haut et progressivement vers l'extérieur et, selon certains auteurs, également redressées vers le bas. Dans ce cas, on ne doit pas atteindre une abduction de 90°. Le repositionnement doit alors être documenté et suivi d'un traitement de rétention.

4.1.2 LA RÉTENTION

La rétention peut s'effectuer soit dans un plâtre pelvien de la jambe, une éclisse, une jambière d'écartement ou à l'aide d'un bandage. Dans tous les cas, les hanches doivent être maintenues dans la position de repositionnement et ne doivent pas être corrigées à l'excès à cause de l'incidence de nécrose de la tête du fémur.

Le bandage Pavlik constitue la méthode de fixation la plus souvent utilisée et la plus éprouvée. D'une part, en 1997, Taylor a obtenu avec ce bandage 96 % de succès dans des cas de repositionnement ; seuls 4 % ont donc dû être repositionnés de manière ouverte, même si dans 3 % des cas, une dysplasie a persisté. D'autre part, en 1995, Fujjoka a constaté, dans une étude de suivi à long terme menée sur plus de 20 ans, une classe III (selon Severin) dans 19 % des cas et une difformité du col, de la tête ou des deux dans 22 % des cas. L'angle de Sharp était alors plus grand en moyenne et l'angle CCE en moyenne plus petit. Dans ce domaine, d'autres auteurs ont également constaté des traces de nécrose de la tête du fémur dans près de 33 % des cas.

La nécrose de la tête du fémur constitue la principale complication du traitement conservateur. C'est pourquoi les méthodes de traitement visent à réduire ce taux.

À ce propos, Slater a défini la nécrose de la tête du fémur comme suit :

Absence d'ossification du noyau de l'épiphyse pour plus d'un an.

Absence de croissance après le repositionnement pour plus d'un an.

Élargissement du col du fémur après le repositionnement.

Structure osseuse accrue du noyau de l'épiphyse.

Présence d'une déformation de la tête du fémur après la guérison.

Le bandage Pavlik est en tissu (lavage !) et exige une grande attention de la part des parents. À cause de ces inconvénients et du taux de nécrose malgré tout élevé, on préférera donc le recours au plâtre pelvien de la jambe.

On a pu constater qu'avec le plâtre, la position Fettweis présente le taux le moins élevé de nécrose, ce qui fait qu'on l'utilisera surtout pour le traitement de rétention (voir tableau 1).

Lorenz	Pavlik	Fettweis	Lange
27 %	7 %	2 %	16 %
1843	369	855	70

Tableau 1 : taux de nécrose de la tête du fémur dans les différentes positions de fixation pour 3137 hanches.

Différents auteurs ont examiné quelle est la meilleure position, et c'est la position Fettweis qui présente le taux le plus bas de nécrose de la tête du fémur avec le plâtre pelvien de la jambe.

C'est pourquoi aujourd'hui, dans la plupart des cas, après un repositionnement réussi ou en cas d'instabilité des hanches avec le plâtre pelvien de la jambe, on utilise la position Fettweis.

4.1.3 LE TRAITEMENT DE MATURATION

Pendant le traitement de maturation, il convient de maintenir les jambes en position idéale, en cas de hanche repositionnée et/ou stable. On utilisera alors essentiellement des éclisses et des bandages.

Comme la jambièrre d'écartement n'est que très peu utilisée (du fait de l'abduction de 90° non désirée), la plupart des auteurs recourent aujourd'hui au bandage Pavlik ou à l'une des éclisses évoquées au prochain chapitre. Les critères de recours à de telles éclisses sont en premier lieu la simplicité et la facilité d'entretien, mais ces appareils s'usent et sont utilisés chez les petits uniquement en cas de montage simple et avec un matériau facile à nettoyer. Comme les hanches sont stables durant cette phase, ni la flexion ni l'abduction ne doivent être forcées. Il suffit donc d'appliquer un angle de 60° environ. Il est possible de l'obtenir

avec toutes les éclisses, de sorte qu'aucune nécrose n'est à craindre durant cette phase avec les positions mentionnées plus haut.

4.2 LES MOYENS ORTHÉTIQUES EN CAS DE DYSPLASIE ET DE LUXATION DE LA HANCHE

En cas de luxation congénitale de la hanche, il existe une incongruité des surfaces articulaires. Le sommet de l'acétabule est en pente et plat ; il permet ainsi le glissement crânien de la tête du fémur.

Le but de la thérapie consiste à repositionner la tête du fémur déplacée.

Une fois le repositionnement effectué avec précaution, la tête du fémur doit être maintenue pendant un certain temps dans cette position, appelée « zone de sécurité ». C'est la **phase de rétention**.

Dans le cas d'une subluxation de la hanche, il existe encore une compatibilité partielle entre les partenaires articulaires. Ici également, la phase de rétention suit le repositionnement. Par contre, en cas de dysplasie de la hanche, un simple traitement de rétention suffit.

Par conséquent, un repositionnement effectué avec précaution et une rétention sûre constituent la condition préalable à la remise en état de l'articulation de la hanche atteinte de dysplasie.

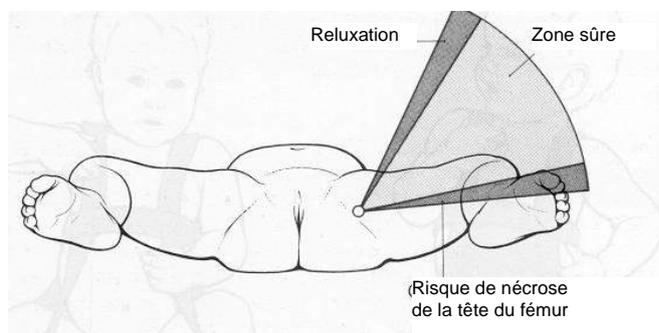
Les principes suivants s'appliquent à cette thérapie :

Le début aussi précoce que possible du traitement est une condition optimale.

Toutes les exigences thérapeutiques et en matière de moyens auxiliaires ne peuvent intervenir simultanément (p.ex. éléments statiques/dynamiques en cas de traitement orthétique).

Un moyen auxiliaire ne doit pas provoquer des dommages supplémentaires (contrôles serrés dans les domaines de la médecine et de la technique orthopédique).

Si aucune autre indication n'a été prescrite par les orthopédistes concernant l'angle à appliquer, il convient de choisir une flexion de l'articulation de la hanche de 90° et une abduction de 60°.



Lors du traitement de rétention, l'articulation de la hanche doit être placée dans la « zone de sécurité ».

Celle-ci peut varier en fonction de la capacité d'abduction et de l'instabilité de l'articulation de la hanche.

La classique « position Lorenz » (Flex. 90° / Abd. 90°) est considérée comme dépassée, car elle présente un taux trop important de nécrose de la tête du fémur.

Comme les méthodes de traitement diffèrent passablement, il n'existe pas de référence quant au choix des moyens techniques auxiliaires à utiliser. C'est la raison pour laquelle nous nous contentons de présenter ci-dessous les systèmes d'orthèses les plus courants.

4.3 LES SYSTÈMES D'ORTHÈSES PERMETTANT AUSSI BIEN UN REPOSITIONNEMENT QU'UNE RÉTENTION DES PARTENAIRES ARTICULAIRES SONT LES SUIVANTS :

4.3.1 BANDAGE PAVLIK (MÉTHODE DYNAMIQUE ET FONCTIONNELLE) :



Il permet de renoncer à une fixation rigide, les ceintures sont réglables en longueur. Il permet une gestion judicieuse du mouvement avec une charge partielle intermittente.

Position du bandage :

Selon la déformation, commencer avec une flexion de 70° et une abduction de 50° de l'AH env.

Durant les premiers jours, augmenter la flexion jusqu'à 90° et, selon les cas, l'amener à 120° dans les deux semaines qui suivent.

Avantages :

Bandages avec la meilleure documentation. Très bonne position de flexion, et ainsi bonne profondeur pour la tête.

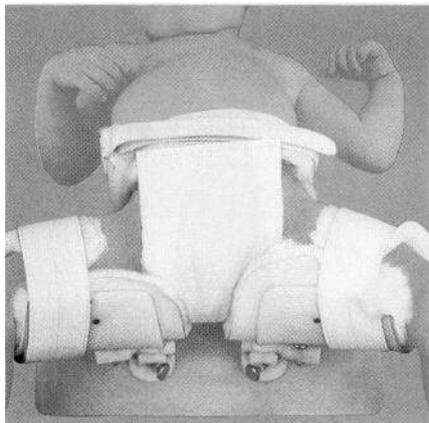
Inconvénients :

N'est pas utilisable en cas de fort ralentissement de l'abduction (danger de nouvelle luxation).

Liaison manquante entre les genoux (voir flèche). Cela rend possible une abduction trop forte consécutive au propre poids des jambes (voir « position Lorenz »).

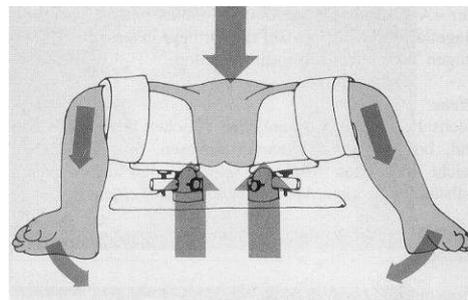
4.3.2 APPAREILS D'ÉCARTEMENT DE LA HANCHE :

par ex. selon **Hanausek** ou comme évolution selon **Scherrer – Baehler**



Phase de repositionnement : cette construction permet un mouvement contrôlé de l'articulation de la hanche. Le poids de l'enfant est utilisé pour le repositionnement. De par la position de la plaque de base, les jambes exercent une rotation interne et une pression anti-luxation (voir graphique ci-dessous).

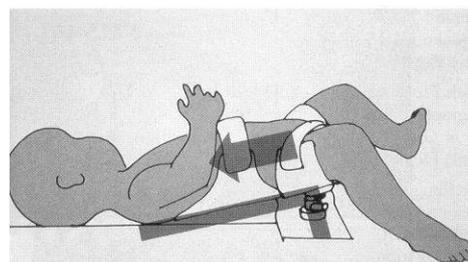
La construction permet un positionnement progressif de l'AH.



Pressions anti-luxation :

Les capsules supérieures de la cuisse se trouvent au-dessus du niveau de la coque du bassin.

Le poids de l'enfant permet d'éviter tout danger de nouvelle luxation (la tête du fémur est maintenue en position ventro-caudale dans l'acétabule).



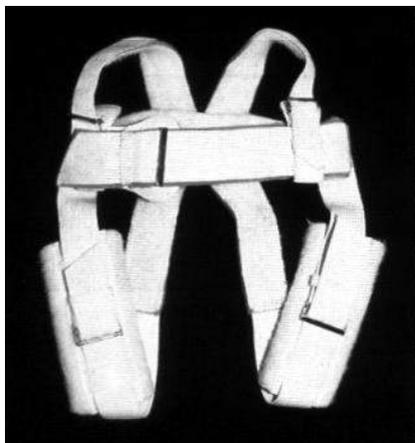
Indications :

Toutes les formes de dysplasie, de luxation et de subluxation de la hanche.

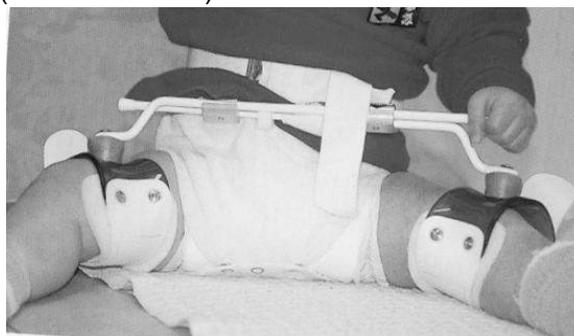
Pour la rétention consécutive à une opération de repositionnement, au lieu d'un traitement au moyen d'un plâtre.

Inconvénients : Ces appareils requièrent souvent une abduction de près de 90° et accroissent ainsi le danger de nécrose de la tête du fémur.

4.3.3 BANDAGE ET ÉCLISSE D'ÉCARTEMENT SELON HOFFMANN – DAIMLER – KOCH :



Tentative, par ce bandage, d'emboîter la tête du fémur au-dessus du bord inférieur de l'acétabule en imprimant une forte flexion (les jambes sont maintenues latéralement à la paroi abdominale). Ne commencer qu'avec une abduction de 10° ! Une fois le repositionnement effectué, il faut passer à la phase de rétention au moyen d'une éclisse d'écartement (voir ci-dessous).



Utilisation de l'acétabule jusqu'à l'âge de 12 mois.

Également utilisable en tant qu'éclisse de marche avec articulations sur roulements à billes. Exige une collaboration étroite entre médecin et technicien, car des dommages secondaires sont toujours possibles du fait de la position extrême qu'il convient de maintenir.

L'éclisse d'écartement peut également être utilisée durant la phase de rétention, en tant qu'alternative après la fin du traitement au moyen d'un plâtre.

4.3.4 SYSTÈMES D'ORTHÈSES POUR LE TRAITEMENT DES ARTICULATIONS DE LA HANCHE PAR REPOSITIONNEMENT, VOIRE PAR RÉTENTION :

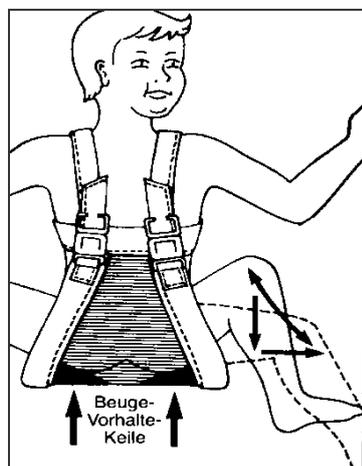
4.3.4.1 Jambière d'écartement :



Selon le Prof. F. Becker

Est aujourd'hui considérée comme dépassée (voir « position Lorenz »)

4.3.4.2 Jambière d'écartement active :



Selon le Prof. H. Mittelmeier et le Prof. F. Becker

Fléchissement plus fort et écartement moins important qu'avec la jambière d'écartement. Des cales de blocage de la flexion devraient éviter la « position Lorenz ».

Indication :

Pour le traitement primaire et secondaire de la dysplasie de la hanche chez les nourrissons.

4.3.4.3 Coque d'écartement Optima :



Selon le Prof. H. Mittelmeier et le Prof. Hildebrandt

Des coins de blocage en mousse synthétique maintiennent les hanches environ à une flexion de 90° et une abduction de 50°.

Indications :

Dysplasie stable des hanches.

Pour la maturation ultérieure de réduction des luxations de hanches.

4.3.4.4 Éclisses de fléchissement de la hanche de Tübingen :



Selon le Dr Bernau

Les coques des cuisses sont reliées avec l'agrafe d'épaulement par deux ficelles perlées (régulation de la flexion de la hanche).

L'abduction peut être corrigée par des mailles.

Bonne flexion et facile à mettre.

Indications :

Dysplasie de la hanche

Risque de luxation des articulations de la hanche

Luxations de la hanche après repositionnement

Traitement de rétention

4.3.4.5 Éclisses de marche de Lörrach :



Selon le Dr Behrens

Évolution du bandage Pavlik.

Les coques des jambes sont reliées dans la partie médiane par une articulation avec roulements à billes.

L'abduction peut être ajustée à volonté.

Un bandage d'épaule permet de régler la flexion souhaitée de la hanche.

Indication :

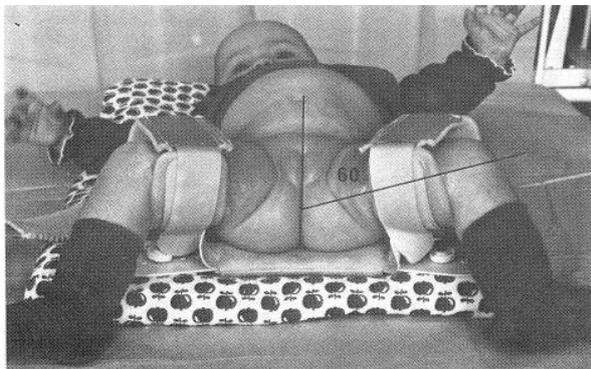
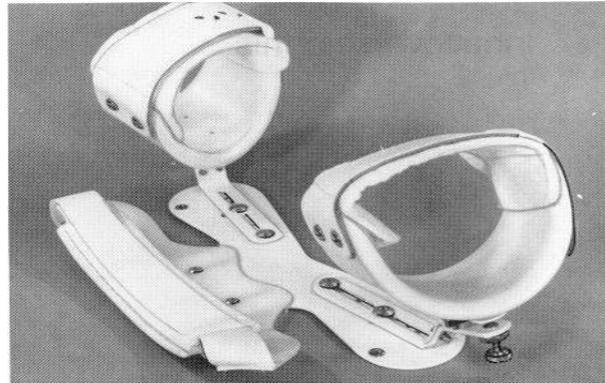
Dysplasie et subluxation

4.3.4.6 Éclisses d'écartement de Düsseldorf :

Rétention en position affaiblie de fléchissement et d'écartement.

Rétention garantie par des pressions anti-luxation (voir l'appareil d'écartement des hanches selon Scherrer/Bähler).

Montage possible sur une console d'alitement (optimisation des pressions anti-luxation). Mouvements de gigotement fonctionnel possibles.



Indications :

Articulations instables après un repositionnement.

Dysplasies et subluxations.

Présence de dysplasies résiduelles.

Contre-indication :

Luxations de la hanche non repositionnées.

Bibliographie et sources :

André R. Bähler : Indications de technique orthopédique, Éditions Hans Huber

Otto Bock : Industrie orthopédique, brochure

Publication spécialisée OT 4/87 : Contributions de la pratique

Fritz U. Niethard / J. Pfeil : Orthopédie, Éditions Hippocrate

Prof. Dr G. Lenz / H. Jansen : Brochure, Wilh. Jul. Teufel S. à r. I.

F. Hefti : Orthopédie infantile, Éditions Springer

5 SCOLIOSE IDIOPATHIQUE ET CYPHOSE DE SCHEUERMANN - TRAITEMENT CONSERVATEUR

Thomas Böni

5.1 TRAITEMENT CONSERVATEUR DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE

Les buts primaires du traitement conservateur sont :

- le ralentissement de la progression
- l'empêchement de la progression
- la correction de la courbure existante (correction initiale, correction à long terme)

Les mesures suivantes doivent être prises en considération pour atteindre les buts primaires du traitement conservateur :

- traitement par corset
- gymnastique correctrice pour scoliose (physiothérapie)

5.1.1 GYMNASTIQUE CORRECTRICE DE THÉRAPIE DE LA SCOLIOSE (PHYSIOTHÉRAPIE)

Des mesures physiothérapeutiques non ciblées n'ont actuellement plus leur raison d'être dans le traitement conservateur de la scoliose. Les exercices de correction, de constitution et de respiration doivent être déterminés individuellement selon le diagnostic et appris systématiquement par chaque patient atteint de scoliose. Le corset fait intégralement partie du concept de traitement conservateur avec gymnastique correctrice. On en tient compte par des exercices de gymnastique dans le corset. Nous avons aujourd'hui à disposition différents concepts spécifiques de traitement de scoliose par gymnastique correctrice, afin de répondre aux exigences :

- Thérapie de scoliose selon Schroth (perfectionnement selon Lehnert-Schroth [28] et Weiss/Rigo [43])
- Thérapie de scoliose selon Gocht-Gessner (perfectionnement selon Dieffenbach [11])
- Thérapie de scoliose selon Scharll (perfectionnement selon Weber/Hirsch [42])
- Thérapie de scoliose selon v. Niederhöffer [35]
- Thérapie de scoliose sur base de développement kinésiologique (E-technique) selon Hanke [18]
- Thérapie de scoliose sur base sensitomotrice-kinesthétique (technique PNF (facilitation neuromusculaire progressive)) [41]

Le traitement de la scoliose idiopathique par gymnastique correctrice exige des connaissances élevées de la part du thérapeute et nécessite de ce fait une formation et une expérience spéciales dans les méthodes du traitement appliqué. On attend également du patient qu'il s'engage pleinement dans l'apprentissage et l'exécution conformes et

autonomes des exercices de thérapie. Cela s'obtient par de la discipline et une attitude responsable. Si le diagnostic de scoliose idiopathique est posé, nous considérons que la physiothérapie a sa place dans le plan de traitement conservateur pour les indications suivantes.

5.1.1.1 Indications à la thérapie de scoliose par gymnastique correctrice

Amélioration de la position de scoliose et du maintien en général
 Renforcement de la musculature du tronc et du corps
 Suppression de la lordose
 Amélioration des fonctions cardio-respiratoires
 Prise de conscience du corps et développement d'une attitude positive
 Approche de la maladie
 Soutien et surveillance d'un traitement par corset
 Traitement de la douleur

5.1.1.2 Résultats de la thérapie de scoliose par gymnastique correctrice

La gymnastique correctrice en tant que seule mesure thérapeutique ne suffit pas à éviter la progression de la scoliose et encore moins à la corriger de manière durable. Ceci s'explique par le fait que le temps d'agissement des forces correctrices actives et passives de la physiothérapie est beaucoup trop court.

Les thérapies classiques de scoliose, telles que la thérapie tridimensionnelle selon Schroth, sont efficaces à court terme déjà, si elles sont appliquées de manière intensive, par ex. lors d'un séjour stationnaire de plusieurs semaines (avec plusieurs heures de thérapie quotidienne), mais la progression reprend dès la fin de la thérapie intensive. Nous ne connaissons pas d'études bien documentées justifiant l'efficacité de la physiothérapie comme empêchement de progression de la scoliose. Quelques études, par contre, mettent généralement en question l'efficacité de la physiothérapie [8, 16]. Voilà pourquoi il faut bien être attentif, en appliquant exclusivement une gymnastique correctrice, de ne pas manquer le moment de l'indication à d'autres mesures thérapeutiques plus efficaces (corset, opération).

5.1.2 TRAITEMENT DE SCOLIOSE PAR CORSET ET PLÂTRE

Le traitement par corset, ou par plâtre constitue la seule thérapie non opératoire pour laquelle il y a des preuves scientifiques. L'efficacité de cette thérapie dépend des facteurs suivants :

- force déformante : dépendante de
- potentiel de croissance de la colonne
- étendue de la difformité
- flexibilité ou rigidité de la colonne
- force correctrice utilisée : dépendante de

- force
- localisation
- direction
- durée

Pour des courbures marquées (angle de Cobb > 55°) l'extension est plus efficace que la translation.

5.1.2.1 Principe de fonctionnement de corsets modernes de scoliose

Pour les corsets modernes de scoliose, ou même pour les plâtres, 4 principes actifs sont souvent combinés :

- extension (active/passive) : au moyen d'un anneau cervical et d'une compression abdominale (p.ex. corset Milwaukee ; plâtre tige extension selon Stagnara)
- translation (active/passive) : par des pelotes latérales selon le principe à 3 points et les espaces libres correspondants (p.ex. corset Chêneau (CTM/CBW), corset Boston)
- dérotation (active/passive) : par des pelotes dorsales, voire ventrales dans le même plan transversal et les espaces libres correspondants (p.ex. corset Chêneau (CTM/CBW), corset Boston (espaces libres limités))
- compression : sans ou avec des possibilités d'évitements actifs ou passifs insuffisants dans des espaces libres correspondants (p.ex. corset Wilmington, corset lyonnais, ou même corset Stagnara ; plâtre Cotrel)
- courbure passive du tronc du côté controlatéral par surcorrection (p.ex. Brace Charleston-Bending, plâtre (turnbuckel-cast) selon Risser)

Le corset Milwaukee fut initialement conçu comme corset d'extension passive [4]. Un anneau cervical avec appui au menton et à la nuque était relié à une sorte de corbeille par une tige antérieure et deux tiges postérieures. Les tiges furent rallongées jusqu'à obtenir une extension passive. L'appui mentonnier causait des zones de pression et des déformations de la mâchoire. C'est pourquoi l'anneau mentonnier et de la nuque ne fut plus utilisé que pour obtenir un redressement actif dans les années 70 (le patient doit pouvoir soulever son menton de manière active de 1 à 2 cm de l'appui).

Dans la plupart des lordoses idiopathiques chez les adolescents, l'utilisation de forces d'extension est problématique à cause de l'appui, étant donné que celui-ci aplanit encore le profil sagittal et que la tendance déjà présente à la lordose s'en trouve renforcée. Il n'est donc pas étonnant que les résultats soient meilleurs après le traitement avec des corsets moins extensifs (p.ex. corset Boston) que ceux avec corset Milwaukee [32]. Le corset Milwaukee, avec son anneau cervical visible de loin et ne se laissant pas cacher par des vêtements, n'est d'ailleurs plus guère toléré de nos jours. Il peut encore être indiqué dans des cas de scoliose thoraciques hautes (angle de vertex > Th 6).

Nous n'utilisons pas non plus de corsets compressifs (corset Wilmington, corset lyonnais, voire Stagnara), car ils portent atteinte à la fonction pulmonaire et causent des déformations non souhaitées de la cage thoracique. De plus les résultats sont moins concluants que ceux après traitement avec un corset Boston [1, 3].

Nous préférons les corsets qui présentent des pelotes de pression de translation et de dérotation ayant des espaces libres correspondants. Ces corsets sont le Chêneau (CTM/CBW) [24] et le corset Boston [17]. Une courbure dorsale simple y est redressée par des pelotes de translation selon le principe à 3 points : contre la pelote thoracique convexe allant jusqu'au sommet s'opposent 2 pelotes concaves, l'une au-dessus (appui axillaire) l'autre en dessous (pelote lombaire). Pour continuer le principe à 3 points jusqu'au niveau du bassin (principe à 4 points), il faut une contention trochantérienne. La dérotation est créée par une composante dorsale de la pelote convexe thoracique ainsi que d'un appui ventral concave à la même hauteur.

Afin d'assurer l'efficacité de la dérotation, il faut des appuis opposés au niveau de l'épaule et au niveau du bassin. Pour permettre un évitement actif et passif, il faut maintenir libres tous les espaces n'étant pas nécessaires à l'application de pelotes de translation, dérotation et agissant contre la lordose (que partiellement atteint dans le corset Boston). La dérotation agit cependant plus sur la gibbosité [44], que sur la scoliose [45].

Nous avons les premiers résultats positifs de traitements avec orthèses dynamiques de scolioses (SpineCor, TriaC), indiqués lorsque l'angle de Cobb est entre 15-50°, voire 15-35°, mais leur efficacité ne peut être jugée définitivement malgré les données apportées par leurs réalisateurs.

Le traitement par plâtre fermé redressant permet une durée de portée optimale, ce qui influence favorablement l'efficacité. La plupart des corsets plâtrés cependant font une compression qui diminue la fonction pulmonaire et qui peut causer une déformation de la cage thoracique. Ceci n'est pratiquement plus accepté de nos jours. Nous trouvons encore occasionnellement une indication au plâtre sériel de redressement (par ex. plâtre d'extension-dérotation-flexion selon Cotrel) chez des enfants en bas âge avec des déformations marquées, chez lesquels l'opération doit être reportée pour des raisons de croissance.

5.1.2.2 Indications au traitement de scoliose par corset

À notre avis, un traitement par corset est indiqué quand les conditions suivantes sont remplies :

- scoliose idiopathique avec angle de Cobb $>20^\circ$
- progression mise en évidence (augmentation de l'angle de Cobb $> 5^\circ$ entre 2 contrôles radiologiques)
- croissance (Risser $< IV$)

Pour des scolioses ayant un angle de Cobb supérieur à 30° et lorsque la croissance est encore en cours, nous posons l'indication même sans mise en évidence d'une progression. Nous montrons plus de retenue pour les traitements avec corset que les autres auteurs. Ceci parce que l'efficacité est incertaine dans les courbures avec un angle de Cobb inférieur à 30° . Dans l'étude de Miller et al. [31] on compara 2 collectifs semblables de filles avec scolioses idiopathiques d'adolescentes entre 15 et 30° . 144 d'entre elles furent traitées par corset Milwaukee et 111 ne furent pas traitées. Les résultats ne montrèrent pas de différence significative. 75 % des filles non traitées ne montraient pas de progression et même chez les

filles traitées 5 % montraient une progression. Il s'est avéré que la plupart de ces scolioses n'auraient pas dû être traitées.

Chez les jeunes en pleine puberté, le port d'un corset ne se fait pas sans problèmes. À cet âge, les adolescents ressentent le besoin de ne pas se différencier des autres. Ceci ne s'exprime pas seulement dans l'habillement, mais également dans les intérêts musicaux, de sports et de loisirs. En tant que porteuse d'un corset, la patiente atteinte de scoliose est généralement la seule de sa classe ou même de toute l'école. Elle se sent de ce fait bien plus isolée que par ex. une porteuse d'appareil dentaire. De nos jours, il y a parfois la moitié d'une classe qui porte un appareil d'orthodontie et les dentistes se trouvent confrontés au problème que les enfants avec dentition normale souhaitent porter un appareil, pour ne pas se différencier de leurs camarades. Les effets psychiques du port d'un corset furent étudiés dans plusieurs travaux. On observa peu de troubles à long terme, mais pour la plupart des jeunes, le traitement avec corset présentait une contrainte psychique [6, 15, 26, 30].

Dans notre société moderne axée sur la liberté de mouvement et dynamique, l'acceptation d'orthèses de tronc rigides laisse de plus en plus à désirer. Dans les suivis avec sondage, il s'avère que le temps de port effectif est de 65 % [6, 9]. Dans une étude intéressante [25] concernant 50 patients avec corset Boston, on intégra des plaquettes d'argent dans les corsets à l'insu des patients. Ces plaquettes s'oxydent au contact à la peau et permettent de déterminer précisément le temps de contact et par conséquent le temps de port du corset. Ce temps effectif constituait 17 % du temps prescrit. Cette étude pose un œil critique sur toutes celles qui admettent un temps de port consciencieux du corset et remet en question l'efficacité du traitement à cause d'une mauvaise compliance. À ce propos, une autre étude [1] montre qu'un traitement à temps partiel par corset est presque aussi efficace que lorsqu'il est prescrit toute la journée.

Dans les scolioses lombaires plus encore que les scolioses dorsales, il faut insister sur un traitement cohérent avec corset, puisque dans ces cas, la thérapie opératoire n'offre pas d'alternative satisfaisante.

5.1.2.3 Résultats du traitement de scoliose avec corset

Le traitement avec corset peut empêcher une progression, mais ne peut pas corriger la scoliose à long terme. La diminution initiale de la courbure se perd à nouveau après l'arrêt du traitement en fin de croissance. Lors d'un port conséquent du corset, on peut affirmer au patient que sa scoliose restera de manière durable telle qu'elle était initialement. Le corset n'a cependant cette efficacité que pour les angles de courbure allant jusqu'à env. 40°. Notre propre étude portant sur 29 patients atteints de scolioses de 25° à 40° traités par divers corsets (Milwaukee, Chêneau, Boston), montrent qu'on obtient au début une amélioration de l'angle de scoliose. À l'arrêt du port du corset, l'angle de Cobb est toujours légèrement inférieur qu'au début du traitement. Deux ans après arrêt du traitement, il a à nouveau sa valeur initiale. Cette étude ne comportait que des patients qui, selon leurs propres dires, portaient leur corset de manière conséquente. Aucun de ces patients ou patientes n'a dû être opéré.

Des études concernant les traitements avec corset Boston prouvent que la progression peut être évitée dans 95 % des cas, si la compliance est bonne [14, 34]. À l'arrêt du corset, il faut compter avec une augmentation d'environ 5° de l'angle [33].

Les résultats du traitement avec corset Boston ou même Chêneau (CTM/CBW) sont meilleurs que ceux avec corset Milwaukee [13, 22, 24, 32]. En comparaison les résultats avec corset compressif, Wilmington ne parviennent pas à convaincre [1, 36]. Une étude importante de la « Scoliosis Research Society » montra dans un groupe de 286 filles atteintes de scoliose idiopathique d'adolescents un pourcentage d'échec de 52 % des scolioses non traitées, de 63 % des scolioses traitées par électrostimulation et de 36 % des scolioses traitées par corset [34].

Ces études et bien d'autres furent regardées d'un œil critique par Dickens et Weinstein [10]. Ils en arrivèrent à la conclusion que jusqu'ici les études n'apportaient qu'insuffisamment la preuve de l'efficacité du traitement par corset, puisqu'elles étaient effectuées sans groupe de contrôle et sans être randomisées, bien qu'il se pose la question de savoir si une telle randomisation soit faisable d'un point de vue éthique, vu l'efficacité manifeste du traitement avec corset. L'évidence de l'efficacité du corset souffre sans doute du problème difficilement contrôlable de la compliance. Winter et Lonstein se sont exprimés récemment au sujet de ce dilemme comme suit [47] : « *Aujourd'hui on ne se pose plus la question de l'efficacité du corset. Les patients n'en profitent pas tous. Ceci ne devrait pas nous retenir de proposer cette possibilité à tous les patients. Mieux vaut l'avoir tenté sans succès, que de n'avoir rien tenté du tout. Le traitement avec corset peut ainsi diminuer le nombre de difformités graves avec nécessité de traitement opératoire.* ».

De plus, il faut observer dans un traitement avec corset que le corset implique une détérioration de la fonction pulmonaire pendant le temps de port, fonction se régénérant cependant rapidement dès que l'on cesse de le porter [38].

Le corset ne corrige ni la rotation du corps vertébral [45] ni la lordose [46].

La surface du dos (c.-à-d. la gibbosité) est légèrement mieux corrigée que la scoliose elle-même [44].

5.1.2.4 Durée de port du corset de scoliose

Le corset doit être porté de façon conséquente jour et nuit, c.-à-d. 22-23 heures par jour jusqu'à la fin de la croissance (Risser IV). Étant donné que la contrainte psychologique due au traitement par corset est très grande, le patient a besoin d'un bon soutien et accompagnement. Ce n'est que quand toutes les personnes concernées (patient, parents, médecin, physiothérapeute, technicien orthopédiste et enseignant) sont persuadées du sens du traitement, qu'il y a une perspective de succès. Le corset ne peut être enlevé que pour des activités sportives ou pendant la physiothérapie. Le sport peut être pratiqué de façon illimitée.

Le traitement avec corset doit toujours être accompagné d'une gymnastique correctrice ciblée. Le corset engendre une atrophie musculaire paravertébrale, puisque celle-ci ne doit plus fournir qu'un travail de maintien diminué et que la fonction pulmonaire est limitée dans le corset. Il est nécessaire de contrer cela par une gymnastique de scoliose, de la natation et du sport. La question de la désaccoutumance du corset n'a pas été élucidée de manière scientifique jusqu'ici. Nous sommes d'avis qu'elle n'est généralement pas nécessaire. Nous plaidons pour une intensification de la thérapie de scoliose (développement musculaire) en prévision de la désaccoutumance du corset et conseillons de se déshabituer progressivement du corset lors d'une insuffisance musculaire, ou lors d'apparition de douleurs après cessation du port du corset.

5.1.3 CONTRÔLE CLINIQUE ET RADIOLOGIQUE DU TRAITEMENT CONSERVATEUR DE LA SCOLIOSE

Lors d'une suspicion clinique de scoliose, il est nécessaire de faire des radiographies de la colonne totale de face en p.a. et de profil debout. Si l'angle de Cobb est inférieur à 20°, il suffit de faire des contrôles annuels (sans radiographie) avant la poussée de croissance pubertaire (filles : avant la 11^e année, avant la ménarche ; garçons avant la 13^e année). Le contrôle radiologique n'est indiqué que si l'on suspecte une augmentation de la scoliose basée sur la gibbosité ou le renflement lombaire avec l'inclinomètre ou une méthode de mesure superficielle (p.ex. méthode ISIS). Pendant la poussée de croissance pubertaire, les contrôles cliniques doivent suivre dans ce cas tous les 6 mois.

Si l'angle de Cobb est supérieur à 20°, nous conseillons des contrôles cliniques tous les 6 mois avant la poussée de croissance pubertaire, tous les 3 mois pendant cette poussée. Là aussi, nous ne faisons une radiographie que si les paramètres cliniques laissent suspecter une progression. Si l'examineur n'est pas chaque fois le même, il est conseillé de faire un contrôle radiologique annuel pendant la poussée de croissance pubertaire. Si un traitement avec corset est indiqué, celui-ci doit être contrôlé cliniquement et radiologiquement après sa finition.

Au contrôle clinique il faut être attentif au fait que

- les pelotes et les espaces libres soient placés correctement par rapport à la courbure
- le corset ne présente pas de bords coupants
- la découpe pour les membres inférieurs soit assez large, afin de permettre une position assise confortable sans que cela ne serre les membres inférieurs ou permette au corset de glisser vers le haut
- la pression des pelotes soit ferme, mais pas trop (la rougeur de la peau sous le point de pression de la pelote doit disparaître 15 minutes après avoir ôté le corset)
- le corset ne soit pas trop court (élévation du corset lors de la marche par la musculature fessière) ni trop long (glissement vers le haut du corset en position assise par la surface d'assise)
- la région des seins soit libre chez les filles
- l'appui axillaire laisse assez d'espace pour le grand pectoral et le muscle large du dos et ne provoque pas de signes de compression nerveuse ou vasculaire du bras
- si nécessaire, l'omoplate soit englobée de sorte à ce qu'elle ne glisse pas par-dessus le bord du corset lors des mouvements du bras
- le patient se tienne à la verticale et qu'une décompensation existante de la verticale ne soit pas empirée

Lors du contrôle radiologique avec corset il faut veiller à ce que

- les pelotes soient marquées d'avance
- la position des pelotes soit correcte
- l'on ait atteint une correction de la courbure (des pronostics de corrections favorables de 50 % ne peuvent la plupart du temps être obtenus que pour des courbures flexibles, dans les courbures rigides par contre des corrections de 20-30 % sont réalistes)

Des contrôles cliniques doivent être effectués tous les 3 mois pendant toute la durée du traitement avec corset (le corset doit montrer des traces d'utilisation !). Des contrôles radiologiques sans corset (uniquement de face en p.a.) doivent être effectués tous les 6 mois pendant la période de poussée de croissance pubertaire, toutefois au minimum une fois par année.

5.2 TRAITEMENT CONSERVATEUR DE LA CYPHOSE DE SCHEUERMANN

Nous avons plusieurs moyens à disposition :

- physiothérapie
- traitement avec corset et plâtre

5.2.1 PHYSIOTHÉRAPIE DE LA CYPHOSE DE SCHEUERMANN

Pour une maladie de Scheuermann avec cyphose partiellement fixée, une gymnastique correctrice de thérapie de cyphose est conseillée et les indications correspondent à celles de la gymnastique de scoliose. Elle est incontournable dans un traitement avec corset. On trouve des données pour un programme différencié d'exercices chez Lehnert-Schroth et Weiss [29]. Comme dans les thérapies de scolioses, il faut être particulièrement attentif à la position de départ du bassin, afin d'éviter une augmentation de la lordose lombaire par des exercices redresseurs actifs de la colonne dorsale. Des raccourcissements de la musculature ischio-crurale, des muscles extenseurs lombaires, du grand et du petit pectoral, ainsi que des extenseurs de la nuque doivent être abordés de manière ciblée. Le rameur, la bicyclette avec guidon de course et le poids sont des sports inadaptés pour des patients à cyphose de Scheuermann [20].

5.2.2 TRAITEMENT DE LA CYPHOSE DE SCHEUERMANN PAR CORSET ET PLÂTRE

Pour le traitement de cyphoses dorsales de Scheuermann pour lesquelles le corset est indiqué, les bandages de redressement tirant sur les épaules sont insuffisants. Pour un traitement orthétique efficace, il faut soit des corsets de redressement ou même des plâtres selon le principe à 3, voire 4 points [23] (p.ex. selon Becker, Hepp-Kurda, Habermann, Gschwend-Bähler, Wergenz, orthèse lyonnaise bivalve selon Stagnara, corset Balgrist (fig.3)), soit des corsets d'élongation ou même des plâtres avec anneau cervical (p.ex. corset Milwaukee, corset plâtré d'élongation selon Stagnara [40]). Le point déterminant se situe toujours dans le fait que le plâtre, voire l'empreinte de plâtre, doit être réalisée en position de cyphose lombaire maximale. Postérieurement, le corset ne doit monter en direction crânienne au maximum jusqu'au sommet de la cyphose et, en direction caudale, il doit englober le sacrum.

Par cette suppression de lordose lombaire, le haut du corps du patient, et par-là son point de gravité, se trouvent déplacés vers l'avant. Le patient doit alors redresser activement sa colonne dorsale, pour ne pas basculer en avant ou pour pouvoir lever son regard du sol. Si

le patient se trouve capable de redresser activement et de maintenir relevée sa cyphose par ce principe de fixation à 3 points, ce qui n'est généralement que le cas de courbures plus flexibles avec musculature dorsale efficiente, il n'a pas besoin de pelote supplémentaire de redressement passif qu'elle soit sternale ou thoracique, selon le principe à 4 points.

Pour les cyphoses thoraciques rigides de Scheuermann, nous conseillons avant le corset, comme Stagnara, après une physiothérapie mobilisatrice intensive, une série de 2-3 plâtres de redressement (p.ex. corset plâtré en deux temps ou en un temps selon Stagnara). Il est également possible d'y faire suivre un traitement avec plâtre, selon les mêmes principes, à la place du corset. Une moins bonne acceptation s'oppose ici nettement à une meilleure compliance.

Pour les formes dorsolombaire et lombaire de la maladie de Scheuermann, il est indiqué de prendre un corset lordosant selon le principe à 3 points (p.ex. bivalve selon Stagnara, Jewett, Vogt et Bähler [23]. Ici il faut donc, contrairement à la cyphose dorsale, mettre en lordose la jonction dorso-lombaire et la colonne lombaire. Étant donné que le pronostic de cette forme de maladie est mauvais quant à de futures douleurs chroniques du dos, nous conseillons ici aussi, de par sa meilleure compliance, la fabrication d'un corset plâtré lordosant. Cela permet, s'il reste un potentiel de croissance suffisant, de recréer le profil sagittal.

5.2.2.1 Fonctionnement de corsets modernes de cyphose

Dans les corsets ou plâtres modernes de cyphose, on utilise les principes actifs suivants :

- Extension (active/passive) : avec anneau cervical et compression abdominale, pelote dorsale supplémentaire à hauteur du sommet de la cyphose (p.ex. corset Milwaukee, corsait plâtré d'élongation selon Stagnara).
- Translation (active/passive) : avec appui abdominal ventral et à la fois une pelote dorsale au-dessous du sommet de la cyphose et une pelote au-dessus du sacrum (selon le principe à 3 points) pour le redressement partiellement actif de la colonne dorsale, ou avec une pelote ventrale supplémentaire, soit sternale, soit thoracique (selon le principe à 4 points), pour le redressement passif de la colonne dorsale (p.ex. corset ou plâtre de réclinaison selon Becker, Hepp-Kurda, Habermann, Gschwend-Bähler, Wergenz, orthèse lyonnaise bivalve selon Stagnara, corset Balgrist (fig.3))

5.2.2.2 Indication au traitement de cyphose avec corset

À notre avis, un traitement de cyphose avec corset est indiqué lorsque les conditions suivantes sont remplies :

- Cyphose thoracique de Scheuermann : angle sagittal de Cobb > 50° pour une croissance non terminée (Risser < IV)
- Scheuermann dorso-lombaire : cyphose de la jonction dorso-lombaire pour une croissance non terminée (Risser < IV)
- Scheuermann lombaire : perte de la lordose lombaire avec angle sagittal de Cobb < 20° pour une croissance non terminée (Risser < IV)

- Lors de douleurs, malgré une physiothérapie adéquate

5.2.2.3 Résultats du traitement de cyphose avec corset

Contrairement à la scoliose, la cyphose de Scheuermann ne se laisse pas seulement stabiliser à l'aide d'un traitement avec corset, mais se laisse également corriger s'il reste un potentiel de croissance suffisant [5, 21, 27, 37, 39]. On y atteint un redressement partiel de la vertèbre cunéiforme suite à la croissance compensatoire des segments antérieurs des corps vertébraux [19]. La condition est naturellement une bonne compliance, c.-à-d. que le corset doit être porté effectivement. D'expérience nous savons que c'est rarement le cas de manière satisfaisante. Après la fin de la croissance, 2/3 des patients dont la compliance était bonne montrent une amélioration, 1/3 reste inchangé ou a empiré [19,39].

Il existe des données démontrant que le traitement avec corset pour cyphose de Scheuermann ayant un angle sagittal de Cobb > 60° n'est plus efficace [39]. À notre avis, un traitement avec corset pour cyphose partiellement rigide avec possibilité de correction d'environ 40 % jusqu'à un angle de Cobb de 75° est justifiable, tant qu'il n'y a pas de rétroisthésis à l'extrémité caudale de la courbure.

5.2.2.4 Durée du port du corset de cyphose

La durée du port d'un corset de cyphose est la même que celle d'un corset de scoliose, toute la journée, c.-à-d. 22-23 heures par jour. Contrairement à la scoliose idiopathique, on peut, dans les cas de cyphose de Scheuermann ayant été redressée avec succès et avec croissance osseuse progressive, réduire le temps de port quotidien et porter le corset à temps partiel. Une réduction du temps de port est possible, dans les cas de bonne compliance, après une année.

5.2.2.5 Contrôle clinique et radiologique du traitement conservateur de la cyphose de Scheuermann

Pour poser une indication au traitement avec corset, il nous faut des radiographies de face en p.a. et de profil de la colonne totale. Après confection du corset, son efficacité doit être contrôlée par un cliché de profil (s'il y a une pelote dorsale en dessous du sommet de la cyphose, avec marquage de cette pelote). S'ensuivent des contrôles cliniques tous les 3 mois. La mesure de la cyphose se fait sur le patient en position de repos debout, avec redressement actif et il est recommandable pour cela d'utiliser un cyphomètre ou de noter le profil sagittal par ex. avec la medi-mouse (Fa. Idiag). S'il n'y a pas de mesures de l'évolution de la cyphose, il est nécessaire de faire un contrôle radiologique 2 fois par an, sinon une fois par an jusqu'à la désaccoutumance du corset.

Biographie

- Allington NJ, Bowen JR (1996) Adolescent idiopathic scoliosis. Treatment with the Wilmington brace. A comparison of full-time and part-time use. *J Bone Jt Surg* 78-A: 1056-62
- Anciaux M, Lenaert A, Van Beneden ML, Blonde W, Vercauteren M (1991) Transcutaneous electrical stimulation (TCES) for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: preliminary results. *Acta Orthop Belg* 57: 399-405
- Bassett GS, Bunnell WP, Mac Ewen GD (1986) Treatment of idiopathic scoliosis with the Wilmington brace. Results in patients with a twenty to thirty-nine-degree curve. *J Bone Jt Surg* 68-A: 602-605
- Blount WP, Schmidt AC, Bidwell RG (1958) Making the Milwaukee brace. *J Bone Jt Surg* 40-A: 523-530
- Bradford DS, Moe JH, Montalvo FJ, Winter RB (1974) Scheuermann's kyphosis and roundback deformity. Results of Milwaukee brace treatment. *J Bone Jt Surg* 56-A: 740-58
- Braunewell A, Dehe W, Schmitt E, Mentzos S (1987) Psychodynamische Aspekte von Korsettbehandlung bei Jugendlichen. *Z Orthop* 125: 132-4
- Brown JC, Axelgaard J, Howson DC (1984) Multicenter trial of a noninvasive stimulation method for idiopathic scoliosis. A summary of early treatment results. *Spine* 9: 382-7
- Carman D, Roach JW, Speck G, Wenger DR, Herring JA (1985) Role of exercises in the Milwaukee brace treatment of scoliosis. *J Pediatr Orthop* 5: 65-8
- Di Raimondo CV, Green NE (1988) Brace-wear compliance in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop* 8: 143-6
- Dickson RA, Weinstein SL (1999) Bracing (and screening) – yes or no? *J Bone Jt Surg Br* 81: 193-8
- Dieffenbach E (1999) Skoliosebehandlung. Physiotherapie nach dem Prinzip Gocht-Gessner und bei Korsettversorgung. Urban&Fischer München Jena
- Durham JW, Moskowitz A, Whitney J (1990) Surface electrical stimulation versus brace in treatment of idiopathic scoliosis. *Spine* 15: 888-892
- Edelmann P (1992) Brace treatment in idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Belg* 58: Suppl 1 85-90
- Emans JB, Kaelin A, Bancel P, Hall JE, Miller ME (1986) The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients. *Spine* 11: 792-801
- Fallstrom K, Cochran T, Nachemson A (1986) Long-term effects on personality development in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Influence of type of treatment. *Spine* 11: 756-58
- Focarile FA, Bonaldi A, Giarolo MA, Ferrari U, Zilioi E, Ottaviani C (1991) Effectiveness of non-surgical treatment for idiopathic scoliosis. Overview of available evidence. *Spine* 16: 395-401
- Hall JH, Miller ME, Shumann W, Stanish W (1975) A refined concept in the orthoptic management of scoliosis. *Orthotics and Prothetics* 19: 7-15
- Hanke P (1983) Skoliosebehandlung auf entwicklungs-kinesiologischer Grundlage in Anlehnung an die Vojta-Therapie. Diskussionsreihe "Krankengymnastische Skoliosetherapie" der Arbeitsgemeinschaft Atemtherapie im ZVK
- Hefti F, Jani L (1981) Behandlung des Morbus Scheuermann mit dem Milwaukee-Korsett. *Z Orthop* 19: 185-92

- Hefti F, Morscher E (1985) Die Belastbarkeit des wachsenden Bewegungsapparates. *Schweiz Z Sportmed* 33: 77-84
- Hefti F (1987) Morbus Scheuermann. *Ther Umsch* 44: 764-70
- Heine J, Götze HG (1985) Endergebnisse der konservativen Behandlung der Skoliose mit dem Milwaukee-Korsett. *Z Orthop* 123: 323-37
- Hohmann D, Uhlig R (1990) *Orthopädische Technik*. Enke Stuttgart
- Hopf C, Heine J (1985) Langzeitergebnisse der konservativen Behandlung der Skoliose mit dem Chêneau-Korsett. *Z Orthop* 123: 312-22
- Houghton G (1987) Persönliche Mitteilung
- Kahanovitz N, Weiser S (1989) The psychological impact of idiopathic scoliosis on the adolescent female. A preliminary multi-center study. *Spine* 14: 483-5
- Krahe T, Zielke K (1986) Vergleich der Lordosierungseffekte an der Brustwirbelsäule durch Verwendung des Milwaukee- und des Gschwend-Korsettes bei Skoliosen und Kyphosen. *Z Orthop* 124: 613-18
- Lehnert-Schroth CH (2000) *Dreidimensionale Skoliosebehandlung*. Urban&Fischer München
- Lehnert-Schroth CH, Weiss H-R (1992) Krankengymnastische Behandlung bei Morbus Scheuermann. In: *Korsettversorgung, krankengymnastische Skoliosebehandlung, krankengymnastische Behandlung und M. Scheuermann. Wirbelsäulendeformitäten – Bd 2. Beiträge zu Therapie und Réadaptation in Klinik und Praxis*. Hrsg. Weiss H-R. Fischer Stuttgart
- MacLean WE Jr, Green NE, Pierre CB, Ray DC (1989) Stress and coping with scoliosis: psychological effects on adolescents and their families. *J Pediatr Orthop* 9: 257-61
- Miller JA, Nachemson AL, Schultz AB (1984) Effectiveness of braces in mild idiopathic scoliosis. *Spine* 9: 632-5
- Montgomery F, Willner S (1989) Prognosis of brace-treated scoliosis. Comparison of the Boston and Milwaukee methods in 244 girls. *Acta Orthop Scand* 60: 383-5
- Montgomery F, Willner S, Appelgren G (1990) Long-term follow-up of patients with adolescent idiopathic scoliosis treated conservatively: an analysis of the clinical value of progression. *J Pediatr Orthop* 10: 48-52
- Nachemson AL, Peterson LE (1995) Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Jt Surg* 77-A : 815-22
- Niederhöffer L v (1955) *Die Behandlung von Rückgratverkrümmungen (Skoliose)*. Staude Berlin
- Piazza MR, Bassett GS (1990) Curve progression after treatment with the Wilmington brace for idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop* 10: 39-43
- Räder K (1987) Die Behandlung des Morbus Scheuermann mit dem aktiv-passiven Aufrichtungskorsett nach Gschwend. *Z Orthop* 125: 358-62
- Refsum HE, Naess-Andresen CF, Lange JE (1990) Pulmonary function and gas exchange at rest and exercise in adolescent girls with mild idiopathic scoliosis during treatment with Boston thoracic brace. *Spine* 15: 420-3
- Sachs B, Bradford D, Winter R, Lonstein J, Moe J, Wilson S (1987) Scheuermann's kyphosis. Follow-up of Milwaukee-brace treatment. *J Bone Jt Surg* 69-A: 50-7
- Stagnara P, Perdriolle R (1958) Elongation vertébrale continue par plâtre à tendeurs. *Rev Orthop* 44: 57-74

- Sullivan P, Markos P, Minor MA (1985) PNF - Ein Weg zum therapeutischen Ueben. Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation: Therapie und klinische Anwendung. Fischer Stuttgart
- Weber M, Hirsch S (Krankengymnastik bei idiopathischer Skoliose. Befundaufnahme, Prinzip und Behandlung nach Martha Scharll. Fischer Stuttgart
- Weiss HR, Rigo M (2001) Befundgerechte Physiotherapie bei Skoliose. Pflaum, München
- Weisz I, Jefferson RJ, Carr AJ, Turner-Smith AR, McInerney A, Houghton GR (1989) Back shape in brace treatment of idiopathic scoliosis. Clin Orthop 240: 157-63
- Willers U, Normelli H, Aaro S, Svensson O, Hedlund R (1993) Long-term results of Boston brace treatment on vertebral rotation in idiopathic scoliosis. Spine 18: 432-35
- Willner S (1984) Effect of the Boston thoracic brace on the frontal and sagittal curves of the spine. Acta Orthop Scand 55: 457-60
- Winter RB, Lonstein JE (1997) To brace or not to brace: the true value of school screening. Spine 22: 1283-4
- Wright J, Herbert MA, Velazquez R, Bobechko WP (1992) Morphologic and histochemical characteristics of skeletal muscle after long-term intramuscular electrical stimulation. Spine 17: 767-70
- 

6 TRAITEMENT CONSERVATEUR DES SCOLIOSES IDIOPATHIQUES ET DES CYPHOSES DE SCHEUERMANN

Carol-C. Hasler

6.1 SCOLIOSES IDIOPATHIQUES

6.1.1 INTRODUCTION ET DÉFINITION

La Scoliosis Research Society¹ a défini la scoliose comme une courbure latérale de la colonne vertébrale correspondant à un angle de Cobb supérieur à 10°.

Pour plusieurs raisons, la courbure scoliotique de la colonne vertébrale à l'âge de la croissance fait partie du point de vue orthopédique des pathologies *les plus complexes* de l'appareil locomoteur d'un point de vue thérapeutique :

- Les raisons de son apparition (étiologie) sont en grande partie inexplicables (origine idiopathique).
- La déformation résultante n'est pas seulement une déviation latérale, au contraire c'est une déformation tridimensionnelle complexe.
- Les types d'incurvation (segments concernés, étendue et flexibilité) sont très divers.
- Le facteur de risque prépondérant pour une accentuation de la courbure est la poursuite de la croissance et il nécessite des adaptations correspondantes des concepts et des contenus des traitements, ainsi le cas échéant que des équipements d'assistance (corsets).
- Une correction opératoire de scolioses avancées (angle de Cobb > 45-50°) permet d'instrumenter et rigidifier le segment concerné de la colonne vertébrale (spondylodèse).

Outre la perte de forme dans le plan frontal, toutefois, on observe également, au sens d'une *déformation tridimensionnelle complexe*, un aplatissement du profil sagittal (vue de côté) de même qu'une rotation particulièrement évidente avec formation d'une gibbosité costale en

cas de scoliose de la colonne thoracique ou d'un bourrelet lombaire lorsque c'est la colonne lombaire qui est touchée.

Plus de 90 % des scolioses sont ce que l'on appelle des déviations « idiopathiques », ce qui signifie qu'on n'en connaît pas la cause. Les 10 % de scolioses restantes sont dues à des troubles innés (congénitaux, troubles de la formation et de la segmentation), à des causes neurogènes (parésies cérébrales, myéломéningocèles, etc.) ou à d'autres pathologies (myopathies, affections des tissus conjonctifs).

La distribution des scolioses idiopathiques en fonction de l'âge du primodiagnostic est la suivante :

Adolescents	80-90 %
Enfants (3 à 10 ans)	10-20 %
Bébés (<3 ans)	>1 %

6.1.2 FRÉQUENCE

Des scolioses ont été observées chez 2 % de 26947 lycéennes âgées de 12 à 14 ans.⁸¹ Chez les filles de 16 ans, l'incidence est de 3 à 4 % pour les courbures avec un angle de Cobb >10° et de 0,5 % pour celles avec un angle de Cobb >20°.^{16, 57, 111}

La proportion femmes/hommes est variable : elle est de 1:1 pour les faibles courbures contre 4:1 pour les courbures >20°, voire 7:1 dans le cas des courbures nécessitant un traitement.⁸¹

En Suisse, la population féminine âgée de 11 à 15 ans comprend quelques 190 000 à 200 000 individus, soit environ 40 000 par tranche d'âge².

6.1.3 ÉTIOLOGIE ET PATHOGÉNÈSE

Les scolioses idiopathiques de l'adolescent ont toutes en commun une différence de croissance entre les faces antérieure et postérieure de la colonne vertébrale. Ce principe pathogénétique est également appelé "Scheuermann renversé".²⁰ Il a également été confirmé par une étude utilisant la tomographie par résonance magnétique.³⁷ Des mesures antérieures effectuées sur des squelettes scoliotiques ont mis en évidence un relatif raccourcissement du canal spinal par rapport à la longueur de la colonne antérieure. La

longueur réduite du canal spinal est interprétée comme une conséquence de la surcroissance ventrale relative.^{17, 18, 43} Un facteur étiologique possible de cette croissance découplée (*uncoupling of neuro-osseous growth*) entre le canal spinal et les corps vertébraux serait une diminution de la croissance de la moelle épinière.⁷⁰ La plus forte croissance de la colonne vertébrale antérieure peut aussi être forcée par une hyperextension répétée avec la distraction qui s'ensuit. Chez les professionnelles de la gymnastique rythmique, une incidence de scolioses 10 fois plus élevée a été observée.⁹⁵ L'évolution ultérieure est due essentiellement au système de forces qui résulte des caractéristiques géométriques et morphologiques de la scoliose.⁹⁷ La colonne vertébrale est la plus courte en position postéro-latérale par rapport au canal spinal, dans la concavité de l'incurvation. Les schémas de croissance modifiés se traduisent par une déformation tridimensionnelle : lordose apicale (plan sagittal), rotation axiale (plan transversal) et courbure latérale (plan frontal).^{14, 17, 20, 91} Ce concept est également appelé "lordose rotationnelle" (*rotational lordosis*). En première analyse, la croissance pédiculaire asymétrique fait apparaître cette malposition en rotation comme une difformité primaire.⁷⁹ En fait, les asymétries des pédicules se trouvent au niveau des vertèbres proches du sommet, mais elles peuvent aussi être la conséquence de troubles inhibiteurs secondaires de la croissance dus aux conditions de pression asymétriques. La pression mécanique due à la pesanteur est plus importante côté concave. La pointe de pression est localisée sensiblement dans la zone frontière entre le cartilage neurocentral et la plaque cartilagineuse. Selon la loi de Hueter-Volkman, établie il y a déjà plus de 140 ans, une zone de croissance réagit à la pression par une inhibition de l'activité et vice versa.^{45, 99} Ceci donne la dynamique d'évolution dépendante de l'âge et de l'angle des scolioses qui, à mesure que l'angle de Cobb augmente, conduit à des conditions de pressions asymétriques, à des troubles de la croissance avec difformités vertébrales, à une augmentation supplémentaire de l'angle, etc. Les corsets ont pour but d'inverser ces principes pathogénétiques en modulant la croissance.

6.1.4 PHYSIOLOGIE DE LA CROISSANCE

Le développement postnatal de la colonne vertébrale se caractérise par une croissance asynchrone complexe du corps vertébral et des structures dorsales, la maturation du cartilage neurocentral et du cartilage annulaire des apophyses, la formation du profil sagittal, le changement de position relative de la moelle épinière et la différenciation des articulations facettaires. La croissance enchondrale en longueur et la croissance périostéale appositionnelle en largeur sont communes à la colonne vertébrale et aux os tubulaires.

6.1.4.1 Plaques cartilagineuses (croissance en longueur)

Les plaques cartilagineuses supérieures et inférieures sont responsables à parts égales de la croissance enchondrale en longueur des corps vertébraux.^{50, 68, 103} Pendant la croissance, la forme, le périmètre, l'épaisseur, l'état de maturation et l'activité de croissance changent.³⁰

Dans les pathologies les plus fréquentes de la colonne vertébrale à l'âge de la croissance, la maladie de Scheuermann et la scoliose, ce sont les premières structures affectées.

Elles sont directement limitrophes des disques intervertébraux et, de ce fait, elles ne peuvent pas être distinguées à la radiologie. Au plan histologique et fonctionnel, elles correspondent aux jointures épiphysaires des os tubulaires longs.^{5, 39, 87} C'est l'absence d'épiphyses osseuses qui distingue les vertèbres humaines de celles des mammifères quadrupèdes, chez lesquels les vertèbres ont la même conformation que les os tubulaires longs à la radiologie.⁵ En termes de biologie de la croissance, les vertèbres humaines ressemblent également aux os tubulaires, à la différence près que l'épiphyse du corps vertébral ne s'ossifie jamais chez l'homme comme chez les singes anthropoïdes mais subsiste toute la vie durant sous la forme d'une couche interfaciale hyaline (chondrophyse, reste de formation cartilagineuse) entre le corps vertébral et le disque intervertébral.^{7, 27, 49, 90} Du fait de sa croissance centrifuge en coin à partir de l'âge de 5 à 10 ans, surtout dans la zone de la CVT inférieure et de la CVL supérieure, la jointure est crénelée par des sillons du corps vertébral et ainsi protégée contre les forces de cisaillement.^{26, 58} Malgré cela, cette couche interfaciale est mécaniquement la partie la plus vulnérable de l'ensemble corps vertébral - zone de croissance - chondrophyse et disque intervertébral.^{27, 36}

6.1.4.2 Cartilage neurocentral (croissance en profondeur)

Le cartilage neurocentral se trouve à la base du pédicule, au niveau de la transition avec le corps vertébral, et il s'étend dans le sens crânio-caudal de la plaque supérieure à la plaque inférieure. Les zones cartilagineuses sont bilatérales et totalement séparées les unes des autres. Dans le plan transversal, leur extension est curviligne de ventrolatéral sur le corps vertébral à médiodorsal dans le canal spinal. Radiologiquement, les cartilages neurocentraux sont la plupart du temps indiscernables à cause de leur orientation oblique dans les projections habituelles. Le cartilage neurocentral contrôle la *croissance en profondeur* du tiers arrière du corps vertébral et de l'arc vertébral. Son activité est maximale à l'âge de 5-6 ans.⁹⁸

6.1.4.3 Cartilage apophysaire

L'apophyse annulaire *ne contribue pas* à la croissance en longueur, elle sert principalement à l'ancrage des lames du listel marginal de l'anneau fibreux discal.^{5, 6, 58, 86} Vers l'âge de 11 à 13 ans, l'ossification est également visible macroscopiquement et radiologiquement. Elle se propage dans le sens antérieur vers postérieur et elle forme le listel marginal osseux d'abord en boucle ouverte et par la suite annulaire.⁴⁹ Au plan évolutif, cela correspond à une épiphyse rudimentaire. La fusion avec le corps vertébral intervient à partir de l'âge de 14-15 ans et, en fonction de la hauteur anatomique, elle peut s'étaler sur plusieurs années jusqu'à l'âge de 25 ans.^{6, 51}

6.1.4.4 Vitesse de croissance

Jusqu'à 5 ans, la croissance est exponentielle puis elle ralentit jusqu'à la 10^{ème} année et s'accélère à nouveau pendant la puberté. La croissance cesse 3 à 4 ans après avoir atteint sa vitesse maximale.^{22, 55}

L'importance de la *croissance résiduelle* individuelle pour conseiller et traiter les enfants et les adolescents présentant des difformités de la colonne vertébrale a été très tôt reconnue. Toutefois, sa prédiction est complexe compte tenu de la variabilité interindividuelle considérable de la maturation. Elle se base sur la collecte de paramètres cliniques (taille assise et debout, caractères sexuels), anamnestiques (âge chronologique, âge au moment de la ménarche, âge au moment de la mue) et radiologiques (radiographie de la main suivant Greulich Pyle, du coude suivant Sauvegrain, de l'os iliaque suivant Risser) dont la valeur prédictive varie.

L'*âge chronologique* n'est pas fiable car il ne coïncide avec la maturité squelettique que chez la moitié des enfants et des adolescents.

La *ménarche* est relativement imprécise pour évaluer l'âge squelettique et la maturation de la colonne vertébrale.^{10,96} 41 % des patientes ont leurs premières règles dans l'année qui suit la vitesse de croissance maximale de la colonne vertébrale, les 59 % restantes au-delà de cette période.⁵⁵ D'après ces données, la ménarche et Risser I apparaissent respectivement 7 et 9 mois en moyenne après la phase de vitesse de croissance maximale de la colonne vertébrale. Jusqu'à 2,5 ans après la ménarche, la comparaison à intervalles de 6 mois révèle des augmentations de taille statistiquement significatives, mais pertinentes au plan clinique seulement jusqu'à un an après la ménarche.³²

Outre l'*anamnèse ménarchique* et la détermination correcte des *caractères sexuels secondaires* en fonction du stade,⁹³ la détermination radiologique de l'*âge squelettique* des zones de croissance éloignées de la colonne vertébrale offre la possibilité de délimiter indirectement le stade développemental de la colonne vertébrale. La *jointure en Y* du bassin se ferme 1 an avant le maximum de croissance, c'est-à-dire dès la phase d'accélération.²⁴ Des méthodes plus fréquemment utilisées sont :

Radiographie de la main (Greulich et Pyle)

Cette détermination très répandue est limitée pendant la poussée de croissance pubertaire car elle prend en compte uniquement des intervalles d'un an et les vues prises dans cette phase sont difficiles à classer.³⁸ Cet « étalon-or » de la détermination de l'âge squelettique présente donc une incertitude considérable avec un écart de ± 8 mois au moins selon les premiers auteurs à l'avoir décrit³⁸ et jusqu'à plus de 2 ans dans les études d'autres chercheurs.^{2,15,48}

Radiographie du coude (Sauvegrain)

Cette méthode fiable évalue les stades de maturité clairement délimitables des 4 jointures épiphysaires proches du coude avant la puberté et au cours des deux premières années post-puberté, regroupés dans un score.^{25,84} Pour simplifier, il suffit également la plupart du temps de déterminer la morphologie de la jointure olécrânienne sur une radiographie de côté.¹² Chez les patientes scoliotiques, on note toujours au moment de la croissance maximale de la colonne vertébrale un stade Risser 0, des jointures pelviennes en Y fermées, un stade de développement de la poitrine 1 suivant Tanner et des taux d'œstradiol bas.⁸³ Dans cette période, le score du coude permet une différenciation plus précise de la phase de croissance vertébrale. À la fin de la phase d'accélération, c'est-à-dire lorsque la vitesse de croissance maximale est atteinte (*peak height velocity*), environ 0,5 ans avant la ménarche, toutes les zones de croissance au niveau du coude sont fusionnées.⁸⁴

Os iliaque (Risser)

Le début et la fin de l'ossification de l'apophyse iliaque sont liés à l'âge squelettique quel que soit le sexe.² Le début se situe la plupart du temps dans la période allant d'un an avant jusqu'à un an après avoir atteint la croissance maximale de la colonne vertébrale.² Au pic de croissance, on ne décèle donc encore aucune ossification (*Risser 0*). Le stade *Risser 1* apparaît à la ménarche et jusqu'à 0,5 ans après dans la croissance déjà ralentie, ce qui correspond à l'âge de 13,5 ans chez les filles et 15,5 ans chez les garçons. Après la fusion de l'apophyse iliaque (*Risser V*) ou la fermeture de la jointure proximale de l'humérus, il n'y a plus aucune croissance de la colonne vertébrale.⁴⁴

"Utilization of the development of the iliac apophysis as a guide to the progress of spinal growth is of the greatest importance" [L'utilisation du développement de l'apophyse iliaque pour estimer l'évolution de la croissance spinale est de la plus haute importance], *cité par JC Risser 1958*⁷⁸

L'analyse critique montre cependant que le signe de Risser n'est pas mieux corrélé avec l'âge squelettique que l'âge chronologique et que la détermination du stade n'est pas fiable (fiabilité inter-opérateurs : valeur kappa de 0,31 à 0,59).⁸⁹ Pour chaque degré Risser, l'âge squelettique varie jusqu'à 4 ans.^{2, 54} Les stades Risser I à IV ne durent qu'un an environ.⁵⁴ La fusion des apophyses (*Risser V*) donne quelque indication sur l'atteinte de la maturité squelettique générale mais elle est sans rapport avec la croissance de la colonne vertébrale ou sa fin. Des plaques cartilagineuses prélevées lors d'opérations de fusion antérieures présentaient au stade IV des signes histologiques de présence d'une activité de croissance sous la forme de cartilage prolifératif.⁶⁷ En concordance avec ces résultats, une poursuite de la croissance de la colonne vertébrale a également été observée cliniquement après que le stade Risser IV a été atteint, de 14 à 14,9 ans chez les filles, de 15,5 à 16 ans chez les garçons.^{2, 10, 44, 77, 78} Les filles ont encore grandi en moyenne de 1,75 cm, les garçons de 2,46 cm.

On considère que la croissance est terminée lorsque les critères de maturité suivants sont remplis :

- **Signe de Risser 4**
- **Ménarche > 2 ans en arrière**
- **Âge squelettique 18 ans pour les garçons, 16 ans pour les filles**

6.1.5 OBSERVATIONS CLINIQUES

Taille debout et assis

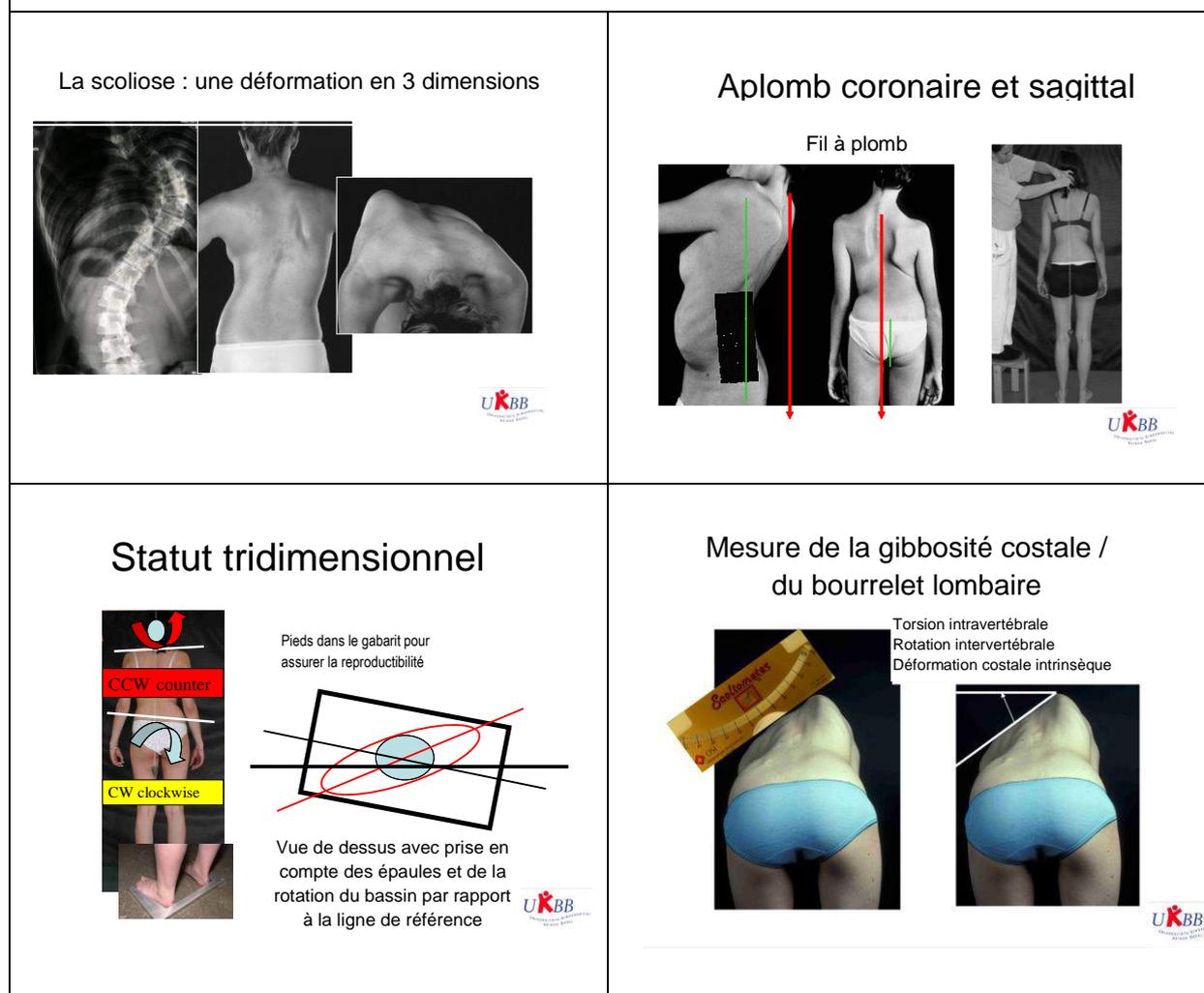
Poids

Stades pubertaires

Mesures statiques

Mobilité

Figure 1 : Observations cliniques en présence d'une scoliose idiopathique de l'adolescent



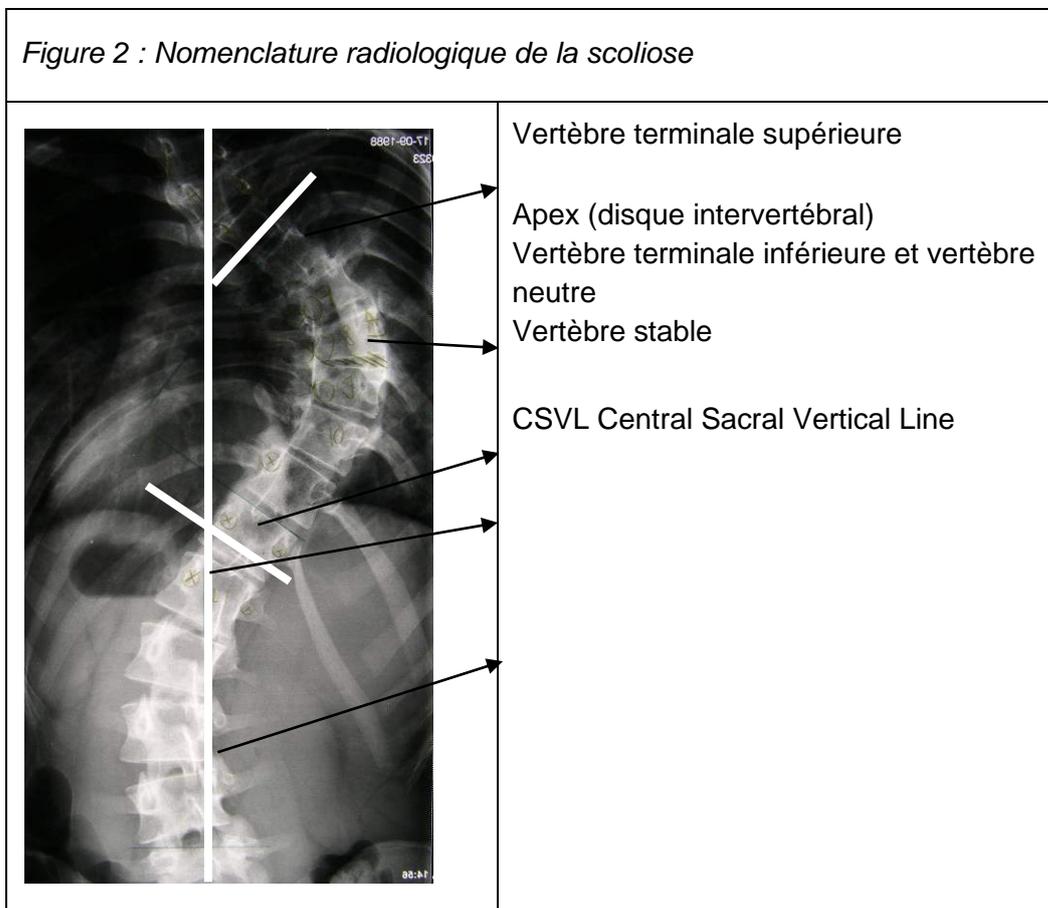
Palpation musculaire (tonus, myogéloses). Observations radiologiques

Radiographie debout en postéro-antérieur avec protection des gonades, la crête iliaque devant être visible sur le cliché (signe de Risser). La dose de rayonnement doit être minimisée le plus possible tout en permettant de bien délimiter les contours des corps vertébraux et de déterminer l'angle de Cobb.

Les paramètres à déterminer sont les suivants :

- Type de courbure (en fonction de la fréquence) : R thoracique > L thoraco-lombaire > L lombaire > forme en S véritable
- Apex : vertèbre ou disque intervertébral le plus décalé latéralement
- Vertèbre terminale supérieure et inférieure (vertèbres les plus basculées)
- Angle de Cobb de la courbure principale et secondaire
- *Vertèbre neutre* : première vertèbre à l'extrémité inférieure ou à la suite de la courbure principale qui ne présente pas de malposition en rotation (projection de l'apophyse épineuse au centre du corps vertébral)

- *Vertèbre stable* : vertèbre, située à la suite de la vertèbre terminale inférieure dans le sens caudal, qui est la mieux coupée par la verticale passant par le centre du sacrum.



6.1.6 HISTOIRE NATURELLE ET RISQUE DE PROGRESSION

L'histoire naturelle d'une scoliose est fonction de l'angle de Cobb et du potentiel de croissance

Angle de Cobb [°]	10 -12 ans	13-15 ans	16 ans
<20	25 %	10	0
20-29	60	40	10
30-59	90	70	30
>60	100	90	70

Figure 3 : Risque de progression d'une scoliose en fonction de l'angle de Cobb et de l'âge
 101, 102

Le risque de progression d'une scoliose est le plus élevé pendant la croissance.^{3, 9, 23, 55, 77, 101} Dans une étude englobant 26947 élèves de "high schools" âgés de 12 à 14 ans, 15,4 % des filles ayant un angle de Cobb initial $>10^\circ$ ont présenté une progression à un angle $>20^\circ$, tandis qu'une accentuation a été observée chez 79 % des filles ayant des valeurs initiales de $20-30^\circ$.⁸¹ Le risque d'accentuation de la courbure augmente nettement à des angles de Cobb supérieurs à $20-30^\circ$ et il est élevé surtout pour les courbures thoraciques. Dans une étude longitudinale portant sur 120 patients, 88 % des sujets ayant un angle de Cobb supérieur à 30° ont présenté une aggravation contre seulement 4 % chez ceux dont l'angle était inférieur à 30° .⁵⁵ L'incidence globale des accentuations était de 23 dans une autre étude.⁵⁶ Ce risque d'accentuation considérable dans les constellations d'âges et d'angles précitées conduit aux indications correspondantes pour un traitement par corset.

Il existe une corrélation directe entre l'*étendue de la scoliose* et le risque de progression, de même qu'entre la *croissance résiduelle de la colonne vertébrale* et le risque de progression. De plus, une forte lordose thoracique et une rotation apicale contribuent également à la progression.

Si l'étendue de la scoliose peut être déterminée par une simple mesure d'angle sur une radiographie standard, l'estimation du potentiel de croissance est plus complexe. Les paramètres suivants doivent être évalués de manière intégrative :

Croissance de la colonne vertébrale : à la puberté a lieu une poussée de croissance de la colonne vertébrale étroitement associée dans le temps à l'apparition des premières règles chez les filles (ménarche) ou à la mue chez les garçons. Cette phase à haut risque pour une progression de la déviation s'étend sur une période d'environ 2 ans.

Entre la 10^{ème} année et la puberté, la colonne vertébrale T1-L5 croît d'environ 1,8 cm par an.

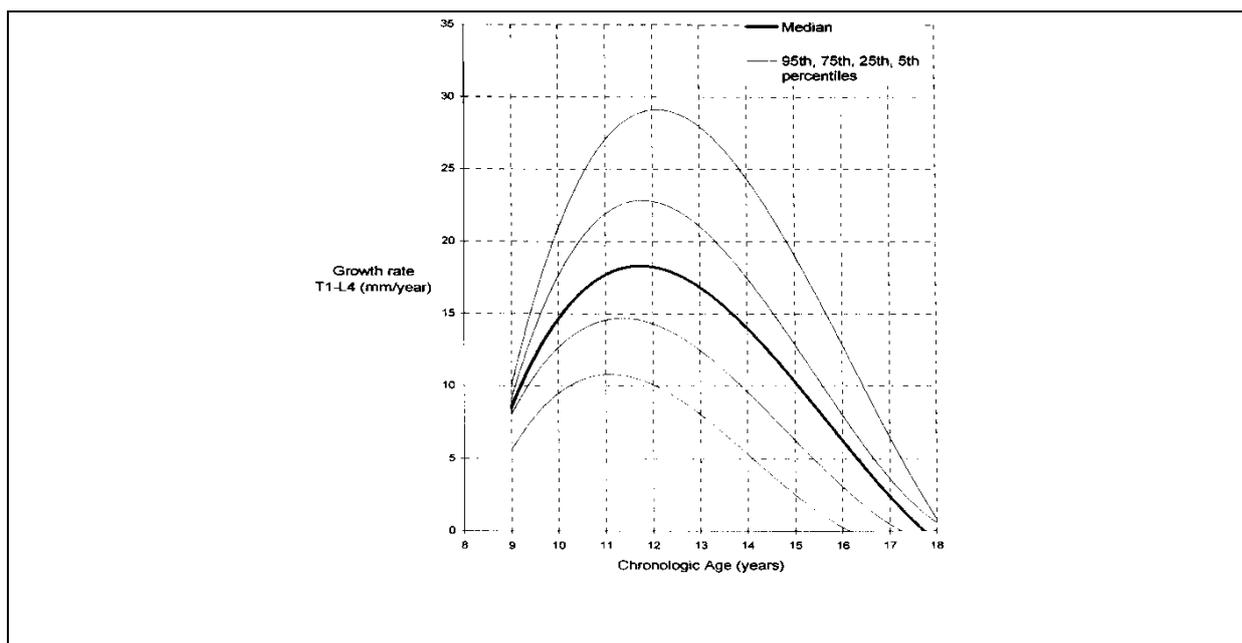


Figure 4 : Vitesse de croissance de la colonne vertébrale en fonction de l'âge ¹⁰⁹

Âge chronologique

L'âge osseux a une valeur prédictive limitée car la poussée de la croissance de la colonne vertébrale s'étale sur 4 années d'âge osseux.²

Signe de Risser : il s'agit ici du degré d'ossification de l'apophyse iliaque (jointure de croissance au niveau de la crête iliaque). Le plus grand risque de progression se situe aux degrés d'ossification 0 et 1. Le stade Risser 0 est le moins défini car ce n'est pas un intervalle délimitable.⁵⁵ Néanmoins, le stade Risser 0 concerne les 2/3 de la puberté, de sorte qu'une subdivision de cette phase critique et importante pour le pronostic est nécessaire pour mieux évaluer la maturité (voir Score de Sauvegrain 1.4.4)

Caractères sexuels secondaires tels que pilosité axillaire et pubienne, développement de la poitrine chez les filles, pousse de la barbe chez les garçons

En fonction du *profil et de l'étendue de la courbure*, les scolioses peuvent aussi continuer à progresser après la fin de la croissance :

- Le risque le plus élevé réside dans les scolioses *thoraciques et thoraco-lombaires* isolées avec une vitesse de croissance allant jusqu'à 1-2°/an pour des angles initiaux de 50-75°^{8, 13, 29, 47, 100}
- Les courbures *lombaires dextroconvexes* présentent des progressions deux fois plus fréquentes qu'une courbure lévoconvexe. Une crête iliaque plus haute avec une 5^{ème} vertèbre lombaire basse réduit le risque de progression et inversement.¹⁰¹
- Les scolioses avec un angle de Cobb *inférieur à 30°* sont stables également après la fin de la croissance
- La *rotation apicale* est un autre facteur de risque

La connaissance du risque d'accentuation des scolioses de plus de 45-50° après la fin de la croissance permet de faire les recommandations correspondantes en vue de la correction opératoire et de la stabilisation (rigidification = spondylodèse) de ces courbures.

6.1.7 TRAITEMENT : GYMNASTIQUE THÉRAPEUTIQUE

En Suisse, la physiothérapie^{11, 19, 28, 35, 41, 52, 53, 64, 72, 88, 92, 106, 107, 108} fait généralement partie intégrante d'un traitement par corset et elle doit être mise en œuvre par des thérapeutes formés et expérimentés dans le domaine des scolioses et le plus près possible du lieu de résidence. Différents types de thérapies centrées sur la scoliose sont utilisés chez des patients ambulatoires ou hospitalisés, surtout sous la forme du concept de Schroth dans ce dernier cas. Ils ont en commun les objectifs et les contenus mentionnés ci-dessous.

6.1.7.1 Objectifs thérapeutiques

Information, éducation, motivation

- Amélioration générale de la posture
- Renforcement de la musculature, notamment du tronc
- Délordose thoracique
- Étirement, surtout côté concave

- Conditionnement en général (fonction cardio-vasculaire)
- Conscience de soi et de son corps (puberté !)
- Contrôle du corset
- Amélioration du réglage en fonction de la pathologie
- Traitement de la douleur

Les patients, sous leur propre responsabilité mais aussi dans le temps, doivent se conformer à des exigences d'autant plus strictes qu'ils sont au stade de la puberté et donc dans une phase critique et exigeante également au plan scolaire et corporel. La gymnastique thérapeutique à elle seule ne permet pas de stopper la progression, de sorte qu'elle doit être vue comme une mesure d'accompagnement du traitement par corset. L'efficacité restreinte est principalement liée à la durée d'action limitée. Le traitement en milieu hospitalier – par exemple à la Clinique Schroth en Allemagne, permet de la combattre dans le cadre d'une thérapie intensive de plusieurs semaines. Une efficacité à long terme avec inhibition d'une progression de la courbure reste cependant à démontrer.

Compte tenu de la déformation complexe en 3 dimensions, il est nécessaire de maîtriser les tâches partielles ci-dessous, qui doivent être choisies en fonction de l'âge, de l'étendue de la courbure, du type de courbure, de la mobilité, des conditions musculaires, des pathologies de base, de la motivation du patient etc., combinés de manière variable selon les individus. Les soins doivent être prodigués exclusivement par des thérapeutes spécifiquement formés et expérimentés. Les patients, les parents, le thérapeute et le médecin sont communément les interlocuteurs les plus fréquemment rencontrés. Il y a généralement 2 à 3 consultations médicales par an contre 1 à 2 séances de physiothérapie par semaine, soit plus de 100 dans l'année et ce sur une durée qui en règle générale est aussi plus longue. On comprend donc que le thérapeute, outre les aspects fondamentaux de la correction de la colonne vertébrale, assure également un accompagnement psychologique important. Il est fréquent lors des séances de physiothérapie des patients d'aborder des problèmes qui n'ont suscité qu'une attention insuffisante lors d'une consultation chez le médecin. Globalement, la physiothérapie comprend les tâches partielles suivantes :

- *Établissement des bases de la scoliose*, par exemple origine, raisons, anatomie tridimensionnelle
- *Détermination clinique et documentation du type de courbure fonctionnelle, de la difformité du tronc et du thorax ainsi que de la mobilité* : la collecte standardisée des données de la déformation tridimensionnelle sous tous ses aspects doit être une composante initiale indispensable de toute prise en charge physiothérapeutique. C'est la seule manière de déterminer l'évolution dans le temps et de définir en conséquence le choix des exercices ou d'intervenir de manière plus efficace en faisant varier les exercices tout en maintenant/améliorant la motivation du patient. En complément de l'examen clinique, des prises de vues standardisées régulières (par exemple de l'arrière et de l'avant en position debout, latérale, penché en avant de l'arrière, de dessus) sont conseillées. Lorsqu'elles sont disponibles, des mesures de l'aire de surface du tronc (par exemple par stéréographie vidéo Formetric®) et l'objectivation de la mobilité de la colonne vertébrale (par exemple au moyen de la

souris MediMouse®) sont utiles. Le simple fait de communiquer régulièrement ces observations et documentations au patient est une source de motivation.

- *Éducation du dos spécifique à la déformation.* Consignes de correction active en trois dimensions du tronc. Les *profils de courbure* très divers en termes d'allure de la courbure, d'étendue, de profil sagittal et de mobilité exigent des thérapies différenciées. Dans le cadre d'un traitement de redressement par corset, le thérapeute met en place des exercices avec et sans orthèse, ce qui implique qu'il soit au fait des différents modes de fonctionnement et des différentes philosophies de traitement. En tant que lien important entre l'orthopédiste traitant et le technicien orthopédiste, le physiothérapeute, grâce à ses contacts plus fréquents avec les patients, aborde précocement les problèmes tels que les points de compression, les erreurs d'application, les défauts du matériel etc. qui surgissent pendant un traitement utilisant un corset
- Amélioration du *profil dorsal asymétrique*, qui est essentiellement déterminé par la malposition en rotation : gibbosité costale, bourrelet lombaire, asymétrie de la taille, épaule haute, basse, avancée, tournée, malposition scapulaire, scapula alata, rotation, torsion, version du bassin.
- Normalisation du profil sagittal, dans la plupart des cas aplati.
- Maintien ou rétablissement de la *balance sagittale et frontale* par correction des écarts de l'aplomb (écarts latéraux, inclinaison ventrale ou dorsale).
- Amélioration de la mobilité de la colonne vertébrale.
- Amélioration de la *perception corporelle (proprioception)* et du *contrôle du tronc*. Les patientes doivent apprendre à distinguer la position corrigée de la position scoliotique de départ, à l'évaluer elles-mêmes objectivement (par exemple devant un miroir) et à stabiliser la posture modifiée (consolidation musculaire). Le fait qu'il s'agit en majorité de filles pubères dont la conscience du corps se modifie rapidement doit être intégré dans la prise en compte.
- Mise en place et supervision d'un *programme à domicile* comprenant des exercices devant le miroir. Variation et adaptation des exercices pour garantir la *compliance*.
- *Consignes et exercices respiratoires* pour assister la correction de la courbure (respiration asymétrique, respiration en rotation à un certain angle suivant Schroth).
- Renforcement de la musculature du tronc en correction 3D maximale.
- Rétablissement de l'*équilibre musculaire* (entre autre des psoas, implication du bras, de la jambe, de la CV cervicale etc.). Ici, il convient de se rappeler que les membres doivent être impliqués dans tous les exercices et ce aussi bien par leur relation tridimensionnelle par rapport au tronc que par le type d'activation des muscles (isométrique, isotonique, amplitude de mouvement, fréquence, nombre de répétitions, nombre de séries etc.). Dans le cadre de la poursuite de la croissance, les conditions de forces et de leviers changent constamment, aussi bien au niveau du tronc que dans les membres, et avec elles la situation biomécanique globale.
- *Éducation de la posture et de l'attitude* : éducation et formation aux *attitudes quotidiennes* qui minimisent la courbure à l'école, en position assise, pendant la marche, en position debout, pendant la pratique d'un sport.
- *Sport* : tous les types de sports sont en principes autorisés. Effets psychologiques et physiques : gain de confiance en soi, augmentation de la perception corporelle etc., amélioration de la *fonction cardio-vasculaire*

6.1.7.2 Thérapies alternatives

Le fait qu'un programme physiothérapeutique ciblé soit meilleur que l'histoire naturelle, c'est-à-dire capable d'empêcher l'accentuation d'une scoliose, voire de rectifier la courbure, reste à démontrer scientifiquement. Les essais dits "contrôlés randomisés", dans lesquels des patients sont répartis de manière aléatoire dans un groupe de traitement ou un groupe témoin de taille suffisante, sont ceux qui ont la force démonstrative (évidence) la plus grande. À ce jour, aucun des travaux qui ont été publiés sur le sujet de la physiothérapie et de la scoliose ne répond à ces critères. Toutefois, il n'y a pas non plus de travaux prouvant une absence d'efficacité. Un entraînement ciblé à la respiration et un entraînement au conditionnement peuvent également amener une amélioration.

On ne dispose d'aucun élément scientifique montrant que des méthodes médicales alternatives telles que l'ostéopathie, la thérapie crânio-sacrée etc. sont capables d'empêcher la progression d'une scoliose (*Scoliosis Research Society – Alternative Treatment for Scoliosis – Report from the bracing and non-operative committee 2000*)

La physiothérapie de même que les méthodes alternatives sont indiquées non pas comme thérapie unique de scolioses >20° pendant la croissance mais tout au plus en complément du traitement par corset.

6.1.7.3 Assurance maladie

Pendant la période de port d'un corset, la prise en charge est assurée par l'assurance invalidité, sinon par l'assurance maladie.

6.1.8 TRAITEMENT : CORSETS

Le traitement par corset est la seule méthode non opératoire dont il a été démontré scientifiquement qu'elle permet d'empêcher la progression d'une scoliose, mais elle ne permet pas non plus d'obtenir une correction durable. C'est le domaine réservé de la correction opératoire, qui s'accompagne toutefois d'une rigidification du segment corrigé et aussi de risques correspondants (infection, déficit neurologique etc.) et qui est indiquée seulement en cas de courbure avancée (>50°). En revanche, l'efficacité des corsets est très limitée sur des courbures >40°, de sorte que leur spectre d'indications couvre les scolioses modérées avec des angles de Cobb de 20 à 40°.

6.1.8.1 Objectif thérapeutique

Stabilisation de la courbe, pour éviter une nouvelle progression et par suite une opération.

Cet objectif est atteint en fonction de plusieurs facteurs :

- Étendue de la scoliose
- Flexibilité de la courbure

- Types d'incurvation (type de courbe)
- Degré de correction dans le corset (qualité du corset)
- Durée journalière de port du corset (compliance du patient)
- Croissance résiduelle

Le corset doit :

- Corriger par une combinaison de zones de compression et de soulagement,
- Convertir le principe des 3 points en trois dimensions afin de prendre en charge la difformité tridimensionnelle complexe du tronc,
- Être esthétiquement acceptable,
- Être confortable,
- Ne pas provoquer de courbures secondaires,
- Ne pas compromettre le développement des seins (attention à l'asymétrie),
- Ne pas déformer le thorax (pas de pelotes de compression à la même hauteur du côté opposé),
- Permettre des corrections d'au moins 20-30 % dans le cas des scolioses rigides, dans l'idéal de 50 % dans le cas des scolioses flexibles (voir davantage lorsque le corset est porté la nuit !),
- Être porté de 20 à 23 heures par jour,

les deux derniers points représentant les défis les plus importants.

La prise en charge optimisée multi-spécialités des patients et des parents est assurée par l'orthopédiste traitant, le technicien orthopédiste, le physiothérapeute, ainsi également que par le médecin de famille/pédiatre et au besoin par les enseignants, les condisciples, les entraîneurs etc.

6.1.8.2 Indications du traitement par corset

À l'heure actuelle, le traitement par corset est la seule méthode non opératoire établie pour empêcher une progression pendant la croissance et abaisser ainsi la fréquence des opérations.

Les patients qui ne portent pas de corset présentent une probabilité de spondylodèse de redressement 3 à 4 fois supérieure.^{1, 31, 34, 63, 71, 82}

Conditions :

- Immaturité osseuse, c'est-à-dire croissance résiduelle encore significative : Risser 0 à 2 (3 ?)
- Angle de Cobb de 20-40°
- Progression avérée (>5° d'angle de Cobb en 6 mois, c'est-à-dire variation supérieure à l'intervalle d'erreur de 5° de la mesure)

- En présence d'angles de Cobb $>30^\circ$, l'indication peut également être posée en l'absence de progression avérée.

Même en l'absence de traitement, les scolioses $<20^\circ$ présentent rarement une progression, de sorte qu'une observation régulière seule est suffisante lors de la poussée de croissance.⁶¹

Le patient et les parents doivent être informés en détail de la nature de la scoliose, de la croissance de la colonne vertébrale, du risque de progression et de l'indication d'un traitement par corset. Le type de corset doit être présenté et son mécanisme d'action expliqué.

Autres mesures : remises de fiches de caractéristiques. Recommandation de sites Internet (parmi lesquels <http://www.skoliose-selbsthilfe.ch/>) et d'un physiothérapeute qualifié.

6.1.8.3 Types de corsets et principes de la correction

Les corsets ayant principalement un effet d'extension (par exemple le corset Milwaukee avec collier cervical) sont devenus pratiquement inutilisables sous nos latitudes, les patients les refusant parce qu'ils se voient trop. Les plus répandus de nos jours sont donc ceux qui corrigent selon les principes des 3 points appliqués en trois dimensions par le biais de forces de translation en faisant rentrer le tronc dans les espaces libres du corset (Boston, Chêneau). Des alternatives sont les corrections par des forces de compression (Wilmington, corset Stagnara), avec les inconvénients d'une diminution de la fonction pulmonaire et d'une déformation du thorax. Les corsets à sur-correction controlatérale passive s'utilisent sélectivement pendant la nuit (Charleston, Providence, plâtre à charnière suivant Risser). Depuis quelques années, on utilise également des corsets dynamiques (Spine Cor) dont l'efficacité est insuffisamment démontrée, car les seules études et les seuls résultats disponibles proviennent de la clinique qui les a inventés (Montréal). Des séries de plâtres de redressement sont encore utilisées dans des cas isolés pour traiter les scolioses infantiles.

Dans l'idéal, le technicien orthopédiste (et le physiothérapeute) est impliqué dans la consultation et ce aussi bien pour poser l'indication (détermination du profil de courbure, acquisition de la morphologie du tronc, définition du type de corset) que pour évaluer en commun le corset après l'ajustement initial. C'est la plupart du temps dans cette phase critique que le patient pose de nombreuses questions et aussi que des modifications fréquentes sont nécessaires pour optimiser le corset.

Ce qui est exposé ci-après se rapporte aux types de corsets actuellement les plus répandus, qui agissent par le biais de pelotes de compression assurant une translation et une dérotation. Nous allons le démontrer en prenant pour exemple le type de déviation le plus fréquent, la scoliose thoracique dextroconvexe. Dans ses principes, cette méthodologie peut aussi être extrapolée à des scolioses lombaires ou en S (voir la figure 5).

La correction se fait *en trois dimensions* par correction de la courbure latérale, lordose lombaire¹¹² et (en règle générale) cyphose thoracique, plus une dérotation transversale. Les disques intervertébraux sont déchargés du côté concave (élongation).

La confection du corset tient compte du type et de l'étendue de la courbure, de la difformité tridimensionnelle du tronc ainsi que de la mobilité des différents segments.

La *prise du bassin* sert de base sûre pour la conformation du corset : une prise du bassin insuffisante se traduit par une absence de contrôle de la colonne vertébrale et par un glissement du corset vers le haut lors de la marche ; à l'inverse, une prise du bassin trop importante limite la flexion des hanches et crée des points de compression, ainsi qu'un glissement du corset vers le haut en position assise.

Le *transfert de forces* apicales à la colonne vertébrale lombaire se fait par le biais des parties molles, à la colonne vertébrale thoracique par les côtes en tant que conducteurs de forces. Les côtes s'étendent obliquement de l'arrière en haut vers le devant en bas de sorte que, projetée sur la colonne vertébrale, l'absorption des forces au niveau du thorax est plus basse que la vertèbre apicale à contrôler (pelote en position crâniale au maximum jusqu'aux côtes supérieures). La scapula doit être suffisamment englobée.

La contrepression (appui axial) à hauteur de la *vertèbre terminale supérieure* (le plus souvent Th4/5) est appliquée au niveau axillaire, l'épaule étant soulevée. Les nerfs et les vaisseaux des bras ainsi que le plexus brachial ne doivent pas être comprimés.

La *mobilité des articulations des épaules et des hanches* doit être totalement conservée.

À l'opposé des pelotes de compression, il doit y avoir des *espaces libres* suffisants dans lesquels le tronc peut pénétrer pour la correction, faute de quoi il se créera une compression sur le thorax et l'abdomen.

Le corset doit pouvoir être endossé et enlevé par le patient tout seul (fermeture à l'avant).

Les pelotes doivent être munies de marqueurs radiopaques.

Les pelotes dorsales avec correction à la fois dans le plan frontal et dans le plan transversal par compression en direction ventrale.

Principe des 3 points (axillaire et lombaire côté concave, apical côté convexe) complété par une prise du trochanter côté convexe.

Les pelotes 1 (de ventral) et 2 (de dorsal) génèrent un effet de dérotation par des forces antagonistes en ventral-convexe à la hauteur des épaules et sur le bassin.

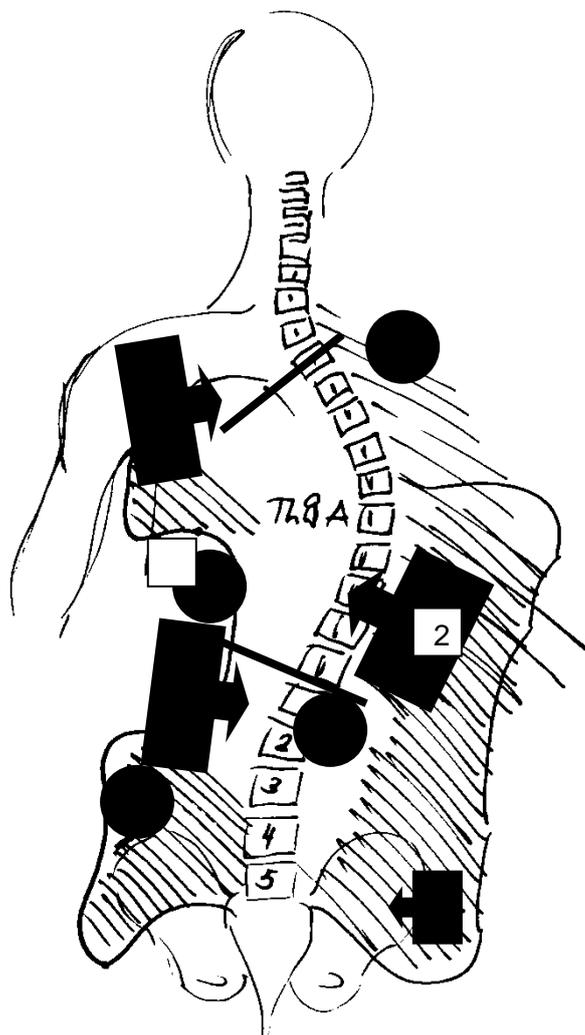
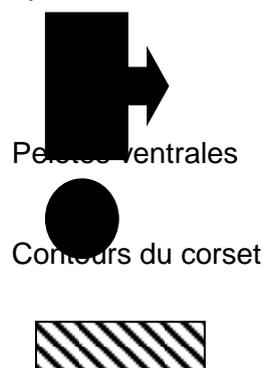


Figure 5 : Configuration du corset et principes de la correction dans le cas d'une scoliose thoracique dextroconvexe

6.1.8.4 Phase d'accoutumance

Après que le diagnostic a été posé et le corset adapté, il apparaît souvent des irritations physiques (douleurs, irritations cutanées, troubles de la nutrition, problèmes respiratoires, mauvaise tenue du corset, problèmes pour s'asseoir et à l'école ou limitations à la pratique du sport chez 84 % des patients) ainsi que psychiques et sociales (labilité émotionnelle, anxiété, retrait social, sentiments de dépendance chez 46 % des patients). En revanche, il y a peu de conséquences à long terme à craindre.^{33, 60}

L'assurance ou l'amélioration de la compliance demande une attention particulière sous la forme d'un contrôle précoce après la pose et les médecins, les techniciens orthopédistes et les physiothérapeutes doivent pouvoir être contactés de manière simple et sans délai (téléphone, courriel). Des explications détaillées et des réponses à toutes les questions sont impératives. C'est surtout le sens de ses propres responsabilités qui doit être éveillé chez le patient.

Une fois réalisées les modifications et les améliorations après la pose initiale, le corset doit être porté si possible en permanence. Pour permettre une détente temporaire, les fermetures ventrales peuvent être ouvertes pendant 15-20 minutes, ce qui permet à la peau de récupérer. Lorsque le corset n'est pas toléré la nuit au début, on peut conseiller de ne pas le porter pendant 2-3 nuits afin d'éviter la perte du sommeil et une mauvaise compliance.

Au niveau des zones de compression, la peau doit être conditionnée par des brossages journaliers et des frictions à l'alcool. Les crèmes sont inappropriées pour cela car elles ramollissent la peau et la rendent ainsi plus sensible à la pression.

En cas de problèmes avec le corset tels que des boucles arrachées, des fermetures velcro usées etc., il faut contacter directement le technicien orthopédiste.

6.1.8.5 Durée de port du corset et compliance

L'effet (stabilisation) est directement lié à la durée de port du corset. À partir d'une durée de plus de 18 heures par jour, le risque d'opération est significativement bas.^{74, 94, 110}

La durée recommandée est >20-23 heures/jour, le corset pouvant être enlevé pour la toilette et la pratique d'un sport.

Des études de détermination de la compliance par des interviews ou objectivée au moyen d'enregistreurs de température ont cependant mis en évidence des durées de port des corsets très inférieures, en l'occurrence de l'ordre de 15 heures par jour en moyenne (65 %),^{42, 65, 66} mais l'étendue de variation est très grande. Ceci traduit la problématique du traitement par corset actuel, à savoir la compliance souvent médiocre. Ceci tient essentiellement au fait que les patients sont en phase pubertaire, qui même en l'absence de diagnostic de "scoliose" est une phase exigeante de réalisation de soi, de perception corporelle en mutation, de prise de conscience de son corps et de comportement de groupe marqué. Bien entendu, un corset qui se voit de l'extérieur est diamétralement opposé à tout cela. Cette problématique et le fait que le corset doit être porté jusqu'à la fin de croissance, soit de 1 à plusieurs années, implique une prise en charge professionnelle continue par une équipe permanente composée du médecin, des parents, du physiothérapeute, du technicien orthopédiste et des enseignants. Après une explication détaillée de l'indication posée, le patient doit opter sous sa seule responsabilité pour ou contre un traitement par corset. C'est seulement ainsi que cette période physiquement et psychiquement contraignante aura une chance de succès.

6.1.8.6 Contrôles postérieurs

Cliniques tous les 3 mois pendant la poussée de croissance pubertaire, tous les 6 mois avant la puberté. Un contrôle radiographique ne se justifie que si la mesure de la gibbosité costale/du bourrelet lombaire fait apparaître une variation supérieure à 1-2°. Une fois par an, nous prenons un cliché sans corset, ce dernier devant être enlevé au moins 24 heures auparavant.

6.1.8.7 Contrôle des corsets : liste de contrôle

- Anamnèse intermédiaire (douleurs, durée de port du corset, physiothérapie, confort du corset).
- Aspect du corset : les traces laissées par le corset permettent de tirer des conclusions sur la compliance.
- Taille debout et assis, poids (courbe des percentiles).
- Stades pubertaires.
- État clinique de la colonne vertébrale et du tronc.
- Ajustement du corset en collaboration avec le technicien orthopédiste.
- Demander si le corset gêne / s'il y a des points de compression / si les bords rentrent dans la chair.
- Aplomb dans le plan frontal et sagittal.
- Peau : rougeurs, kératoses, ulcérations : les rougeurs cutanées doivent s'estomper dans les 15 minutes suivant le retrait du corset.
- Pelotes de compression (axillaire, thoracique, lombaire) : niveau correct, pression d'appui et angle de compression.
- En direction crâniale, la pelote thoracique doit arriver au maximum à la hauteur de la côte supérieure, au risque de provoquer une contre-courbure thoracique haute.
- Les doigts ne doivent plus pouvoir passer entre les pelotes de compression et la gibbosité costale/le bourrelet lombaire.
- La pelote axillaire doit être assez haute en crânial, au risque de créer un effet de compression du thorax.
- Les zones de compression du corset doivent être moins incurvées que la surface du corps de façon à permettre une correction par aplatissement (concerne surtout la gibbosité costale).
- Zones d'expansion (pour éviter une compression) aux bons endroits et de dimensions maximales (construction allégée).
- Prise du bassin ou de la taille suffisante. Saisir le corset par l'arrière et le faire glisser vers le haut et le bas. Lorsque la prise est correcte, seul un déplacement minime du corset par rapport au tronc est possible.
- Liberté de mouvement des hanches (pour s'asseoir, faire du vélo, faire sa toilette) et des épaules.
- Pas d'arêtes vives.
- Pas de rétrécissement au niveau des aisselles.
- Seins libres.

6.1.8.8 Arrêt progressif du traitement par corset (sevrage)

Une fois la maturité squelettique atteinte (Risser 4, 1,5 à 2 ans après la ménarche), le corset peut être retiré. C'est seulement en cas de douleur lors d'une sollicitation sans corset qu'un

sevrage progressif sur une durée prolongée de 3 à 6 mois semble se justifier afin d'habituer la musculature du tronc aux charges statiques et dynamiques plus importantes. En règle générale, le corset peut être enlevé relativement vite, souvent même immédiatement.

Généralement, dans les 2 ans qui suivent le retrait du corset, on observe à nouveau l'angle de Cobb qui a été mesuré au début du traitement. Ceci signifie qu'on n'obtient pas de véritable correction durable mais que, en cas de succès, la progression a pu être stoppée. Le patient et les parents doivent être informés en détail de ces faits avant le début du traitement par corset.

6.1.8.9 Résultats

Dans le meilleur des cas, après le retrait du corset, la colonne vertébrale se stabilise dans la situation initiale. Immédiatement après le sevrage, on observe une correction qui toutefois est reperdue dans les 1-2 années qui suivent.^{31, 63} L'inhibition d'une progression est donc possible mais ce n'est pas une correction de forme durable. Au pire, la courbure augmente au point qu'une opération s'impose, d'ordinaire à angle de Cobb > 50°. À partir de cet angle de courbure, il faut s'attendre, pour des raisons biomécaniques qui tiennent à l'action de la pesanteur, à une accentuation supplémentaire même après la fin de la croissance. De plus, de nombreux patients sont gênés par la gibbosité costale marquée, qui atteint souvent déjà 15-20°. Dans la plupart des études, le risque de progression malgré un traitement par corset est de 10-15 %. Lorsque la confection du corset est optimisée et que la compliance est bonne, le taux d'échec peut être réduit à moins de 5 %.^{31, 63}

L'élément décisif est le bilan effectué 2 ans après le retrait du corset. Sur la base des critères de la Scoliosis Research Society, SRS,⁷⁶ l'efficacité du traitement par corset est évaluée par une comparaison de l'angle de courbure 2 ans après le retrait par rapport à l'angle initial et classée dans un des groupes suivants :

- Progression de 5° ou moins
- Progression > 5°
- Progression à plus de 45°
- Pourcentage de patients opérés

Dans une étude de la SRS (n=246), le taux de réussite (progression <6°) était de 74 %.⁶³ La probabilité d'une opération de fusion pendant le traitement par corset était de l'ordre de 11 % contre 1 % à l'issue du traitement.³¹

Les situations suivantes correspondent à un mauvais résultat ou un échec du traitement par corset :

- Progression > 5°
- Courbures > 45° en fin de croissance
- Opération recommandée

D'autres critères d'évaluation du traitement par corset sont centrés sur le patient^{40, 104, 105}.

- *Qualité de vie (Health related quality of life)* : normale, légèrement restreinte à partir de 45° de courbure.
- *Psychiques* : des compromissions apparaissent uniquement pendant le traitement par corset, aucun effet négatif à long terme n'a pu être mis en évidence.
- *Fonction pulmonaire* : normale.

- *Naissances : nombre d'enfants / point du temps* : 16 % des patientes scoliotiques ne voulaient pas avoir d'enfants à elles par peur que ceux-ci développent aussi une scoliose (3 % dans le groupe témoin) ; en outre, celles traitées par corset étaient significativement plus âgées lors de la première naissance (28 ans contre 26) : la fréquence des césariennes, le poids à la naissance et l'incidence des complications de même que les malformations étaient identiques. En outre, la grossesse n'a eu aucune influence sur *la manifestation de douleurs ou la vitesse de progression*.
- *Douleur/fonction dorsale* : les activités quotidiennes ne sont pas limitées. À partir de 45°, un petit nombre d'études rapportent de légères limitations.

6.1.8.10 Assurance maladie

Pour les patients nés en Suisse, la prise en charge est assurée par l'assurance invalidité, pour tous les autres par l'assurance maladie. Au début du traitement, l'organisme de prise en charge doit être spécifié et – lorsque l'assurance invalidité est concernée – une déclaration correspondante doit être faite par les parents (indiquer le formulaire de déclaration, la demande d'assistance et la physiothérapie) (formulaires disponibles auprès de la municipalité).

6.2 MALADIE DE SCHEUERMANN

6.2.1 TYPES

6.2.1.1 Scheuermann de type I (classique)

La difformité (« aspect ») est le motif de la première consultation. Hypercyphose thoracique – le cas échéant avec dégradation esthétique – rares douleurs dorsales en fonction de la charge – hyperlordose compensatoire de la CVC et de la CVL. Incidence plus élevée de spondylolyses lombaires – raccourcissement de la musculature ischio-crutale.

6.2.1.2 Scheuermann de type II (lombaire)

Douleurs fréquentes, constituant même la plupart du temps le motif de la première consultation. Perte de la lordose lombaire, voire légère cyphose lombaire. À l'âge adulte, possible compression radiculaire ou sténose du canal spinal.

6.2.2 ÉTIOLOGIE ET PATHOGÉNÈSE

L'étiologie est pratiquement inconnue. Il existe certainement une forte composante génétique (autosomique dominante). Des déformations de la paroi thoracique antérieure (thorax en carène et en entonnoir) peuvent favoriser mécaniquement (raccourcissement) le développement d'une hypercyphose thoracique. La tentative inconsciente de cacher la difformité du thorax en accentuant la cyphose joue probablement aussi un rôle. Chez beaucoup de nos patients Scheuermann, nous avons eu en outre l'impression que des parents autoritaires ont également un effet causatif ("courber l'échine").

La capacité de résistance mécanique des zones de croissance au niveau des plaques cartilagineuses inférieures et supérieures est réduite. Les signes histologiques d'une perturbation de l'ossification enchondrale sont la diminution de l'agrégation du collagène,4 la réduction des fibres de collagène et une élévation du taux de protéoglycane.⁴⁶ La charge mécanique de la colonne ventrale et donc des joints de croissance joue un rôle décisif dans l'apparition de ce trouble de la croissance, qui résulte en définitive d'un équilibre perturbé entre la capacité de résistance des plaques cartilagineuses et les forces qui agissent sur elles. Alors que la première est déterminée génétiquement, les secondes ont surtout une origine biomécanique due aux forces agissantes. Ceci est confirmé entre autres par le fait que les types de sports qui associent une posture cyphotique à des forces axiales élevées, par exemple le ski alpin, présentent une forte prévalence de la maladie de Scheuermann et que les entraînements intensifs conduisent à des angles de cyphose plus importants.^{73, 113}

6.2.3 OBSERVATIONS CLINIQUES

- Détermination de l'aplomb. Balance sagittale souvent négative.
- Distance doigts/sol agrandie.
- Musculature ischio-jambière raccourcie.
- Scoliose de Scheuermann : gibbosité costale côté gauche, la plupart du temps peu marquée.
- État neurologique sans signes particuliers.
- Mobilité restreinte ou supprimée dans le segment touché de la colonne vertébrale.

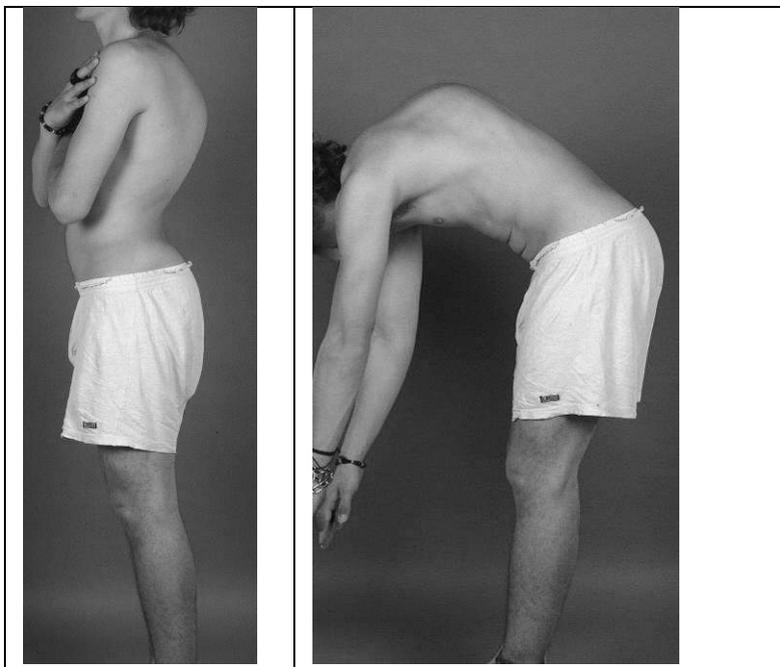


Figure 6 : Patient âgé de 17 ans avec maladie de Scheuermann de type thoracique :
 Hypercyphose fixée typique de la CVT inférieure
 Raccourcissement de la musculature ischio-jambière

6.2.4 OBSERVATIONS RADIOLOGIQUES

Radiographie debout ap/lat. Le cas échéant, cliché en flexion sur appui pour évaluer la mobilité (surtout en préopératoire) : le patient est étendu en décubitus dorsal sur un coussin placé au niveau de l'apex et radiographié en projection latérale.

Détermination de la maturation du squelette : signe de Risser (ossification de l'apophyse de l'aile iliaque). Si l'apophyse iliaque n'est pas encore ossifiée (degré Risser 0), une radiographie latérale du coude est utile. L'état des jointures de croissance (radius proximal, ulna) permet d'affiner la différenciation (voir également Score Sauvegrain 1.4.4)

Observations typiques : vertèbres cunéiformes, plaques cartilagineuses supérieures irrégulières, rétrécissement des disques intervertébraux, nodules de Schmorl (hernies des disques intervertébraux dans le corps vertébral), hernies du listel marginal.

Diagnostiques différentiels :

- Cyphoses congénitales
- Dysplasies squelettiques
- Infections (par ex. tuberculose)
- Tumeurs
- Histiocytose à cellules de Langerhans
- Cyphoses post-traumatiques

6.2.5 TRAITEMENT : GYMNASTIQUE THÉRAPEUTIQUE

Un traitement physiothérapeutique en accompagnement du traitement par corset est indiqué, à raison d'une à deux séances par semaine complétées par programme à domicile

- Éducation de la posture
- Consignes de redressement actif (contrôle de la lordose lombaire : délordose avec la musculature ventrale du tronc en cas de Scheuermann thoracique, lordose en cas de Scheuermann lombaire !)
- Étirement, surtout de la musculature ischio-jambière

6.2.6 TRAITEMENT : CORSETS

6.2.6.1 Indications du traitement par corset

- Angle de Cobb thoracique 50 à 75°.
- Cyphose thoraco-lombaire.
- Perte de lordose lombaire (angle de Cobb < 20°).
- Possibilité de redressement au moins partiel du segment de colonne vertébrale pathologique. Plus la courbure est rigide, plus la correction dans le corset est mauvaise et plus le résultat est mauvais.
- Présence d'une croissance résiduelle de la colonne vertébrale (Risser 0-3)
- Douleurs malgré la physiothérapie

6.2.6.2 Objectif thérapeutique

Par une distraction des composantes ventrales de la colonne vertébrale et donc des zones de croissance au niveau des plaques cartilagineuses supérieures et inférieure, il est possible de stimuler la croissance conformément à la loi de Hueter-Volkman. Au contraire du traitement par corset de la scoliose, qui permet au mieux de stabiliser la situation de départ, il est ainsi possible, lorsque la croissance résiduelle est suffisante, l'adaptation de la forme et l'action correctrice du corset optimales et que la compliance est bonne (durée de port du corset de 20 à 23 heures), d'obtenir une véritable correction morphologique des vertèbres cunéiformes et donc une amélioration du profil sagittal.

6.2.6.3 Types de corsets et principes de la correction

Les corsets qui s'étendent jusqu'à inclure des colliers cervicaux sont mal acceptés, raison pour laquelle nous ne les utilisons plus. En revanche, après des explications motivées sur le tableau clinique et le traitement par corset préconisé, et après que le patient a opté sous sa propre responsabilité pour le traitement par corset, les modèles suivants sont utilisés :

Hypercyphose de la CVT avec hyperlordose compensatoire de la CVC et de la CVL

1 Pelote sternale

2 Redressement (sub)apical

3 Pelote stomacale (élévation de la pression intra-abdominale)

4 Prise du bassin (appui sacré)

Les pelotes 2 à 4 délordosent la colonne lombaire et agissent ainsi indirectement sur la CVT.

La pelote 1 redresse l'hypercyphose thoracique par une action mécanique directe.

Dans le cas d'un corset actif court, la délordose de la colonne lombaire est maximale. Le modèle en plâtre est réalisé sur le patient debout avec le haut du corps fléchi en avant. Le patient doit alors redresser de manière active sa colonne thoracique hypercyphotique.⁷⁵

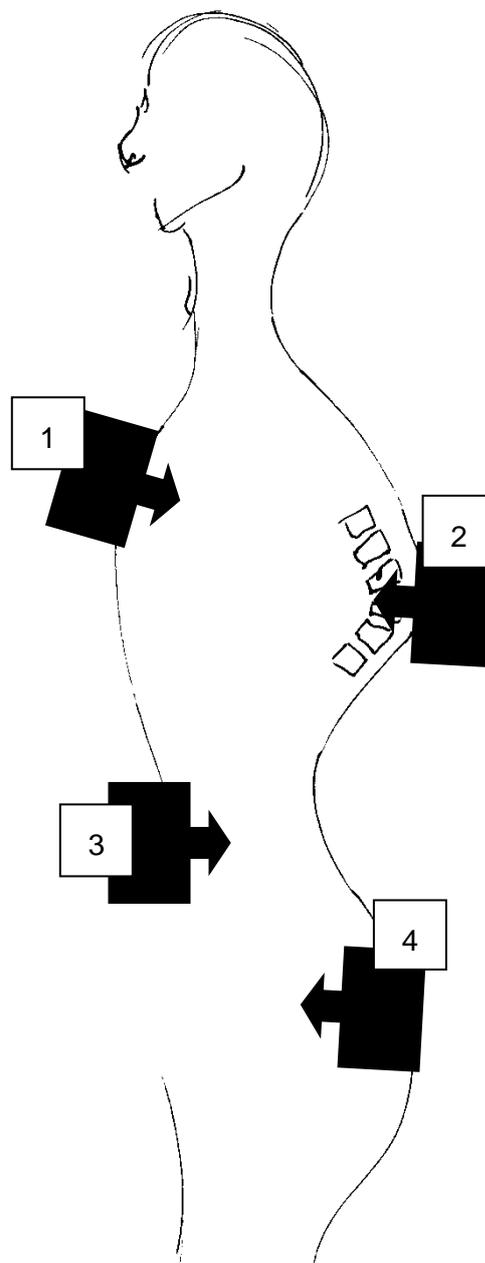


Figure 7 : Configuration du corset et principes de la correction d'une maladie de Scheuermann de type thoracique suivant le principe des 4 points (redressement passif).

Profil sagittal aplati par cyphose au niveau de la transition thoraco-lombaire ou dans la zone de la colonne lombaire en cas de maladie de Scheuermann. La compensation a lieu sous la forme d'un aplatissement de la colonne thoracique.

L'objectif est la lordose (thoraco-) lombaire

1 Appui thoracique/sternal

2 Redressement apical

3 Appui symphysaire

Le modèle en plâtre peut être réalisé en fléchissement ventral.

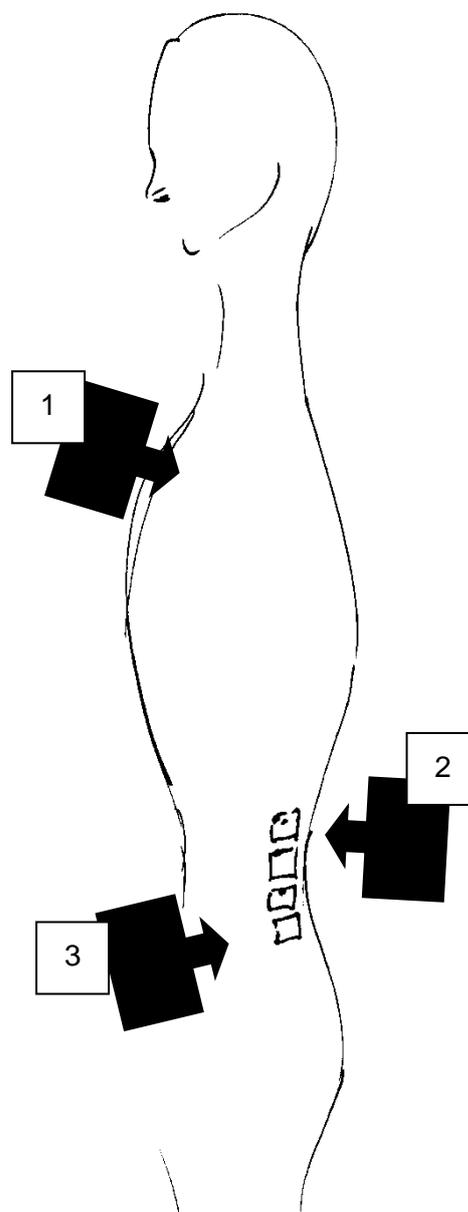


Figure 8 : Configuration du corset et principes de la correction d'une maladie de Scheuermann de type lombaire suivant le principe des 3 points (redressement passif)

6.2.6.4 Durée de port du corset et contrôles

Fondamentalement, les recommandations applicables sont les mêmes que pour les scolioses. Le corset doit être porté à temps complet pendant au moins un an. Lorsque le redressement est bon et que la maturation est avancée, le corset peut être porté à temps partiel.

Liste de contrôle des corsets :

- Aplomb dans le plan frontal et sagittal
- Peau : rougeurs, kératoses, ulcérations
- Pelotes de compression : niveau correct
- Taille (avec/sans corset) et poids de corps

Des contrôles cliniques sont recommandés tous les 3 mois pendant la poussée de croissance pubertaire, tous les 6 mois avant et après. Nous effectuons un contrôle radiographique uniquement au début et après l'adaptation du corset (vérification de l'efficacité). Sinon, la mesure de l'aire de surface par stéréographie vidéo (Formetric®) s'est révélée intéressante pour surveiller le profil sagittal sans exposer les patients à un rayonnement.

6.2.6.5 Pronostic et résultats

*"... although patients who have Scheuermann kyphosis may indeed have some functional limitations, they do not have major interference with their lives"*⁶²

La maladie de Scheuermann de type thoracique est un trouble de la croissance dont le pronostic à long terme est bon. La probabilité de subir un jour une opération du dos de même que la fonction cardio-pulmonaire ne se distinguent pas du collectif normal dans les études de longue durée. Par contre, bien qu'elles soient généralement modérées, les douleurs dorsales sont plus fréquentes et corrélées avec l'étendue de la cyphose.^{62, 85}

Lorsque la compliance est bonne et le corset optimisé, il est possible, au contraire des scolioses, d'obtenir de véritables corrections du profil sagittal et des améliorations ostéo-morphologiques des vertèbres cunéiformes. Globalement, les 2/3 environ des patients présentent une amélioration.

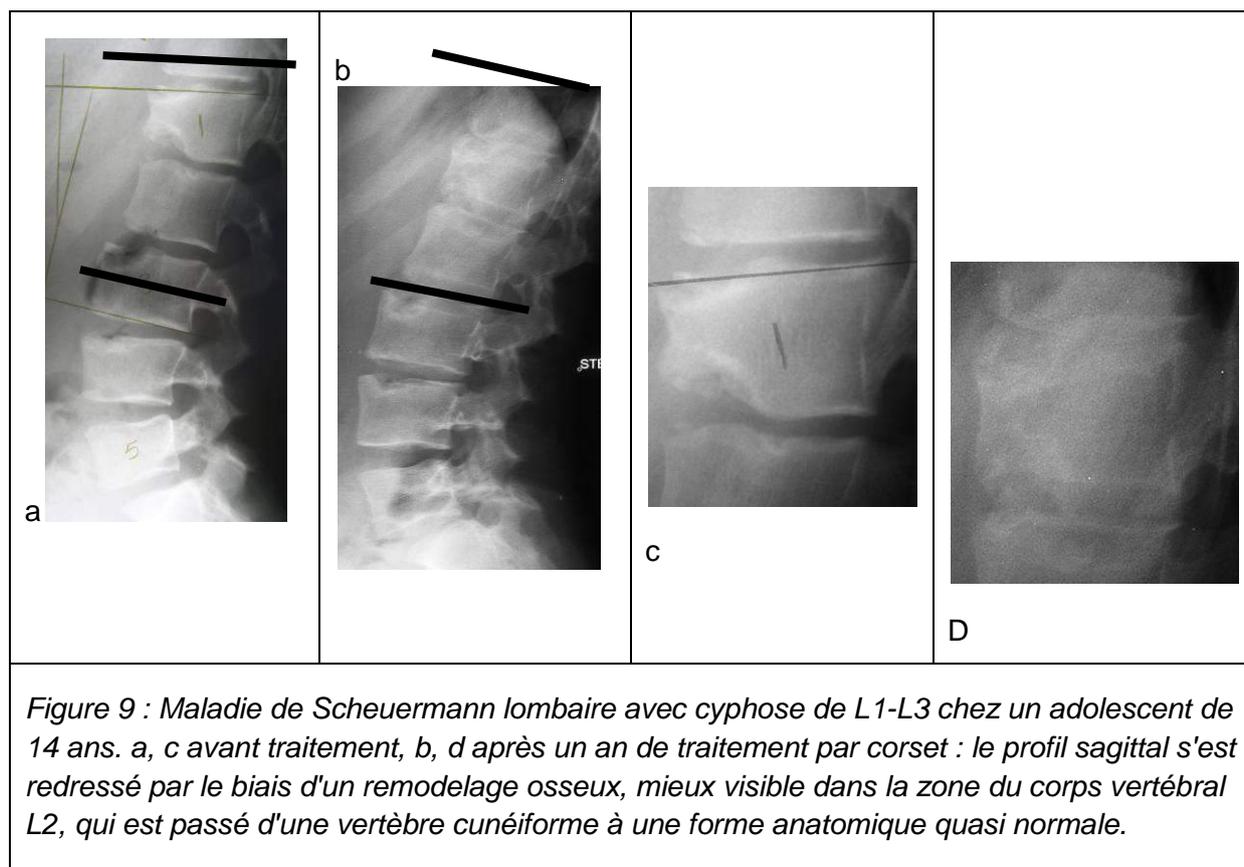


Figure 9 : Maladie de Scheuermann lombaire avec cyphose de L1-L3 chez un adolescent de 14 ans. a, c avant traitement, b, d après un an de traitement par corset : le profil sagittal s'est redressé par le biais d'un remodelage osseux, mieux visible dans la zone du corps vertébral L2, qui est passé d'une vertèbre cunéiforme à une forme anatomique quasi normale.

6.2.7 ASSURANCE MALADIE

Pour les patients nés en Suisse, la prise en charge est assurée par l'assurance invalidité, pour tous les autres par l'assurance maladie. Au début du traitement, l'organisme de prise en charge doit être spécifié et – lorsque l'assurance invalidité est concernée – une déclaration correspondante doit être faite par les parents (indiquer le formulaire de déclaration, la demande d'assistance et la physiothérapie) (formulaires disponibles auprès de la municipalité).

Références bibliographiques

1	Allington NJ, Bowen JR. Adolescent idiopathic scoliosis: treatment with the Wilmington brace. A comparison of full-time and part-time use. JBJS July 1996;78-A(7): 1056-62
2	Anderson M, Hwang SC, Green WT (1965) Growth of the normal trunk in boys and girls during the second decade of life. Related to age, maturity, and ossification of the iliac epiphysis. J Bone Joint Surg 47-Am :1554-64
3	Ascani E, Bartolozzi P, Logroscino CA, Marchetti PG, Ponte A, Savini R, Travaglini F, Binazzi R, Di Silvestre M (1986) Natural history of untreated idiopathic scoliosis after skeletal maturity. Spine 11(8):784-9
4	Aufdermaur M, Spycher M (1986) Pathogenesis of osteochondrosis. J Orthop Res 4:452-7
5	Bick EM, Copel JW (1950) Longitudinal growth of the human vertebra. A contribution to human osteogeny. J Bone Joint Surg 32-Am: 803-14

6	Bick EM, Copel JW (1951) The ring apophysis of the human vertebra: contribution to human osteogeny II. <i>J Bone Joint Surg</i> 33-Am:783-7
7	Bick EM (1961) Vertebral growth; its relation to spinal abnormalities in children. <i>Clin Orthop</i> 21:43-8
8	Bjerkreim I, Hassan I (1982) Progression in untreated idiopathic scoliosis after end of growth. <i>Acta Orthop Scand</i> 53:897-900
9	Bunnell WP (1986) The natural history of idiopathic scoliosis before skeletal maturity. <i>Spine</i> 11(8):773-6
10	Calvo IJ (1957) Observations on the growth of the female adolescent spine and its relation to scoliosis. <i>Clin Orthop</i> 10:40-7
11	Carman D, Roach JW, Speck G, Wenger DR, Herring JA (1985) The role of exercises in the Milwaukee brace treatment of scoliosis. <i>J Pediatr Orthop</i> 5:65-8
12	Charles YP, Canavese F, Diméglio A (2005) Skelettalterbestimmung am Ellbogen während des pubertären Wachstums. <i>Orthopäde</i> 34:1052-60
13	Collis DK, Ponsetti IV (1969) Long-term follow-up of patients with idiopathic scoliosis not treated surgically. <i>J Bone Joint Surg</i> 51-Am:425-44
14	Cruikshank JL, Koike M, Dickson RA (1989) Curve patterns in idiopathic scoliosis. A clinical and radiographic study. <i>J Bone Joint Surg</i> 71-Br:259-63
15	Cundy P, Paterson D, Morris L, Foster B (1988) Skeletal age estimation in leg length discrepancy. <i>J Pediatr Orthop</i> 8:513-5
16	Daruwalla JS, Balasubramanian P, Chay SO, Rajan U, Lee HP (1985) Idiopathic scoliosis – prevalence and ethnic distribution in Singapore schoolchildren. <i>J Bone Joint Surg</i> 67-Br :182-4
17	Deacon P, Flood BM, Dickson RA (1984) Idiopathic scoliosis in three dimensions. A radiographic and morphometric analysis. <i>J Bone Joint Surg</i> 66-Br:509-12
18	Deacon P, Archer IA, Dickson RA (1987) The anatomy of spinal deformity: a biomechanical analysis. <i>Orthopaedics</i> 10(6):897-903
19	Den Boer W.A., Anderson PG, Limbeek J et al (1999) Treatment of idiopathic scoliosis with side-shift therapy: an initial comparison with a brace treatment historical cohort. <i>Eur Spine J</i> 8:406-410
20	Dickson RA, Lawton JO, Archer IA, Butt WP (1984) The pathogenesis of idiopathic scoliosis. Biplanar spinal asymmetry. <i>J Bone Joint Surg</i> 66-Br:8-15
21	Dickson RA, Deacon P (1987) Spinal growth. <i>J Bone Joint Surg</i> 69-Br:690-2
22	Diméglio A (1987) <i>La croissance en orthopédie</i> . Sauramps Médical, Montpellier
23	Diméglio A, Bonnel F. <i>Le Rachis en Croissance</i> . Paris, Springer, 1990
24	Diméglio A (2001) Growth in Pediatric Orthopaedics. <i>J Pediatr Orthop</i> 21:549-55
25	Diméglio A, Charles YP, Daures JP, DeRosa V, Kaboré B (2005) Accuracy of the Sauvegrain method in determining skeletal age during puberty. <i>J Bone Joint Surg</i> 87-Am:1689-96
26	Donisch EW, Trapp W (1971) The cartilage endplates of the human vertebral column (some considerations of postnatal development). <i>Anat Rec</i> 169(4):705-16
27	Doskocil M, Valouch P, Pazderka V (1993) On vertebral body growth. <i>Funct Dev Morphol</i> 3(3):149-55
28	Dos Santos Alves VL, Stirbulov R, Avanzi O (2006) Impact of physical rehabilitation program on the respiratory function of adolescents with idiopathic scoliosis. <i>Chest</i> 130 (2) : 500-505
29	Duriez J (1967) Evolution de la scoliose idiopathique chez l'adulte. <i>Acta Orthop Belgica</i> 33:547-50
30	Edelson JG, Nathan H (1988) Stages in the natural history of the vertebral end-plates. <i>Spine</i> 13:21-6

31	Emans JB, Kaelin A, Bancel P, Hall JE, Miller ME. The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients. <i>Spine</i> 1986; 11:792-801
32	Escalada F, Marco E, Duarte E, Muniesa JM, Belmonte R, Tejero M, Cáceres E (2005) Growth and Curve stabilization in girls with adolescent idiopathic scoliosis. <i>Spine</i> 30(4): 4111-7
33	Fallstrom K, Cochran T, Nachemson A (1986) Long-term effects of personality development in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Influence of type of treatment. <i>Spine</i> 11:756-8
34	Fernandez-Feliberti R, Flynn J, Ramirez N, Trautmann M, Alegria M. Effectiveness of TLSO bracing in the conservative treatment of idiopathic scoliosis. <i>JPO</i> 1995; 15(2):176-181
35	Focarile FA, Bonaldi A, Giarolo MA, Ferrari U, Zilioli E, Ottaviani C (1991) Effectiveness of nonsurgical treatment for idiopathic scoliosis. Overview of available evidence. <i>Spine</i> 16 :395-401
36	Francois RJ, Bywaters EG, Aufdermaur M (1985) Illustrated glossary for spinal anatomy. <i>Rheumatol Int</i> 5:241-245
37	Guo X, Chau WW, Chan YL, Cheng JCY (2003) Relative anterior spinal overgrowth in adolescent idiopathic scoliosis. <i>J Bone Joint Surg</i> 85-Br:1026-1031
38	Greulich WW, Pyle SI (1959) Radiographic atlas of skeletal development of the hand and wrist, 2 nd edition. Stanford University Press, Stanford
39	Haas SL (1939) Growth in length of the vertebrae. <i>Arch Surg</i> 38:245-9
40	Häfeli M, Elfering A, Kilian R, Min K, Boos N (2006) Nonoperative treatment for adolescent idiopathic scoliosis: a 10- to 60-year follow-up with special reference to health-related quality of life. <i>Spine</i> 31:355-66
41	Hawes M (2003) The use of exercises in the treatment of scoliosis : an evidence-based critical review of the literature. <i>Ped Rehab</i> 6 :171-82
42	Helfenstein A, Lankes M, Ohlert K, Varoga D, Hahne HJ, Ulrich HW, Hassenpflug J. (2006) The objective determination of compliance in Ttreatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis with Spinal orthoses. <i>Spine</i> 31 (3): 339-44
43	Herzenberg JE, Waanders NA, Closkey RF, Schultz AB, Hensinger RN (1990) Cobb angle versus spinous process angle in adolescent scoliosis. The relationship of the anterior and posterior deformities. <i>Spine</i> 15 (9):874-9
44	Hoppenfeld S, Lonner B, Murthy V, Gu Y (2003) The rib epiphysis and other growth centers as indicators of the end of spinal growth. <i>Spine</i> 29(1):47-50
45	Hueter C (1862) Anatomische Studien an den Extremitätengelenken Neugeborener und Erwachsener. <i>Virkows Archiv Path Anat Physiol</i> 25: 572-99
46	Ippolito E, Bellocci M, Montanaro A (1985) Juvenile kyphosis: an ultrastructure study. <i>J Pediatr Orthop</i> 5:315-22
47	James JI (1954) Idiopathic scoliosis. <i>J Bone Joint Surg</i> 36-Br: 36-49
48	Johnson GF, Dorst JP, Kuhn JP, Roche AF, Davila GH (1973) Reliability of skeletal age assessments. <i>Am J Radiol</i> 118:320-7
49	Klein H (1966) Über das Längenwachstum der Wirbelkörper beim Jugendlichen und die normale Entwicklung und Bedeutung der knöchernen Wirbelkörperendleisten. <i>Beitr Orthop Traumatol</i> 13(11):725-8
50	Knutsson F (1961) Growth and differentiation of the postnatal vertebra. <i>Acta Radiol</i> 55:401-8
51	Larsen EH, Nordentoft EL (1962) Growth of the epiphyses and vertebra. <i>Acta Orthop Scand</i> 32:210-7
52	Lehnert-Schroth Ch (2000) Dreidimensionale Skoliosebehandlung. Urban&Fischer Verlag München

53	Lenssinck ML, Frijlink AC, Berger MY, Biermann-Zeinstra SM, Verkerk K, Verhagen AP (2005) Effect of bracing and other conservative interventions in the treatment of idiopathic scoliosis in adolescents : a systematic review of clinical trials. <i>Phys Ther</i> 85 :1329-39
54	Little DG, Sussmann M (1994) The Risser sign: a critical analysis. <i>J Pediatr Orthop</i> 14:569-75
55	Little DG, Song KM, Katz D, Herring JA (2000) Relationship of peak height velocity to other maturity indicators in idiopathic scoliosis in girls. <i>J Bone Joint Surg</i> 82-Am: 685-93
56	Lonstein JE, Carlson JM (1984) The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. <i>J Bone Joint Surg</i> 66-Am:1061-71
57	Lonstein JE (1988) Natural history and school screening for scoliosis. <i>Orthop Clin North</i> 19:227-37
58	Lord MJ, Ogden JA, Ganey TM (1995) Postnatal development of the thoracic spine. <i>Spine</i> 20(15):1692-8
59	Lowe TG, Line BG (2007) Analysis of Scheuermann Kyphosis. <i>Spine</i> 32: S115-119
60	MacLean WE jr, Green NE, Pierre CB, Ray DC (1989) Stress and coping with scoliosis: psychological effects on adolescents and their families. <i>J Pediatr Orthop</i> 9:257-61
61	Miller JA, Nachemson AL, Schultz AB (1984) Effectiveness of braces in mild idiopathic scoliosis. <i>Spine</i> 9:632-5
62	Murray PM, Weinstein SL, Spratt KF (1993) The natural history and long-term follow-up of Scheuermann kyphosis
63	Nachemson AL, Peterson LE. Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society. <i>JBJS</i> 1995; 77-A(6):815-822
64	Negrini S, Antonini G, Carablona R, Minozzi S (2003) Physical exercises as a treatment for adolescent idiopathic scoliosis. A systematic review. <i>Ped Rehab</i> 6:227-235
65	Nicholson GP, Ferguson-Pel MW, Smith K, Edgar M, Morley T. (2002) Quantitative measurement of spinal brace use and compliance in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. <i>Stud Health Technol Inform.</i> 91: 372-7
66	Nicholson GP, Fergusson-Pell MW, Smith K, Edgar M, Morley T. (2003) The objective measurement of spinal orthosis use for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. <i>Spine</i> 28 (19): 2243-50
67	Noordeen MHH, Haddad FS, Edgar MA, Pringle J (1999) Spinal growth and a histologic evaluation of the Risser grade in idiopathic scoliosis. <i>Spine</i> 24(6):535-8
68	Park EA (1964) Imprinting of nutritional disturbances on growing bone. <i>Pediatrics Suppl.</i> 33: 815-62
69	Perdriolle R, Becchetti S, Vidal J, Lopez P (1993) Mechanical process and growth cartilages. Essential factors in the progression of scoliosis. <i>Spine</i> 18(3):343-9
70	Porter RW (2000) Idiopathic scoliosis: the relation between the vertebral canal and the vertebral bodies. <i>Spine</i> 25(11):1360-6
71	Price CT, Scott DS, Reed FR, Jr., Sproul JT, Riddick MF. Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston Bending Brace: long-term follow-up. <i>JPO</i> 1997; 17(6):703-707
72	Price CT, Abel MF, Richards BS, D'Amato C (2000) Scoliosis Research Society. Alternative treatments for scoliosis. Report from the bracing and non-operative committee
73	Rachbauer F, Sterzinger W, Eibl G (2001) Radiographic abnormalities in the thoracolumbar spine of young elite skiers. <i>Am J Sports Med</i> 29:446-9
74	Rahman T, Bowen JR, Takemitsu M, Scott C (2005) The association between brace compliance and outcome for patients with idiopathic scoliosis. <i>J Pediatr Orthop</i> 25:423-8
75	Räder K (1987) Die Behandlung des Morbus Scheuermann mit dem aktiv-passiven Aufrichtungskorsett nach Gschwend. <i>Z Orthop</i> 125:358-62

76	Richards BS, Bernstein RM, D'Amato CR, Thompson GH (2005) Standardization of criteria for adolescent idiopathic scoliosis: SRS Committee on Bracing and Nonoperative Management. <i>Spine</i> 30:2068-75
77	Risser JC, Ferguson AB (1936) Scoliosis: its prognosis. <i>J Bone Joint Surg</i> 18:667-70
78	Risser JC (1958) The iliac apophysis: an invaluable sign in the management of scoliosis. <i>Clin Orthop</i> 11:111-9
79	Roaf R (1958) Rotation movements of the spine with special reference to scoliosis. <i>J Bone Joint Surg</i> 40-Br:312-32
80	Roaf R (1960) Vertebral growth and its mechanical control. <i>J Bone Joint Surg</i> 42-Br:40-59
81	Rogala EJ, Drummond DS, Gurr J (1978) Scoliosis : Incidence and natural history. <i>J Bone Joint Surg</i> 60-Am:173-6
82	Rowe DE, Bernstein SM, Riddick MF, Adler F, Emans JB, Gardner-Bonneau D. A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. <i>JBJS</i> 1995; 77-A(5):664-674
83	Sanders JO, Browne RH, Cooney TE, Finegold DN, McConnell SJ, Margraf SA (2006) Correlates of the peak height velocity in girls with idiopathic scoliosis. <i>Spine</i> 31(20):2289-95
84	Sauvegrain J, Nahm H, Bronstein N (1962) Etude de la maturation osseuse du coude. <i>Ann Radiol</i> 5:542-50
85	Schlenzka D, Orton Hospital Helsinki Finland: Persönliche Mitteilung 2008
86	Schmorl G (1928) Zur Kenntnis der Wirbelkörperepiphyse und der an ihr vorkommenden Verletzungen. <i>Arch f klin Chir</i> 150:420-42
87	Schmorl G, Junghanns H (1932) Die gesunde und kranke Wirbelsäule im Röntgenbild. <i>Fortschr auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen</i> 46:361-2
88	Shneerson JM, Madgwick R (1979) The effect of physical training on exercise ability in adolescent idiopathic scoliosis. <i>Acta Orthop Scand</i> 50:303-6
89	Shuren N, Kasser JR, Emans J, Rand F (1992) Reevaluation of the use of the Risser sign in idiopathic scoliosis. <i>Spine</i> 17:359-61
90	Smith Agreda V, Marin DR (1972) Connaissance de la croissance céphalocaudale des corps vertébraux. <i>Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot</i> 58 Suppl 1:223-5
91	Somerville EW (1952) Rotational lordosis: the development of the single curve. <i>J Bone Joint Surg</i> 34-Br:421-7
92	Stone B, Beekman C, Hall V, Guess V, Brooks HL (1979) The effect of an exercise program on change in curve in adolescents with idiopathic scoliosis. <i>Phys Ther</i> 59:759-63
93	Tanner JM, Whitehouse RH (1976) Clinical longitudinal standards for height, weight, height velocity and weight velocity and the stages of puberty. <i>Arch Dis Child</i> 51:170-9
94	Takemitsu M, Bowen JR, Rahman T, Glutting JJ, Scott CB (2004) Compliance monitoring of brace treatment for patients with idiopathic scoliosis. <i>Spine</i> 29:2070-4
95	Tanchev PI, Dzerhov AD, Parushev AD, Dikov DM, Todorov MB (2000) Scoliosis in rhythmic gymnasts. <i>Spine</i> 25(11):1367-72
96	Urbaniak JR, Schaefer WW, Stelling FH (1976) Iliac apophysis – prognostic value in idiopathic scoliosis. <i>Clin Orthop</i> 116:80-5
97	Veldhuizen AG, Wever DJ, Webb PJ (2000) The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors. <i>Eur Spine J</i> 9:178-84
98	Vital JM, Beguiristain JL, Algara C, Villas C, Lavignolle B, Grenier N, Sénagas J (1989) The neurocentral vertebral cartilage: anatomy, physiology and physiopathology. <i>Surg Radiol Anat</i> 11:323-8
99	Volkman R (1862) Chirurgische Erfahrungen über Knochenverbiegungen und Knochenwachstum. <i>Arch f pathol Anat</i> 24:512-99
100	Weinstein SL, Zavala DC, Ponseti IV (1981) Idiopathic scoliosis. Longterm follow-up and prognosis in untreated patients. <i>J Bone Joint Surg</i> 63-Am:702-12

101	Weinstein SL, Ponsetti IV (1983) Curve progression in idiopathic scoliosis J Bone Joint Surg 65-Am:447-55
102	Weinstein SL (1986) Idiopathic scoliosis. Natural history. Spine 11:780-3
103	Weinstein SL (2001) The pediatric spine. Principles and practice. 2 nd edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. Ganey T, Ogden J. Chapter I, Development and maturation of the axial skeleton:22-54
104	Weinstein SL (2003) Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis: a 50-year natural history study. JAMA 289:559-67
105	Weinstein SL, Dolan LA, Cheng JC, Danielsson A, Morcuende JA (2008) Adolescent idiopathic scoliosis. Lancet 371:1527-37
106	Weiss HR (2003) Rehabilitation of adolescent patients with scoliosis – what do we know ? A review of the literature. Ped Rehab 6:183-194
107	Weiss HR (2003) Die conservative Behandlung der idiopathischen Skoliose durch Krankengymnastik und Orthesen. Orthopäde 32:146-56
108	Weiss HR, Weiss G, Petermann F (2003) Incidence of curvature progression in idiopathic scoliosis patients treated with scoliosis in-patient rehabilitation (SIR): an age- and sex-matched controlled study. Ped Rehab 6:23-30
109	Wever DJ, Tonseth KA, Veldhuizen AG, Cool JC, van Horn JR (2000) Curve progression and spinal growth in brace treated idiopathic scoliosis. Clin Orthop Rel Res 377:169-79
110	Wiley JW , Thomson JD , Mitchell TM , Smith BG , Banta JV (2000) Effectiveness of the boston brace in treatment of large curves in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 15:2326-32
111	Willner S, Uden A (1982) A prospective prevalence study of scoliosis in Southern Sweden. Acta Orthop Scand 53:233-7
112	Willner S (1984) Effect of the Boston thoracic brace on the frontal and sagittal curves of the spine. Acta Orthop Scand 55:457-60
113	Wojtys EM, Ashton-Miller JA, Huston LJ, Moga PJ (2000) The association between athletic training time and sagittal curvature of the immature spine. Am J Sports Med 28:490-8

7 ANALYSES DE LA MARCHE

Eveline Schär-Schraner, Linda Dyer

Dans le traitement d'un trouble fonctionnel, il convient d'examiner la fonction en question. Seule la marche peut à ce jour faire l'objet d'analyses standardisées. Ces analyses ne se cantonnent plus à la recherche scientifique et sont de plus en plus exploitées à des fins cliniques. Toutefois, les appareils sont toujours aussi coûteux et s'avèrent très laborieux. De nouveaux instruments cliniques plus avantageux ont été lancés sur le marché et font l'objet de tests.

La vidéo constitue une alternative simple qui offre une bonne vue d'ensemble. Il est tout à fait possible de réaliser une analyse de la marche avec 2 caméras stationnaires, l'une dans le plan frontal, l'autre dans le plan sagittal et une distance à parcourir suffisamment longue (au moins 10 m). Des informations supplémentaires peuvent être livrées par des plaques de mesures de pression ainsi que par le marquage de points de référence sur le corps du patient.

Selon la demande, il est possible d'observer et d'évaluer les temps de charge, positions d'articulations et mouvements de toutes les sections du corps en particulier. Pour cela il est absolument nécessaire d'avoir les fonctions de ralenti et d'arrêt sur image.

Exemples :

Lors de douleurs ou d'un affaiblissement unilatéral des abducteurs de la hanche, il se peut que le côté controlatéral s'abaisse lors de la phase d'appui du côté touché. Le buste se trouve repoussé en un mouvement compensatoire en arrière du plan médian du corps, ce qui donne le fameux « boitement en Trendelenburg ». On peut y remédier selon les circonstances et l'âge du patient en lui donnant une canne du côté sain ou des béquilles. Dans certains cas, il est également conseillé de suivre un traitement de physiothérapie.

Une déficience de la fonction de freinage du triceps sural (par ex. suite à une opération non réussie d'élongation du tendon d'Achille) mène à une augmentation de l'inclinaison avant de la jambe lors de la phase d'appui. Ceci donne une démarche avec genou fléchi et flexion de hanche compensatoire. Une orthèse fonctionnelle de jambe corrigeant l'extension dorsale de la cheville peut améliorer la démarche dans ce cas de figure.

Un tiroir antérieur peut être la conséquence d'une lésion du ligament croisé antérieur avec mise en action isolée du quadriceps. Pour éviter cela, le patient fait une hyperextension du genou lésé et le bloque peu après le début de la phase d'appui. Une opération s'avère nécessaire si la démarche est altérée de manière significative.

8 ORTHÈSES AFO

Thomas Ruepp

8.1 GENERALITES

8.1.1 PROPRIÉTÉS DE LA MARCHÉ ET CARACTÉRISTIQUES

Les moyens orthopédiques pour la jambe et le pied prescrits chez les patients souffrant d'hémiplégies ont pour but de normaliser la locomotion. Une locomotion ergonomique doit aussi bien réduire l'usure à long terme, que maintenir la capacité à la marche jusqu'à un âge avancé. De plus, une démarche passant inaperçue permet au patient d'avoir un aspect extérieur normal.

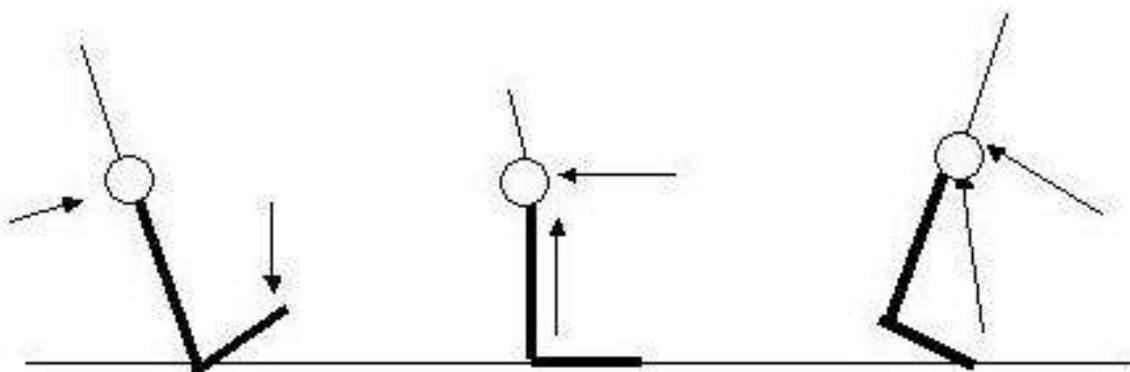
Des orthèses fonctionnelles peuvent corriger la locomotion par un contrôle mécanique.

8.1.2 NOMENCLATURE

Les orthèses ont une action mécanique sur le guidage ou la fixation des articulations. Pour cela, des bras de levier sont nécessaires (les orthèses doivent exploiter les bras de levier des segments comme les plâtres pour les fractures). Les orthèses apportent de la stabilité ou permettent de contrôler les mouvements. La musculature peut aussi se dilater indirectement. Par ailleurs, les ballasts spéciaux peuvent avoir des répercussions sensorielles.

8.1.3 LA MARCHÉ

Lors de la marche, nous recherchons une démarche talon-avant-pied. La position du pied doit être orientée dans le sens de la marche, afin d'éviter des torsions pathologiques. Le but est une démarche symétrique.



Démarche talon – avant-pied

8.2 CHOIX DE LA PRESCRIPTION (ORDONNANCE)

8.2.1 DÉSIGNATION : FO (SUPPORT)

désigné souvent à tort comme dAFO
(orthèse de la jambe dynamique)



Fonction et rôle:	a. Abduction /adduction de l'avant-pied en transfert latéral	- non
	b. Pronation / supination de l'avant-pied	- oui
	c. Éversion / inversion de l'articulation sous-astragalienn	- oui
	d. Flexion dorsale / plantaire dans l'articulation sous-astragalienn	- non
	e. Extension / flexion au genou	- non

8.2.2 ORTHÈSE DE LA JAMBE (AFO)

8.2.2.1 AFO (Orthèse fixe de la jambe)

Type conventionnel d'orthèse de la jambe



Fonction et rôle :	a. Abduction /adduction de l'avant-pied en transfert latéral	- oui
	b. Pronation / supination de l'avant-pied	- oui
	c. Éversion / inversion de l'articulation sous-astragalienn	- oui
	d. Flexion dorsale / plantaire dans l'articulation sous-astragalienn	- non
	e. Extension / flexion au genou	- oui
	f. Marche dynamique	- non

8.2.2.2 AFO (Orthèse fixe de la jambe)



Fonction et rôle :	a. Abduction / adduction de l'avant-pied en transfert latéral	- oui
	b. Pronation / supination de l'avant-pied	- oui
	c. Éversion / inversion de l'articulation sous-astragaliennne	- oui
	d. Flexion dorsale /plantaire de la cheville	- oui
	e. Extension / flexion au genou	- oui
	f. Marche dynamique	- oui

Sources d'erreurs :

Axes (varus) ?

Torsion ?

Hauteur ?

Articulations instables ?

Limitations de mouvements correctes)

Orthèse de positionnement du pied ?

Bordures ?

Soulier ?

Financement :

Pour les moyens auxiliaires fonctionnels IV (attention : pour la Trisomie 21 les moyens auxiliaires fonctionnels sont refusés. La Trisomie 21 n'est pas reconnue comme maladie IV !)
Si IV n'est pas remboursable : Assurance complémentaire (franchise)

Matériel :

Avant : Fabrication cuir-acier

Aujourd'hui : matières synthétiques (Polypropylène flexible, Carbone rigide)

Fabrication :

Prise d'un modèle en plâtre, fabrication du pied en plâtre positif, remaniement de ce pied en plâtre, couverture avec un matériau plastique, découpe, adaptation.

Entretien :

Deux fois par an, contrôler la fonction
Correction des points de pression

Traitements complémentaires :

Physiothérapie / gymnastique
Traitement de redressement du plâtre
Injection de toxine botulique
Opération correctrice



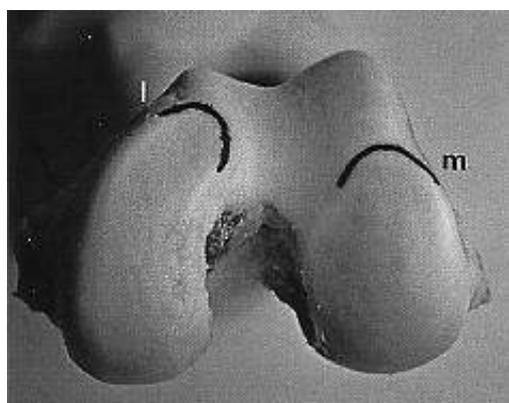
9 INSTABILITÉS DU GENOU

Dr. Marc D. Zumstein, Thomas Glauser

9.1 BIOMÉCANIQUE DE L'ARTICULATION DU GENOU

9.1.1 GUIDAGE OSSEUX

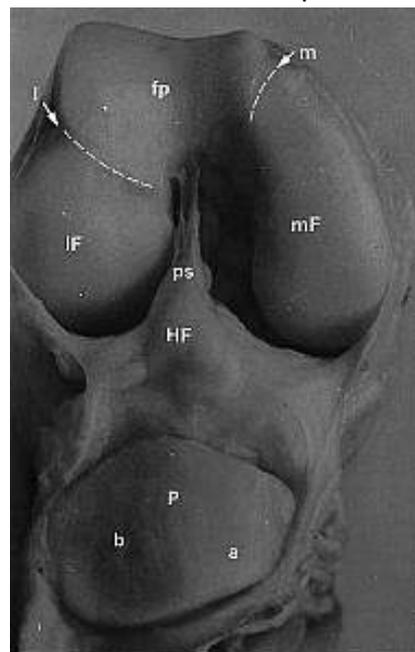
Le guidage osseux de l'articulation du genou ne contribue que partiellement à sa stabilisation. Les deux condyles fémoraux de forme cylindrique correspondent d'un point de



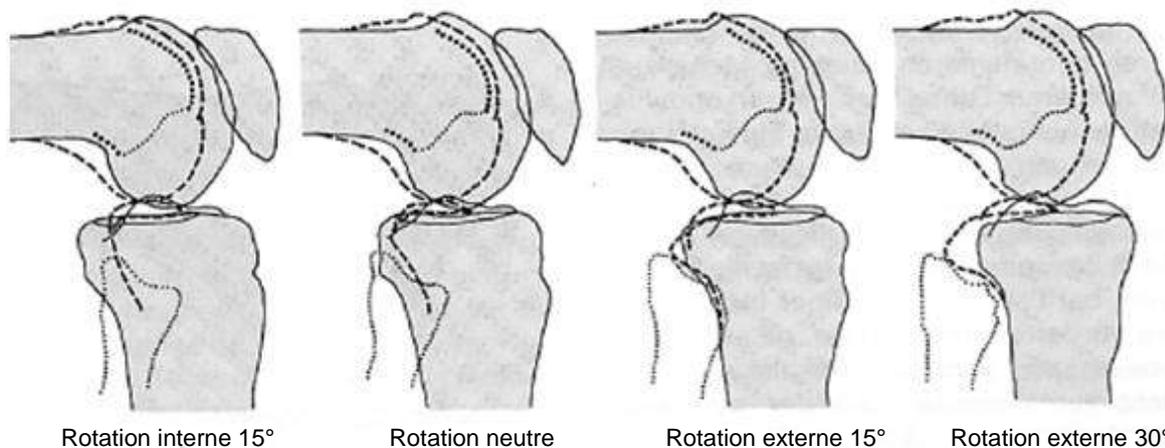
vue technique à un segment de poulie à gorge, avec sur la face ventrale la surface patellaire en forme de gouttière et sur la face dorsale la fosse intercondyloire juxtaposée. L'éminence intercondyloire du tibia et, plus haut, le bourrelet en forme de toit de la surface articulaire de la patella s'engagent dans la gorge de cette poulie. Ceci permet d'éviter dans une large

mesure le glissement latéral des condyles fémoraux convexes dans les deux plans sur la surface articulaire relativement plate du tibia. L'éminence dépasse simplement en forme de cône au centre de la surface articulaire supérieure du tibia, ce qui laisse une certaine liberté de rotation en plus des mouvements de flexion et d'extension.

Vues de profil, les surfaces cartilagineuses des condyles fémoraux médial et latéral ressemblent à des spirales de tailles différentes qui s'enroulent vers l'arrière. De ce fait, il n'y a pas d'axe de courbure uniforme. Les surfaces articulaires médiale et latérale du tibia ont elles aussi des courbures différentes. La surface articulaire médiale est biconcave tandis que la surface latérale est concave dans le plan frontal et convexe dans le plan sagittal. Compte tenu des courbures différentes des partenaires articulaires médiaux et latéraux, le mouvement articulaire est nécessairement différent pour les deux parties de l'articulation.



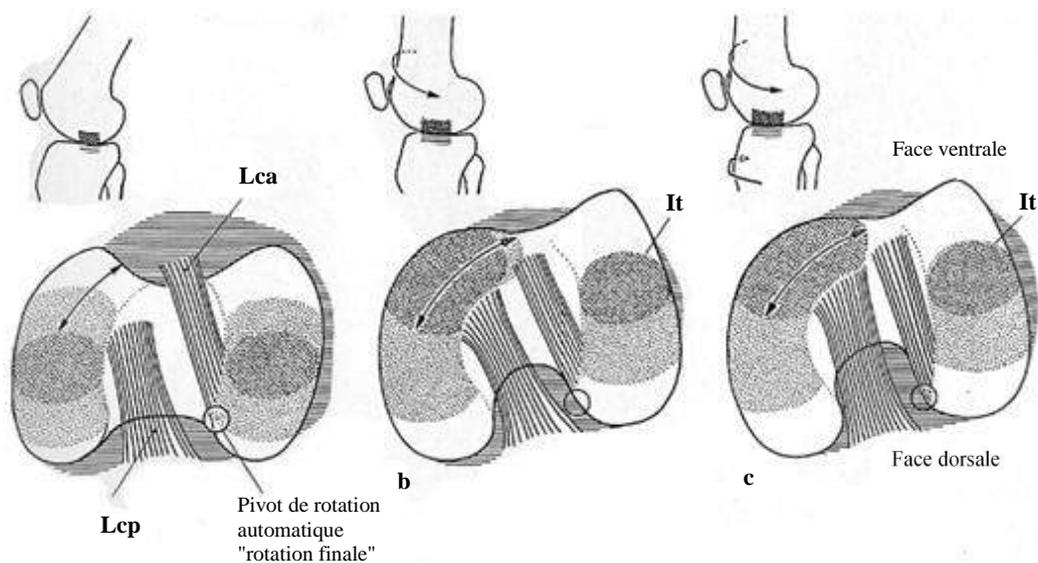
Le mouvement de flexion/extension de l'articulation du genou est un mouvement de



roulement/glissement. Dans les premières phases de flexion du genou, c'est le mouvement de roulement qui prédomine ; si la flexion s'accroît encore, c'est alors le mouvement de glissement qui entre en jeu. La position de l'articulation où le mouvement de roulement prédominant est relayé par le mouvement de glissement prédominant correspond à un angle de flexion d'environ 15° sur la face médiale de l'articulation, environ 30° sur la face latérale. Au début, le mouvement de roulement initialement plus important dure donc nettement plus longtemps sur la face latérale que sur la face médiale, correspondant au retour de la position de rotation ultime du tibia en extension complète dans une position médiane lors de la flexion.

La rotation finale du tibia en fin d'extension (mouvement de rotation extérieure d'environ 10°) dépend certainement, outre le système de ligaments, de la forme des surfaces articulaires. Bien que les surfaces articulaires et les systèmes de ligaments capsulaires soient synchronisés de manière optimale lors de la rotation finale, cette dernière peut aussi, après une rupture de l'appareil ligamentaire, être maintenue par une légère compression axiale des partenaires articulaires les uns contre les autres. De cette façon, l'articulation du genou peut être considérée comme une articulation démultipliée qui, outre l'appareil ligamentaire et les ménisques, est définie par la courbure différente des deux condyles fémoraux.

9.1.2 GUIDAGE LIGAMENTAIRE



La liaison des deux partenaires articulaires par les ligaments croisés et latéraux nécessite un mouvement articulaire guidé. Il ne s'agit pas ici d'un mouvement de charnière centré mais le mouvement peut être comparé à un mécanisme de transmission à axe de rotation mobile. Ce déplacement de l'axe de rotation peut être décrit par ce qu'on appelle une base centroïde fixe, comme celle que Werner Müller a très bien décrite dans son livre, par exemple. Les ligaments principaux de l'articulation du genou contrôlent le mouvement articulaire dans les trois plans de l'espace. Les différences de disposition spatiale des ligaments et la non-congruence des partenaires articulaires se traduisent par des conditions de tension différentes pour chacun des quatre ligaments principaux pendant le cycle de mouvement. Le bord antérieur du ligament interne subit une tension à mesure que la flexion augmente, le bord postérieur à mesure que l'extension augmente. La partie médiane présente des maxima de tension en cas d'extension complète et de flexion moyenne. La contrainte en valgus et la rotation externe ont pour effet d'accroître la tension de la partie médiane du ligament interne en cas de flexion moyenne, la contrainte en varus et la rotation interne ne modifient pas le profil de tension.

La partie antéro-médiale du ligament croisé antérieur présente un maximum de tension en hyperextension et à environ 70° de flexion. Le maximum de tension en flexion est notablement accru par la contrainte en varus et la rotation interne. Par contre, la contrainte en valgus et la rotation externe diminuent la tension ligamentaire par rapport à la position à zéro degré. Dans chaque position de l'articulation, l'ensemble des fibres du ligament croisé antérieur sont sous tension, ce qui sécurise en permanence le mouvement de roulement/glissement.

En extension complète, la partie antéro-latérale du ligament croisé postérieur est moyennement sous tension jusqu'à une flexion d'environ 60°, la tension s'accroissant à mesure que la flexion augmente. La contrainte en valgus et en varus ainsi que les rotations externe et interne ne produisent que des variations insignifiantes du profil de tension.

En hyperextension, le ligament externe est sous tension et présente une perte de tension croissante proportionnelle à la flexion. La contrainte en varus et la rotation interne n'entraînent une diminution de la tension du ligament externe qu'à partir de 50° environ.

En résumé, on peut dire que le ligament croisé postérieur est le principal stabilisateur de l'articulation du genou et que, indépendamment des situations de contrainte les plus diverses, il présente un état de tension moyen toujours constant, alors que les autres ligaments principaux voient leur état de tension influencé par les diverses formes de sollicitations auxquelles ils sont soumis.

À l'endroit où la sollicitation mécanique est nettement plus forte, la capsule articulaire du genou présente des éléments de renfort de type ligamentaire dont certains, disposés longitudinalement, participent au contrôle de la stabilité latérale et d'autres, disposés obliquement, à celui de la rotation. Ces éléments comprennent le ligament capsulaire médial en tant que couche profonde du ligament interne, le point d'angle postéro-médial avec le ligament oblique postérieur, avec les ramifications du tendon semi-membraneux et de la corne postérieure du ménisque interne fortement ancré à cet endroit, ainsi que le point d'angle postéro-latéral avec le ligament arqué en deux parties, ainsi que le tendon poplité. La corne postérieure du ménisque interne, qui est en contact étroit avec les segments postéro-médiaux de la capsule, joue un rôle important dans le contrôle de la rotation externe.

9.1.3 GUIDAGE MUSCULAIRE

Le muscle quadriceps fémoral est l'extenseur principal, assisté du muscle tenseur du fascia lata. Presque sans exception, les muscles fléchisseurs du genou participent également à la rotation. Alors que le potentiel de travail des extenseurs est trois fois supérieur à celui des fléchisseurs, les muscles rotateurs externe et interne maintiennent l'équilibre. Il est important que tous les muscles garantissent la stabilité active de l'articulation du genou pour soutenir activement tant les quatre ligaments principaux de l'articulation du genou que la capsule articulaire du genou avec les ménisques et éviter toute sollicitation excessive. C'est pourquoi les muscles extenseurs soulagent le ligament croisé postérieur et les ligaments collatéraux ; les muscles de la patte d'oie et le muscle semi-membraneux assistent le ligament interne et le point d'angle postéro-médial avec la corne postérieure du ménisque interne ; les deux ventres du muscle gastrocnémien soulagent le point d'angle postéro-médial et postéro-latéral ainsi que le ligament postérieur ; le muscle poplité décharge la corne postérieure du ménisque externe ainsi que, indirectement, les structures médiales de l'articulation du genou, et enfin le muscle biceps fémoral et le tenseur du fascia lata assistent le ligament externe et le point d'angle postéro-latéral. Le ligament antérieur est protégé par le jeu de l'ensemble des fléchisseurs et des rotateurs.

9.1.4 INSTABILITÉS

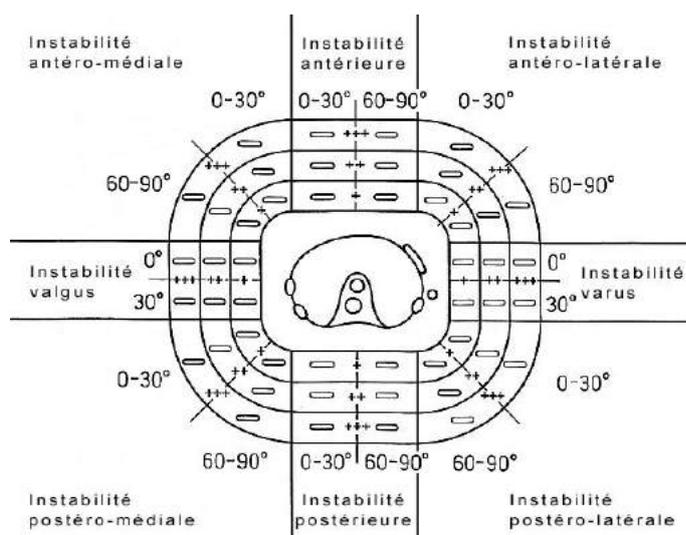
Nous devons ici distinguer entre l'instabilité produite par le patient (dérobement) et la nette instabilité observable cliniquement. Les causes d'un dérobement produit par le patient peuvent être les suivantes :

- Instabilités ligamentaires,
- Lésions méniscales,
- Pincement d'un repli synovial interne (plica médiopatellaire),
- Luxations ou subluxations de la patella,
- Chondropathie,
- Arthrose rétropatellaire,
- Arthrose fémoro-tibiale,
- Fragments ostéochondraux (souris) intra-articulaires,
- Ménisque discoïde,
- Atrophie du quadriceps d'origine diverse,
- Trouble neurologique (par exemple poliomyélite).

Elles sont subdivisées ci-dessous en

- Instabilité ligamentaire primaire,
- Instabilité osseuse primaire et
- Instabilité musculaire primaire.

9.1.4.1 Instabilité ligamentaire primaire



Les instabilités sont classées et présentées selon le schéma ci-contre.

Cause :

- L'origine est le plus souvent traumatique.
- Le diagnostic peut révéler les types d'instabilité suivants :
- Instabilité purement antérieure (cause : rupture isolée du ligament croisé antérieur)
- Instabilité antéro-médiale (ligament croisé antérieur, ménisque interne, ligament latéral interne)
- Instabilité antéro-latérale (ligament croisé antérieur, ménisque externe, ligament latéral)
- Instabilité purement latérale (ligament latéral, le cas échéant plus ménisque externe, plus ligament croisé postérieur)
- Instabilité purement médiale (ligament médian, le cas échéant plus ménisque interne, plus ligament croisé antérieur)
- Instabilité postéro-médiale (ligament interne, ménisque interne, angle semi-membraneux, le cas échéant plus ligament croisé antérieur)
- Instabilité postéro-latérale (capsule postéro-latérale, le cas échéant plus ligament croisé postérieur, plus tendon poplité)
- Instabilité purement postérieure (ligament croisé postérieur)

9.1.4.2 Instabilité osseuse primaire

Genou varus instable (cause : gonarthrose médiane avec enfoncement des structures osseuses et instabilité ligamentaire secondaire. Cela peut également se produire à la suite d'un accident en l'absence de réduction d'une fracture de la tête du tibia)

Genou valgus (cause : gonarthrose latérale avec enfoncement des surfaces articulaires et instabilité secondaire)

Instabilité fémoro-patellaire (luxation ou subluxation de la patella). Cause : traumatisme ou en fonction de l'appui par dysplasie de la facette patellaire.

9.1.4.3 Instabilité primaire d'origine musculaire

Exemple typique : poliomyélite. Ici, la mauvaise innervation musculaire provoque un relâchement secondaire de l'articulation du genou qui entraîne une instabilité complexe. Mais d'autres troubles neurologiques peuvent aussi conduire à des instabilités ligamentaires secondaires dans la région du genou.

9.2 POSSIBILITÉS DE TRAITEMENTS CONSERVATEURS

(Il ne sera pas question ici des techniques de traitement opératoires)

Une réadaptation appropriée est essentielle à la suite du traitement d'instabilités du genou. Les connaissances les plus récentes en la matière ont montré qu'une immobilisation

s'accompagne de nombreux problèmes. En règle générale, on privilégie aujourd'hui une réadaptation accélérée, très rapidement fonctionnelle, avec une sollicitation immédiate progressive en fonction de la douleur ressentie, et le plus souvent associée à une mobilité non limitée.

Autrefois, après une opération, l'articulation du genou était immobilisée pendant des semaines dans un plâtre montant jusqu'à la cuisse. Ensuite, par peur du relâchement des ligaments, l'extension était limitée, ce qui a conduit à un affaiblissement du quadriceps et à un déficit d'extension. Aujourd'hui, grâce à une thérapie fonctionnelle précoce, les dommages parfois marqués résultant d'une l'immobilisation de plusieurs semaines par plâtrage, avec atrophie de la musculature, ankylose des articulations et détérioration des cartilages peuvent être en grande partie évités. Malgré tout, le concept thérapeutique doit tenir compte de la personnalité du patient et il est également fonction des possibilités des intervenants (médecin, physiothérapeute, technicien orthopédiste).

Nous abordons en détail ci-après les différents moyens qu'offre la technique orthopédique pour la prise en charge des instabilités du genou.

9.2.1 GENOUILLÈRES

Des matériaux textiles élastiques enveloppant l'articulation du genou, que l'on peut enfiler à la manière d'un bas, sont souvent adoptés en tant que solution orthétique la moins contraignante. Ils sont particulièrement indiqués en cas de modifications arthrosiques, de contusions, de claquages, de foulures et d'œdèmes occasionnels. L'effet de ce genre de bandages se limite principalement à un effet thermique. Avec des matériaux souples, il ne faut pas s'attendre à un accroissement de la stabilité. Ces bandages peuvent être portés indifféremment des deux côtés et sont facilement lavables.

Les bandages contenant des pelotes, par exemple en silicone, constituent une autre variante. Ils peuvent avoir un effet de massage produit par les mouvements effectués, ainsi que favoriser une meilleure répartition, voire une réduction de la pression exercée sur la rotule. De plus, le coussin en silicone permet de résorber un œdème de la région patellaire. Indication : états arthritiques douloureux, irritations postopératoires et post-traumatiques, faiblesse des ligaments de l'articulation du genou.



Bandage de genou avec protection de la patella

Ces bandages agissent par le biais d'inserts profilés asymétriques entourant la patella, qui permettent d'éviter le glissement de cette dernière. Il existe différentes variantes de ces bandages, également combinés avec des sangles de traction. De plus, ils devraient permettre une résorption rapide des œdèmes et des hématomes ainsi qu'une diminution de la douleur et une amélioration fonctionnelle de l'articulation.

Indication : syndrome de douleur fémoro-patellaire, instabilité patellaire, tendance à la luxation, latéralisation de la patella, irritations.



9.2.2 GENOUILLÈRES ARTICULÉES

Les attelles mobiles sont utilisées à titre préventif comme attelles de soutien en cas d'instabilité de l'articulation du genou consécutive à une faiblesse des ligaments ou durant la phase de réadaptation après des lésions de ligaments ou des reconstructions ligamentaires.

Ces attelles mobiles constituent pour le patient un complément passif efficace à la physiothérapie. Le mouvement est rendu moins douloureux grâce au soulagement de la charge. Les œdèmes se résorbent rapidement. Ces facteurs accélèrent la guérison des ligaments.

Ces genouillères se composent de bandages en néoprène de différentes longueurs, avec des éclisses articulées en aluminium cousues sur le côté, avec ou sans limitation articulaire, et différentes fermetures velcro placées en cercle et réglables à volonté. Ce matériau et la disposition des fermetures velcro empêchent tout glissement de l'orthèse. Pour assurer un port confortable et éviter toute compression, les éclisses articulées latérales doivent s'adapter très exactement à la topographie du genou. C'est pourquoi ce genre d'orthèse ne doit être délivré que par un technicien orthopédiste expérimenté. De plus, il faut veiller à utiliser uniquement des éclisses articulées disposant d'un point d'appui physiologique.



9.2.3 ATTELLES DE GENOU

Pour immobiliser l'articulation du genou et la stabiliser après des entorses, opérées ou non, il est possible d'utiliser des attelles rigides, qui enveloppent généralement une grande partie de la cuisse et de la jambe. Généralement, l'articulation est immobilisée en position légèrement fléchie. Normalement, la rigidité des attelles est accrue par l'adjonction d'inserts métalliques sur les côtés et à l'arrière. La fixation s'effectue habituellement au moyen de plusieurs sangles qui permettent de garantir le positionnement sur la cuisse et sur la jambe. Lorsque des ouvertures sont prévues, par exemple autour de la patella, il vaut mieux éviter la formation d'un œdème de fenêtre à cet endroit. Ces orthèses rigides immobilisant l'articulation du genou constituent une alternative au plâtre ; elles peuvent être portées des deux côtés et sont livrables en différentes longueurs. En cas de topographie de la jambe sortant de l'ordinaire et lorsque l'orthèse ne doit pas être portée très longtemps et ne doit pas glisser, il convient de fabriquer sur mesures une orthèse en matière synthétique, par exemple en carbone. Une orthèse sur mesure peut également être portée sous le pantalon.

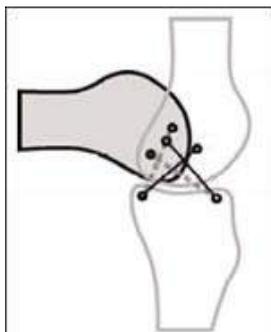


9.2.4 ORTHÈSES DE GENOU

Aujourd'hui encore, les lésions post-traumatiques des ligaments capsulaires constituent de loin la cause la plus fréquente d'instabilité du genou. Le traitement des instabilités articulaires du genou, en particulier consécutives à un déficit du ligament croisé antérieur, est un domaine important du traitement orthopédique du genou. Le recours à des orthèses de genou fonctionnelles intervient aujourd'hui, outre les cas d'insuffisances traumatiques du ligament croisé antérieur et d'instabilité résiduelle postopératoire tardive, également en tant que mesure postopératoire. En ce qui concerne la configuration des orthèses, il existe des éléments d'attelles enveloppantes pour la cuisse et la jambe ainsi que des tiges plus flexibles montant plus ou moins haut.

Les instabilités structurelles du genou, consécutives par exemple à des processus d'usure, sont de plus en plus souvent observées aujourd'hui du fait de l'augmentation de l'espérance de vie. Actuellement, l'intervention chirurgicale est indiquée dans les cas graves de déficits fonctionnels statiques. Néanmoins, les mesures de technique orthopédique sont constamment nécessaires ou adoptées en complément, dans des cas pas trop graves pour retrouver la stabilité posturale ou dans des cas graves pour créer une capacité à supporter des charges et pour soulager la douleur ; pour les patients gériatriques, c'est souvent la dernière possibilité qui s'offre à eux.

En général, il existe des articulations orthétiques à liaison monocentrique et polycentrique. Les efforts visant à reproduire aussi exactement que possible les mouvements de roulement et de glissement ont conduit à développer le principe de quatre articulations en chaîne. En pratique, cependant, il faut constater qu'aucun des modèles d'articulations connus n'est en mesure de reproduire la succession compliquée des mouvements de façon satisfaisante. En principe, il faudrait malgré tout éviter de recourir à une articulation uniaxe sur des attelles de genou. En cas d'atrophie de la musculature et chez des patients présentant une faiblesse tissulaire, il est particulièrement difficile d'utiliser des éléments souples. Si l'orthèse n'est pas fabriquée avec la plus grande minutie d'après une empreinte en plâtre, il peut se produire une pseudarthrose prononcée entre la jambe et l'orthèse, ce qui renforce encore l'incompatibilité entre l'orthèse et le genou.



Nous distinguons trois formes d'orthèses du genou :

9.2.4.1 Orthèses préventives :

Le haut risque de blessures en sport, surtout en football américain, mais également en football et handball, a depuis plus de 20 ans déjà donné l'occasion aux techniciens orthopédistes de mettre au point, tant en Europe qu'aux USA, des orthèses préventives pour tenter d'éviter des blessures des ligaments du genou. En règle générale, l'orthèse préventive se compose d'un cadre extrêmement stable (par exemple en carbone) pour la cuisse et la jambe. Les deux coques sont reliées par une articulation à segment denté en métal, souvent en titane. Le serrage de l'orthèse à l'arrière du membre se fait au moyen d'un système de sangles rigides. Des capitonnages condyliques latéraux empêchent tout glissement de l'orthèse même dans des conditions extrêmes et réagissent en absorbant l'énergie de coups violents portés latéralement.



9.2.4.2 Orthèses de réadaptation :

L'orthèse de réadaptation a pour but de protéger une blessure récente des ligaments du genou contre une distension secondaire des ligaments, en postopératoire ou en cas de traitement conservateur. L'orthèse doit éviter en toute sécurité des charges fonctionnelles sur la structure blessée. Les orthèses peuvent être utilisées dans le but de limiter le mouvement. La prescription d'une telle limitation durable de la mobilité de l'articulation du genou est parfois nécessaire, par exemple en cas de suture méniscale, afin de l'immobiliser temporairement, en cas de blessures combinées, ou pour limiter la mobilité durant une période impliquant une charge partielle dosée. Ces orthèses jouent également un rôle dans le cadre de la réadaptation, afin de prévenir la récurrence de blessures. Des analyses récentes ont toutefois montré une fonction de protection limitée de l'orthèse sur les ligaments croisés en ce qui concerne la force de poussée antérieure. D'ailleurs, les orthèses stables, très coûteuses, sont remises en question aujourd'hui. Par contre, les patients apprécient grandement ces orthèses, sans doute pour des raisons psychologiques, ou pour le sentiment de sécurité qu'ils ressentent.



9.2.4.3 Orthèses fonctionnelles :

L'orthèse fonctionnelle est prévue en cas de traitement de longue durée de l'articulation du genou. De telles orthèses doivent en partie être fabriquées à l'aide de longs éléments moulant la jambe et englobant le pied. Des prescriptions de technique orthopédique définitive sont le plus souvent ordonnées en relation avec des lésions multiples. L'orthèse de l'articulation du genou assume alors des tâches de stabilisation partielle offrant un soutien fonctionnel dans de nombreux domaines. Conséquence du rétablissement du contrôle de la sécurité du genou, la statique globale du corps s'améliore également. Les modifications dégénératives des articulations constituent la cause principale de l'instabilité d'origine structurelle du genou. De par la multiplicité des points posant problème et dont il faut tenir compte, le recours à cette orthèse doit toujours être décidé au cas par cas. C'est la raison pour laquelle on s'en tient à la thèse d'une fabrication individualisée des orthèses fonctionnelles du genou.



9.3 FINANCEMENT :

9.3.1 BANDAGES DE GENOU

9.3.1.1 [SUVA, LAA, AMF](#) :

Les bandages de genou prescrits sur ordonnance médicale sont pris en charge par la SUVA, LAA et AMF.

9.3.1.2 [CAISSES MALADIE](#) :

Les caisses maladies remboursent les bandages de genou prescrits sur ordonnance médicale selon la liste MiGel. Voir positions numéro 05.04-05.06.

9.3.1.3 [AI](#) :

L'AI ne prend pas en charge les bandages de genou.

9.3.2 ORTHESES DE GENOU

9.3.2.1 [SUVA, LAA, AMF](#) :

Les orthèses de genou prescrites sur ordonnance médicale sont prises en charge par la SUVA, LAA et AMF.

9.3.2.2 [CAISSES MALADIE](#) :

Les orthèses de genou ne sont en principe pas prises en charge par l'assurance de base obligatoire. Un remboursement n'est effectué que de manière subsidiaire à l'AI, dans les cas où les conditions médicales fixées par l'AI seraient remplies, mais où la personne ne remplit pas les conditions relatives à l'assurance pour la perception d'une prestation AI. Le remboursement est effectué selon les clauses de l'AI.

9.3.2.3 [AI](#) :

L'AI rembourse les frais d'orthèses de genou selon la tarification de l'ASTO.

10 AMPUTATIONS ET PROTHÈSES DES MEMBRES INFÉRIEURS

Bruno Fragnière, Pierre Kern

10.1 LES AMPUTATIONS DES MEMBRES INFÉRIEURS

10.1.1 INTRODUCTION

La pathologie vasculaire représente plus de 80 % des causes d'amputation. On distingue des amputations mineures, avec appui talonnier conservé et des amputations majeures (perte de l'appui talonnier).

Dans les étiologies vasculaires, le geste d'amputation est envisagé soit en urgence devant une ischémie aiguë dépassée, soit dans un contexte d'artériopathie oblitérante des membres inférieurs septique ou non septique. Dans les situations traumatiques, ce geste dépend avant tout de la sévérité des lésions osseuses, des tissus mous et surtout de leur association à une atteinte neurologique (Mangled Extremity Severity Score par ex.).

Dans l'ischémie aiguë dépassée (marbrures, syndromes des loges, rhabdomyolyse avec élévation des CPK, du K⁺ et de la créatinine), l'amputation majeure est un geste de sauvetage vital

Dans l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs de stade III et IV, un consensus européen a défini la notion d'ischémie critique des membres inférieurs :

- Douleurs ischémiques de décubitus, résistantes aux antalgiques depuis plus de 15 jours ou
- Ulcération ou gangrène du pied ou des orteils avec
- Pression systolique < 50 mm Hg à la cheville ou < 30 mm Hg au gros orteil

Devant une ischémie critique des membres inférieurs, il faut discuter d'un écho doppler artériel pour faire le bilan des lésions et si besoin d'une TCPO₂ pour confirmer le diagnostic (< 30 mmHg).

10.1.2 INDICATIONS

Dans ce cadre, le consensus européen recommande : « une intervention reconstructrice devrait être tentée s'il existe 25 % de chance de conserver pendant au moins un an un membre utile au patient ». Les pontages les plus difficiles ont une probabilité de sauvetage du membre de plus de 25 %. Néanmoins l'intervention n'est pas justifiée si l'espérance de survie est inférieure à un an et une amputation d'emblée peut également être proposée si le membre ne peut plus redevenir fonctionnel.

10.1.2.1 Indications des amputations mineures

Ulcérations ou gangrènes d'orteils (atteinte ostéitique, articulaire, momification nécrotique).

Le geste doit être associé (si les lésions à l'artériographie le permettent) à un geste de revascularisation sus-jacent (dilatation, pontage sus ou sous crural) et à défaut, à des traitements médicaux adjuvants (sympatholyse, vaso-actifs, caisson hyperbare,...).

L'amputation d'orteils peut parfois préparer psychologiquement à l'échec éventuel des gestes conservateurs avec la nécessité ultérieure d'une amputation majeure.

10.1.2.2 Indications des amputations majeures

Les amputations majeures sont indiquées

- en cas de contre-indications (rares) aux gestes de revascularisation (patients non coopérants, grabataires...)
- en cas d'absence de possibilité de revascularisation au bilan artériographique et après échec du traitement médical et des amputations mineures
- après échec d'une chirurgie de revascularisation (parfois malgré la perméabilité du pontage) du fait de l'évolution de la gangrène

L'amputation se fait de préférence en jambe (tiers supérieur). Une « bonne » amputation de jambe peut être même préférable à des pontages itératifs avec perte de la fonction du membre. L'amputation de cuisse est le dernier recours. C'est un geste lourd avec une mortalité de 50 % à deux ans sur ces terrains. « Le plus mauvais moignon de jambe vaut mieux qu'une amputation de cuisse ».

L'indication est le fruit d'une discussion multidisciplinaire et dépend des objectifs fonctionnels, des possibilités de revascularisation, des possibilités d'appareillage.

10.1.3 TECHNIQUES D'AMPUTATIONS

10.1.3.1 Généralités

Quel que soit le niveau, la difficulté est d'obtenir une cicatrisation. L'amputation est d'autant plus périlleuse qu'elle est distale. On n'ampute pas à la limite des lésions mais à l'endroit où le compromis : chance de cicatrisation / qualité de l'appareillage, paraît le meilleur.

Le niveau d'amputation conditionne en grande partie le choix de l'appareillage et, par conséquent, le pronostic fonctionnel. Plus le nombre d'articulations est préservé, plus l'amputation est distale, meilleur devrait être le résultat fonctionnel.

Si cela est vrai en ce qui concerne le sauvetage de différentes articulations et tout particulièrement l'articulation du genou, cela est moins vrai en ce qui concerne la longueur du moignon : en effet, durant un certain nombre d'années, a été privilégiée la longueur de

moignon, puisque plus celle-ci est grande, meilleur est le bras de levier, et donc la fonction musculaire (avec notamment un meilleur équilibre des muscles agonistes par rapport aux muscles antagonistes). Toutefois, l'expérience prouve qu'une longueur excessive de moignon peut entraîner, d'une part, des troubles cutanéotrophiques distaux par rétraction des parties molles (particulièrement dans les amputations trans-tibiales) et, d'autre part, limite le choix des différents composants prothétiques.

Quelle que soit l'amputation réalisée, on veillera en particulier :

- aux nerfs (risque de névrome)
- aux veines (risque d'hématomes et de phlébites)
- à l'os (abrasion)
- aux cartilages. L'absence d'épidermisation contre-indique sur ce terrain les gestes de désarticulation
- aux trajets des pontages préalables
- au premier pansement (trop serré)

10.1.3.2 Amputations mineures

Orteil, amputation toujours réalisée en base de P1, en bivalve cutanée Métatarsien, bivalve cutanée pour 1 et 5, valve plantaire pour 2, 3, 4, sections osseuses au tiers distal

Le pansement maintient les valves et protège les autres orteils dont les pulpes devraient rester visibles.

Amputation transmétatarsienne. Incision cutanée dorsale et rabat de la valve plantaire sur la section en respectant la semelle plantaire.

10.1.3.3 Amputations majeures

Nous envisagerons trois niveaux principaux d'amputation, au sein desquels plusieurs variantes existent, ces trois niveaux correspondant à des séquelles fonctionnelles tout à fait différentes. Les amputations distales (pied) ne sont pas traitées ici.

1. Désarticulation de la hanche

Les progrès de la chirurgie conservatrice et de reconstruction ont permis de réduire la fréquence de cette désarticulation, dont l'étiologie principale est représentée par des tumeurs.

Cette technique repose sur :

- le maintien de l'ischion qui représente une zone d'appui, parfois sensible,
- la réalisation des lambeaux musculaires de telle sorte que toute la région cotyloïdienne soit bien matelassée par cette couverture musculaire, (sutures des muscles ischio-jambiers avec le psoas en invaginant dans le cotyle leur extrémité cruentée, réalisation d'un plan musculaire superficiel constitué par le grand fessier,

qui est suturé en dedans et en haut à la face superficielle des muscles adducteurs, à l'aponévrose fémorale superficielle, voire même à l'arcade crurale).

La prothèse comprend alors :

- Une coque, dont l'accrochage est réalisé par un maintien sur l'aile iliaque homolatérale et une hémi-coque controlatérale plus ou moins étendue (formant un « corseton » bas).
- Deux articulations prothétiques sous-jacentes (articulation de hanche et articulation de genou) avec un alignement très spécifique (genou en recurvatum) pour une parfaite stabilité en charge.
- Un pied.

La rééducation peut permettre, chez des sujets jeunes et dynamiques, une marche sans canne en terrain plat et avec une canne en terrain varié, ainsi que la montée d'escalier marche à marche, la descente étant un peu plus problématique. Bien souvent, la prothèse n'est pas portée toute la journée pour tous les gestes de la vie courante et il est indispensable d'entraîner les patients à une marche monopodale et avec deux cannes, ainsi qu'à une « pseudo-course » qui associe sautillerment sur le pied sain et oscillation longue des membres supérieurs.

2. Amputation fémorale

Sur le plan de la technique chirurgicale, on distingue les amputations trans-fémorales d'une part, et les désarticulations de genou ou équivalent d'autre part.

Les amputations trans-fémorales.

Tous les niveaux peuvent se rencontrer, mais il est bien évident que la jonction tiers inférieur-tiers moyen représente le meilleur compromis : bras de levier satisfaisant, masses musculaires relativement importantes autorisant une myoplastie des muscles agonistes et antagonistes, place suffisante en bout de moignon pour l'utilisation de divers éléments prothétiques (notamment les genoux prothétiques modernes, ainsi que des rotateurs axiaux). Dans certaines situations, l'amputation trans-fémorale ne peut s'effectuer qu'au tiers supérieur, ce qui bien évidemment limite le bras de levier, réduit les masses musculaires actives (particulièrement pour les stabilisateurs et extenseurs de hanche). Des techniques d'allongement chirurgical de moignon peuvent alors représenter la seule solution pour obtenir un résultat fonctionnel meilleur.

Les désarticulations de genou et les techniques apparentées.

Ce type d'amputation -dénommé également trans-condylienne- comprend plusieurs techniques

différentes : la désarticulation de genou vraie, l'amputation sus-condylienne ostéoplastique de Gritti et l'amputation de type « Callander ».

La désarticulation de genou est de réalisation technique facile, mais entraîne des difficultés d'appareillage extrêmement nombreuses (moignon long, difficulté de mettre en place un genou prothétique performant, esthétique discutable).

L'amputation de Gritti est pratiquée seulement par certaines équipes chirurgicales, alors que c'est une intervention déjà décrite en 1857. La désarticulation de genou étant réalisée, une

section très distale du fémur est exécutée de telle sorte que la rotule vient ensuite recouvrir l'extrémité du fût distal fémoral.

Le procédé de « Callander » utilise les deux premiers temps de la résection de Gritti, mais en effectuant une patellectomie. La tolérance de l'appui distal est beaucoup moins évidente.

Le devenir fonctionnel des patients amputés de cuisse est variable en fonction de leurs activités antérieures, et de l'état général du patient.

Un amputé jeune et dynamique doit être capable de marcher sans aide technique en terrain varié, de monter et descendre les escaliers pas à pas (la descente « naturelle » des escaliers n'est permise que pour des patients très dynamiques avec un type très particulier et récent de genou prothétique). Certains amputés de cuisse sportifs sont capables de courir.

L'évolution des emboîtures permet de meilleurs contrôles de la prothèse dans différentes activités professionnelles et de loisirs, en sachant toutefois que la position assise prolongée reste inconfortable (hormis pour les amputations sans appui sous-ischiatique) et qu'habituellement, il est nécessaire d'enlever la prothèse pour aller sur la cuvette de W.C.

3. Amputation tibiale

Deux grands types d'intervention se détachent : d'une part la réalisation d'un moignon fermé et d'autre part le maintien d'un moignon ouvert (technique de Marcadé), cette dernière solution étant choisie plutôt lorsqu'un contexte artéritique (plus particulière d'artérite diabétique) existe ou lorsque la surinfection est telle que le parage chirurgical ait pu être difficile avec évacuation secondaire d'abcès ou lorsque les parties molles sont trop contuses pour être suturées.

Dans un contexte traumatique l'amputation peut être réalisée de première intention si le risque vital est au premier plan, ou en deuxième intention après tentative de sauvegarde d'un appui talonnier ou après tentative de traitement conservateur d'une fracture ouverte complexe.

Les progrès des techniques d'appareillage permettent d'appareiller des moignons tibiaux extrêmement courts, autorisant ainsi de conserver l'articulation du genou. La longueur idéale est le tiers moyen de jambe (12 à 15 cm de tibia depuis l'interligne du genou), qui donne un excellent bras de levier (maintien du couple quadriceps-ischio-jambier efficace) et un moignon le plus souvent bien étoffé au niveau duquel une myoplastie aura pu être réalisée.

Pour ces amputations trans-tibiales, plusieurs gestes doivent être effectués avec beaucoup d'attention :

- la résection de la face antéro-inférieure du tibia –avec un angle de 35°- est indispensable afin d'éviter un conflit ostéocutané qui suit une section diaphysaire transversale (cet angle de 35° est appelé angle de Farabeuf),
- la section de la fibule doit se faire au moins 2 cm au-dessus de la section tibiale, pour réduire au maximum les conflits secondaires (effet de « baïonnette » de la fibule sur les parties molles distales),

- il est important de disséquer avec beaucoup d'attention les structures nerveuses et particulièrement le nerf fibulaire commun (n. péronier commun) afin de réduire au maximum la présence de névrome au sein d'un tissu cicatriciel qui entraînerait des douleurs obligeant parfois une réintervention (ce nerf doit être étiré avant sa section de telle sorte que cette zone se retrouve plus haut que la plaie d'amputation, c'est-à-dire en zone saine),
- lorsque l'amputation tibiale est très courte et qu'il ne reste que la tête du péroné, alors la plupart des équipes procède à l'ablation totale de cette tête du péroné afin d'éviter des phénomènes douloureux liés à une luxation postérieure de cette tête restée en place,
- le recouvrement des tranches de section osseuse est également important tout en tentant de bien maîtriser la technique de myoplastie afin d'avoir une extrémité distale de moignon bien étoffée, sans phénomène de « battant de cloche » qui rendrait les chaussages de prothèse plus difficiles et plus douloureux.

Le devenir fonctionnel est avant tout dépendant de l'étiologie de l'amputation. Excellent dans les amputations d'origine traumatique, il est dépendant dans les amputations d'origine vasculaire du contexte vasculaire global et notamment de l'état du membre controlatéral. Dans les meilleurs cas, la marche se fait sans canne y compris en terrain inégal, la montée, la descente des escaliers sont possibles, la course, la pratique d'activité sportive et la reprise de la conduite automobile sont possibles.

10.2 LES PROTHÈSES POUR APPAREILLAGE DU MEMBRE INFÉRIEUR

10.2.1 GENERALITES

Les prothèses pour amputés des membres inférieurs ont un double rôle :

- restituer l'intégrité anatomique en se substituant au segment manquant tout en corrigeant certaines déviations anatomiques consécutives au déséquilibre musculaire post-chirurgical,
- rétablir les fonctions de l'appareil locomoteur en position érigée au niveau des équilibres statiques et dynamiques.

Les prothèses doivent posséder plusieurs qualités : mise en place facile (chaussage), confort pour supporter la prothèse toute la journée, sécurité et fiabilité des différents mécanismes. Les changements de position (particulièrement le passage de la station assise à la station debout) doivent être faciles.

La polyvalence de la prothèse doit être recherchée en premier pour les différentes activités de la vie courante (piétinement, marche lente et rapide, activités professionnelles et de loisirs) dans la mesure où, très habituellement, le patient ne possède que deux prothèses, le plus souvent identiques.

Les prothèses actuelles tentent de reproduire, dans les trois plans de l'espace, les différentes fonctions des membres inférieurs : appui, mobilité, amortissement et propulsion.

L'évolution des différents composants prothétiques a permis d'approcher, particulièrement depuis les quinze dernières années, ces quatre fonctions.

Avant de décrire les différents composants des prothèses de membre inférieur, deux notions méritent d'être commentées : d'une part la notion de prothèse provisoire (ou d'entraînement) et de prothèse définitive, et d'autre part les concepts de prothèses endo-squelettiques et exo-squelettiques :

Les prothèses provisoires ou d'entraînement correspondent habituellement aux premières prothèses réalisées au décours de l'amputation, le plus souvent en centre de rééducation (prothèses gonflables, plâtrées). Ces prothèses d'entraînement servent à mieux cerner le choix des différents composants prothétiques, choix qui peut évoluer en fonction de l'évolution fonctionnelle des patients au décours de leur rééducation, en attendant une cicatrisation optimale du moignon et la diminution de son œdème.

Les prothèses définitives (qui n'ont de définitif que le terme !) correspondent habituellement à des prothèses dont les composants ne seront pas très rapidement modifiés chez des amputés à l'état fonctionnel et au moignon relativement stabilisés.

Les prothèses endo-squelettiques comportent des pièces intermédiaires en tube aluminium et adaptateur titane (ce qui rappelle l'aspect du squelette du membre absent), qui permettent des réglages multiples, l'esthétique du segment jambier étant réalisée à l'aide de mousses plus ou moins denses, éventuellement peintes (pour s'adapter le plus possible aux différentes couleurs de peau), recouvrant ainsi les pièces intermédiaires.

Les prothèses exo-squelettiques, à l'inverse des précédentes, possèdent des pièces intermédiaires, qui ont la forme du membre absent, réalisant ainsi en même temps le rôle d'esthétique, mais ne permettant quasiment plus de réglage une fois la prothèse fabriquée. A l'heure actuelle, hormis pour de très rares patients amputés fémoraux de très longue date, le concept exo-squelettique n'est réservé qu'à certaines prothèses tibiales, ce qui procure pour ces amputés : esthétique intéressante, solidité, légèreté et utilisation –moyennant quelques adaptations- dans l'eau comme prothèse de bain.

Toute prothèse de membre inférieur est constituée d'un certain nombre de composants, qui sont les suivants : **emboîtures** et **manchons intermédiaires** en contact avec le moignon d'amputation, **articulations** (de genoux et de hanches), **pieds et chevilles**, et diverses **adjonctions** et éléments de liaisons.

10.2.2 LES EMBOÎTURES

L'emboîture a trois fonctions principales : suspension de la prothèse, appui de celle-ci sur le moignon (transmission des forces au cours de la phase d'appui) et activation de la prothèse par le moignon lors de la marche prothétique. L'emboîture est destinée à recevoir le moignon, soit directement, soit par l'intermédiaire d'un manchon. La qualité de sa conception et de sa réalisation est extrêmement importante pour le résultat fonctionnel : en effet,

l'emboîture doit être confortable, facile à chauffer et avoir une bonne tenue sur le moignon, afin notamment de ne pas la perdre lors de la phase oscillante de la marche.

Actuellement, l'appareillage des amputés fait appel principalement aux emboîtures de « contact total » : ce contact est effectivement total sur l'ensemble du moignon, ce qui augmente la surface d'appui, réduit la pression en chaque point du moignon, et assure une suspension efficace, sans aucun artifice mécanique supplémentaire (sans bretelle de suspension notamment). La globulisation des muscles du moignon renforce l'effet de suspension du contact total. Les formes d'emboîtures seront étudiées en fonction du niveau d'amputation.

Les matériaux font essentiellement appel à des résines acryliques associées à des fibres de carbone, et éventuellement à une emboîture intermédiaire souple (fût thermoplastique transparent, souple). Le fût en bois est plus rarement utilisé car la technique se perd malheureusement, mais il reste efficace dans certains cas. À l'heure actuelle, le cuir avec armature métallique n'est plus que très exceptionnellement utilisé, contrairement à il y a une trentaine d'années.

Le défaut de ces emboîtures est d'avoir une forme relativement approximative par rapport à la morphologie du moignon (et notamment de ses reliefs osseux) et de ne pas pouvoir contrôler les phénomènes de « pompage » ou « pseudarthrose » entre le moignon et l'emboîture, ce qui entraîne inévitablement une accentuation des défauts de marche et un moindre contrôle prothétique.

10.2.3 LES MANCHONS INTERMÉDIAIRES

Depuis plus d'un siècle, les manchons intermédiaires (soft socket) sont utilisés comme interface entre le moignon et l'emboîture dans l'appareillage des amputés de membre inférieur.

Les quatre fonctions principales sont les suivantes :

- Fonction de chaussage, le manchon devant faciliter la mise en place du moignon dans la prothèse.
- Fonction de confort, le manchon devant assurer l'association contact et amortissement du moignon dans l'emboîture, en réduisant les phénomènes douloureux éventuels et en améliorant la tolérance cutané-trophique de ce moignon, sans détérioration vasculaire, tout en préservant au maximum les afférences proprioceptives indispensables au contrôle optimal de la prothèse.
- Fonction de reconfiguration, le manchon ayant alors pour objectif de réaliser un véritable « faux moignon », afin de rendre compatible la forme extérieure du manchon avec une emboîture de « contact », malgré un moignon dysmorphique.
- Fonction de compensation de la variation des volumes

Deux autres critères de classification interviennent pour les manchons :

- le mode de chaussage du manchon qui s'effectue soit par traction, soit par retournement, en fonction des matériaux et du niveau d'amputation,

- la notion de « contact total » qui est très amélioré entre le moignon et l'emboîture grâce à l'interface représentée par le manchon. Ceci est particulièrement intéressant pour des moignons dysmorphiques et/ou présentant des cicatrices invaginées, voire pathologiques (notamment pour des moignons multigreffés).

Des matériaux très divers sont actuellement utilisés : mousses thermoformables de polyéthylène, silicone, polyuréthane, copolymères.

Depuis une quinzaine d'années, sont disponibles des manchons en gel de silicone-élastomère avec des possibilités d'ancrage terminal distal à l'emboîture. Il est indéniable qu'ils représentent une évolution extrêmement importante de l'appareillage, notamment pour des moignons très courts et/ou pathologiques.

Ces types de manchons en silicone nous permettent un appareillage en « contact total » beaucoup plus précoce, même sur des moignons récemment greffés ou ouverts. Les manchons en gel de polyuréthane (manchons de type « TEC » américains en particulier) améliorent significativement la tolérance cutané-trophique des moignons dysmorphiques. Enfin, des manchons en gel de copolymères sont récemment arrivés en France avec l'inconvénient d'être seulement des manchons de série et non pas sur mesures, mais permettant de proposer une solution alternative pour l'appareillage de moignons difficiles. Ces derniers manchons (gel de silicone-élastomère, gel de polyuréthane, gel de copolymères) ont une résistance mécanique limitée dans le temps et sont généralement onéreux.

10.2.4 LES PIEDS PROTHÉTIQUES

Le pied prothétique constitue la pièce terminale de toute prothèse de membre inférieur assurant le contact au sol.

De nombreux pieds prothétiques existent actuellement et ont, eux aussi, profité des évolutions technologiques. Nous en distinguerons quatre principaux :

10.2.4.1 Le pied SACH (solid ankle cushion heel)

ou « pied à récurvation plantaire avec coin talonnier de souplesse variable », concept ancien, mais encore très utilisé, en dehors d'amputés jeunes et sportifs. En effet, il est composé d'une âme en bois sertie dans une matière plastique avec une partie talonnière comportant un coin souple. L'ensemble assure une certaine souplesse, qui toutefois est préjudiciable aux appuis sur l'avant-pied prothétique entraînant alors un effondrement de celui-ci.

10.2.4.2 Pieds articulés monocentriques.

L'axe articulaire de ces pieds étant frontal et horizontal, les seuls mouvements autorisés sont ceux de flexion et d'extension. Leur intérêt réside en un amortissement intéressant lors de l'attaque du talon prothétique au sol, assurant alors une meilleure extension du genou et donc une meilleure stabilité de celui-ci lors de la phase d'appui. Toutefois, ne possédant pas d'âme rigide prolongée en avant, l'appui prolongé sur la moitié antérieure du pied prothétique est relativement peu stable.

10.2.4.3 Pieds articulés polycentriques.

En sus des mouvements de flexion et d'extension, ces pieds associent des mouvements de pronation – supination, voire même des mouvements de « circumduction ». Ils peuvent être intéressants lors de la marche en terrain varié, afin de s'adapter à la configuration du sol (notamment au relief présenté par des cailloux), ce qui assure un meilleur confort lors de la marche prothétique.

10.2.4.4 Les pieds dits « propulsifs » (à restitution d'énergie)

Ils sont constitués de matériaux composites avec fibres de carbone, la disposition, la longueur et la largeur des lames en carbone permettant une restitution d'énergie lors du pas prothétique postérieur (l'énergie absorbée initialement lors de l'attaque du talon au sol est restituée en fin de phase d'appui).

La généralisation et, surtout, la possibilité de prise en charge de ces pieds ont permis d'améliorer –notamment pour les amputés traumatiques- confort, vitesse de marche, fatigabilité.

Certaines réinsertions professionnelles ont pu être finalisées grâce à ce type de pied qui permet notamment une meilleure sécurité lors de la montée des escaliers, l'utilisation d'échelle, la marche en terrain varié, les prises d'appui lors de port de charges ... Ces pieds permettent la marche rapide et même la course, ainsi qu'un certain nombre d'activités de loisirs.

Il existe différentes catégories de pieds propulsifs en fonction de leurs performances mécaniques. Leur prescription dépend du périmètre et de la vitesse de marche, de l'activité et du poids du patient.

10.2.5 LES ARTICULATIONS

Les articulations des prothèses de membre inférieur concernent les genoux prothétiques et les pièces de hanche :

Les pièces de hanche (désarticulations de hanche et les hémipelvectomies partielles ou totales).

Il s'agit d'une articulation à axe simple qui est directement fixée sur la partie inférieure et à l'avant de la coque pelvienne (emboîture) avec un principe d'alignement très particulier, qui est décrit dans « la prothèse canadienne ». La stabilité de cette articulation libre (couplée à l'articulation de genou libre) est obtenue par son antériorisation par rapport à la ligne de charge, le genou se situant en arrière de la ligne de charge. Cette pièce de hanche possède une butée d'extension pour la mise en charge et seuls quelques modèles existent, différents les uns des autres par des possibilités de réglage et, surtout, de réduction maximale d'encombrement de telle sorte qu'il n'existe pas de surépaisseur à la partie inférieure de la coque pour améliorer la station assise.

10.2.5.1 Les genoux prothétiques

Les genoux prothétiques doivent répondre à deux impératifs principaux parfois contradictoires : sécurité et mobilité. Ces deux impératifs dépendent certes des caractéristiques propres au genou prothétique lui-même, mais également de l'ensemble de la prothèse (couple emboîture-genou-pied) avec un alignement général statique mais surtout dynamique très spécifique).

La sécurité correspond en fait aux fonctions de stabilité et de verrouillage lors de la phase d'appui du membre appareillé. La mobilité correspond aux mouvements de flexion-extension du genou intégrés dans la cinésiologie globale du corps humain, lors de la phase oscillante prothétique.

Plusieurs autres critères interviennent dans le choix du genou prothétique : l'esthétique, la solidité, le prix et le confort, qui lui-même dépend de nombreux facteurs (amortissement des contraintes dues à la réaction du sol sur le pied prothétique et transmise au moignon, esthétique du mouvement global de l'ensemble du corps, aspects biomécaniques et énergétiques, poids de la prothèse).

Les dix dernières années ont été marquées par une évolution (véritable révolution même) des genoux prothétiques, évolution améliorant de façon tout à fait significative les possibilités de contrôle du genou tant dans la phase pendulaire que dans la phase d'appui... au prix d'une certaine complexité et fragilité parfois.

Six critères principaux permettent de classer les différents genoux prothétiques : le nombre d'axes articulaires, la liberté des mouvements, la présence ou l'absence de verrous facultatifs, le contrôle de la phase d'appui, le contrôle de la phase pendulaire, le contrôle de pied.

L'articulation est-elle monocentrique ou polycentrique ?

Les genoux polycentriques ou « physiologiques » associent un mouvement de flexion et un mouvement de glissement en avant du segment supérieur « condylien » par rapport au segment inférieur « tibial ». La majorité de ces genoux actuellement utilisés sont à quatre axes et ont l'avantage de présenter une importante stabilité en extension, stabilité néanmoins adaptable à l'activité et aux possibilités de contrôle actif par l'amputé grâce à

différents réglages. Ils permettent également un effacement important de l'ensemble du mécanisme en position assise, ce qui est particulièrement intéressant pour des moignons fémoraux très longs.

Liberté des mouvements

Les genoux monocentriques disposent d'un seul axe articulaire. Ils présentent une moindre stabilité en extension que les genoux polycentriques, mais en revanche la vitesse angulaire du mouvement de flexion-extension est souvent plus rapide.

Le genou est-il libre ou à verrou ?

Un genou à verrou possède un mécanisme qui permet de bloquer automatiquement le système articulaire lors du passage en extension, en position debout, afin d'obtenir une stabilité exemplaire lors de la phase d'appui, sans risque de dérobage du membre appareillé. Toutefois, cela oblige l'amputé à marcher avec un fauchage souvent important en y associant également une élévation de l'hémibassin homolatéral lors de la phase prothétique oscillante.

Le principe d'un verrou facultatif est de comporter un système qui permet de ne verrouiller le genou en extension que sur commande volontaire (par exemple lors d'une marche en terrain très accidenté ou pour certains travaux d'agriculture).

Contrôle de la phase d'appui

Deux principes très différents de contrôle de la phase d'appui sont à individualiser : le principe du frein stabilisateur et les dispositifs multi-axiaux d'amortissement apparus il y a quelques années. Le principe du frein stabilisateur vise à bloquer (ou le plus souvent à freiner) le genou prothétique pendant la phase d'appui lorsque celui-ci est en extension et même lors d'une légère flexion.

Les dispositifs multi-axiaux d'amortissement à l'attaque du talon au sol sont d'apparition récente. Ces dispositifs sont montés sur des genoux polycentriques à quatre axes, qui possèdent en sus un ou plusieurs axes permettant une flexion limitée de l'ensemble du genou à la phase d'appui entraînant de ce fait une parfaite stabilité -sans déverrouillage- notamment pour la marche sur pente descendante ou lors de réception de sauts.

Ces genoux, relativement fragiles, représentent toutefois un progrès indéniable alliant la sécurité au confort.

Contrôle de la phase pendulaire

Les mécanismes de contrôle de la phase pendulaire ont évolué de façon spectaculaire et nous retiendrons les assistances pneumatiques et hydrauliques, les assistances pneumatiques ayant l'avantage de conférer une souplesse exemplaire et une sécurité significative sur les genoux polycentriques, alors que les systèmes hydrauliques sont beaucoup plus indiqués pour des patients très actifs.

L'évolution très récente des contrôles de la phase pendulaire est représentée par les systèmes de pilotage électronique (C-leg), qui permettent un réglage automatique des valves de contrôle des mécanismes hydrauliques ou pneumatiques, afin de s'adapter au mieux aux variations des cadences de marche.

Contrôle du pied

Certains genoux possédaient un mécanisme de contrôle de pied, c'est-à-dire de mouvements synergiques genou-cheville, qui permettaient une flexion dorsale du pied prothétique en fonction de la flexion du genou prothétique afin de réaliser un raccourcissement « artificiel » de l'ensemble du membre appareillé lors de la phase oscillante pour réduire le risque d'accrochage du pied prothétique sur le sol, surtout lors de la marche sur terrain accidenté.

En fait, il n'existe plus qu'un seul type de genou permettant ce contrôle : il s'agit du genou « hydracadence » développé il y a plus de 30 ans aux U.S.A. Il s'agit d'un genou à articulation mono-axiale avec un contrôle hydraulique de la phase pendulaire et un contrôle de pied également hydraulique.

Au total, il existe de très nombreux genoux prothétiques, dont les concepts se résument aux critères principaux énoncés plus haut.

Plus le genou est sophistiqué, plus il est fragile, mais en revanche, il est certain que l'association d'un contrôle de la phase pendulaire (pneumatique ou hydraulique) à un contrôle de phase d'appui (mécanique ou hydraulique avec au mieux un pilotage électronique) sont des apports tout à fait positifs pour la réinsertion professionnelle des amputés de membres inférieurs.

10.2.6 LES ADJONCTIONS

Sous le terme d'adjonction, nous envisagerons des pièces intermédiaires prothétiques complémentaires de celles décrites jusqu'alors.

Il s'agit du rotateur axial (ou articulation de rotation fémorale) et des amortisseurs axiaux :

- le rotateur axial est situé au-dessus du genou prothétique juste en dessous de l'emboîture. Il permet une rotation du segment jambier du genou par un système mécanique, ce qui a l'énorme avantage de faciliter l'habillage, le chaussage, mais également le positionnement de la prothèse pour la conduite automobile. Enfin, en fonction des coutumes, ce système permet de maintenir une position assise par terre jambes croisées.
- l'amortisseur axial : il s'agit d'un système monté sur le segment jambier (uniquement sur des prothèses endo-squelettiques) entre le genou prothétique et le pied. Ce système permet d'amortir les chocs engendrés lors de l'attaque du talon au sol et lors de sauts. Il peut être couplé à un système de torsion qui réduit les contraintes du moignon dans l'emboîture lors des piétinements et mouvements de torsion du pelvis et du tronc sur place, en appui.

Exemples de prothèses type en fonction du niveau d'amputation

10.2.6.1 Désarticulation de hanche

Prothèse « canadienne » endo-squelettique avec emboîture « coque » pelvienne de « contact » sur moulage, articulation de hanche libre, genou libre polycentrique à contrôle pneumatique de la phase pendulaire, pied articulé à réglages antéro-postérieurs.

10.2.6.2 Amputation trans-fémorale

Prothèse endo-squelettique avec emboîture « de contact » sur moulage, à ischion intégré, genou libre polycentrique à contrôle hydraulique de la phase pendulaire, pied articulé à réglages antéro-postérieurs.

Variantes et adjonctions : Manchon intermédiaire en silicone, Rotateur axial, Amortisseur de chocs, Genoux à pilotage électronique, Pieds propulsifs.

10.2.6.3 Amputation trans-tibiale

Prothèse endo-squelettique avec emboîture « de contact » sur moulage, pied articulé à réglages antéro-postérieurs.

Variantes et adjonctions : Manchon intermédiaire en silicone, Amortisseur de chocs, Pieds propulsifs.

10.3 PRISE EN CHARGE FINANCIÈRE DES PROTHÈSES

Avant de prescrire une prothèse de membre inférieur, il faut parfaitement préciser les objectifs fonctionnels du patient en considérant l'aspect financier de l'appareillage. D'une part les coûts de la prothèse varient beaucoup selon les pièces utilisées (de CHF 4000.- à 9000.- pour un Burgess loco classico, de CHF 6500.- à plus de 30000.- pour une amputation de cuisse munie d'un genou intelligent C-leg), et d'autre part la prise en charge financière de la prothèse varie selon la loi en vigueur. Cela est particulièrement important en LAMal pour le patient retraité qui devra participer après concurrence de la franchise pour 10 % des coûts de son appareillage.

Les conditions selon les lois sont les suivantes :

LAA

Prise en charge intégrale de 2 prothèses tous les 5 ans par l'assurance accident concernée (attention il faut justifier la prescription, et se rappeler que certains éléments ne sont pas remboursés, ex : C-leg)

LAMal < 65 ans

Maladie ou accident pour les patients de moins de 65 ans

Prise en charge par l'AI, aux mêmes conditions qu'en LAA (2 prothèses tous les 5 ans)

Cette prise en charge se prolonge au-delà de 65 ans.

LAMal > 65 ans

Frais ambulatoires à la charge de l'assurance maladie obligatoire

10 % de participation du patient en plus de la franchise annuelle
L'assurance maladie demande parfois le refus de l'AI

< 20 ans

Maladie ou accident, en général à la charge de l'AI (LAI)

Si refus de l'AI, c'est la LAMal qui fait foi.



11 LE FAUTEUIL ROULANT

Thomas Ruepp

11.1 LE FAUTEUIL ROULANT

Le fauteuil roulant est un accessoire qui sert à mobiliser des personnes handicapées. On peut le trouver sous différentes désignations telles que chaise roulante, fauteuil de malade, aide à la mobilité etc. Sa désignation actuelle est fauteuil roulant. Pour le faire avancer, le fauteuil roulant peut être mû par le conducteur lui-même, en mettant en action sa propre force. Ceci se fait par le biais des mains courantes montées sur les grandes roues. Dans le cas d'une propulsion externe (fauteuil roulant électrique), l'entraînement est commandé au moyen d'un dispositif de commande tel qu'un manche à balai (joystick) qui contrôle un moteur électrique. Le fauteuil roulant peut aussi être poussé par une troisième personne. La structure du fauteuil roulant comprend un châssis, des roues et un siège. Le châssis est généralement un système de châssis tubulaire en acier ou une structure légère en tubes d'aluminium. La structure du fauteuil peut utiliser aussi des pièces en matériau synthétique telles que des composites de carbone et des alliages métalliques spéciaux, par exemple à base de titane et d'aluminium, afin de concilier une stabilité et une solidité accrues avec un poids réduit.

Le fauteuil roulant peut se replier dans le sens de la largeur (fauteuil roulant pliant) ou, lorsque le châssis est fixe, le dossier peut se rabattre. En règle générale, la disposition des roues est telle que les grandes roues sont montées à l'arrière et les petites à l'avant avec une chape pivotante. Le poids est réparti à 60 % sur les roues arrière et 40 % sur les roues avant dans un fauteuil standard roulant, à 90 % et 10 % dans le cas d'un fauteuil roulant actif pour conducteurs autonomes. Par conséquent, les roues avant n'ont qu'une fonction d'appui, à l'instar de la roue avant d'atterrissage d'un avion. Les propriétés de roulement d'un fauteuil roulant dépendent exclusivement de la position des roues par rapport au centre de gravité du corps de la personne assise. Plus l'empattement des roues avant et arrière est réduit, plus le fauteuil roulant est maniable. Plus le poids du corps se trouve au-dessus de la roue arrière, plus le fauteuil roulant roule (et manœuvre) facilement. Le poids propre du fauteuil roulant n'a qu'une incidence mineure sur ses propriétés de roulement. C'est plutôt la rigidité de son châssis qui est déterminante pour minimiser la résistance des roues sur le sol en assurant la stabilité des essieux. Contrairement au châssis rigide, le châssis pliant présente un certain jeu qui se traduit d'emblée par une légère instabilité. Le choix des roues est fonction des exigences environnementales et des dimensions du corps de châssis. La roue arrière a généralement un diamètre de 22 à 26 pouces, la roue avant de 7 à 4 pouces selon les besoins.

La disposition des roues est également fonction de la stabilité nécessaire.

Le siège est équipé en standard d'une assise et d'un dossier en toile tendue. Il peut être capitonné ou non, voire muni de coussins. Les accoudoirs de même que les repose-jambes font partie de l'équipement de base d'un fauteuil roulant et donc du système d'assise proprement dit.

En option, le fauteuil roulant peut aussi incorporer des calages orthopédiques dans l'assise et le dossier, ainsi que des coques de maintien en position assise, lorsque les sièges standard ne suffisent pas à positionner le corps de manière stable et (correctement) axée dans le fauteuil roulant.

Le fauteuil roulant est un accessoire fabriqué industriellement. La fabrication se fait en petites séries de 100 à 1000 unités par campagne de production. Les services professionnels et compétents que propose le technicien orthopédiste permettent de choisir parmi le large éventail des fauteuils roulants existants le modèle fonctionnellement le mieux adapté et le plus propre à répondre aux attentes et ensuite de l'optimiser davantage par des ajustements adéquats. Les grandeurs pertinentes sont la taille de la personne, la largeur d'assise, la profondeur d'assise, la longueur du bas de la jambe, la hauteur des coudes et la hauteur du dos, ainsi que les angles possibles des hanches, des genoux et des pieds et la posture du haut du corps.

Si l'orthopédie clinique s'occupe la plupart du temps des équipements complexes, les équipements simples sont souvent pris en charge par les vendeurs de fauteuils roulants. La clientèle des fauteuils roulants va des patients gériatriques présentant des handicaps nécessitant une hospitalisation aux paraplégiques présentant uniquement une atteinte des membres inférieurs et aux tétraplégiques lourdement handicapés avec parésie cérébrale ou lésion crânio-cérébrale, avec toutes les séquelles neurologiques imaginables et donc une instabilité de la totalité ou d'une partie de l'appareil locomoteur.

En cas de handicap lourd, l'adaptation du fauteuil roulant se double généralement d'aides orthopédiques pour guider le corps. En pareil cas, on parle d'un équipement ortho-réa (orthopédie - réadaptation). Ces équipements exigent la collaboration d'une équipe composée d'un médecin (orthopédiste), de thérapeutes, de soigneurs ou des parents, d'un technicien orthopédiste et bien entendu du patient afin de garantir le bon rapport prix / performances de l'équipement.

Pour classer la multitude des fauteuils roulants possibles, des groupes ont été définis à partir de la construction du fauteuil roulant, en fonction des propriétés et des fonctions.

Les types de fauteuils roulants

Les fauteuils roulants se répartissent en différents types :

- Le fauteuil roulant standard
- Le fauteuil roulant modulaire
- Le fauteuil roulant actif
- Le fauteuil roulant spécial
- Le fauteuil roulant électrique
- La propulsion électrique pour fauteuil roulant manuel
- Le fauteuil roulant de sport

11.2 LE FAUTEUIL ROULANT STANDARD

Le fauteuil roulant standard est un fauteuil roulant comportant des accoudoirs et des repose-jambes fixes ou amovibles. Les garnitures du dossier et de l'assise sont en tissu ou en similicuir et rabattables. Le châssis est réalisé en tube d'acier ou d'aluminium et pliable en largeur. Les poignées de poussée et les embouts sont standardisés. Les roues ont une seule boîte d'essieu. Le fauteuil roulant est équipé en standard d'une paire de freins d'immobilisation qui agissent directement sur les pneus. En option, il peut être équipé d'une paire de freins pour accompagnateur qui agissent sur des tambours de freinage et facilitent notamment le maniement sur terrain accidenté. La répartition du poids est de 60 % sur les roues arrière et 40 % sur les roues avant.

Application / Utilisation :

Ce type de fauteuil roulant est principalement utilisé dans les institutions et il est destiné aux personnes dont le handicap est purement moteur. Des exemples typiques sont les équipements gériatriques, post-opératoires et transitoires. Le fauteuil roulant standard peut être utilisé aussi bien à domicile qu'à l'extérieur.



Fauteuil roulant standard spécial repliable



Fauteuil roulant standard



Fauteuil roulant pour jeunes enfants

11.3 LE FAUTEUIL ROULANT MODULAIRE

Le fauteuil roulant modulaire est le plus utilisé. Il se distingue du fauteuil roulant standard par le fait qu'il possède plusieurs boîtes d'essieux afin de pouvoir monter les roues vers le haut, le bas, l'avant ou l'arrière et ajuster ainsi la position d'assise voulue. C'est également le modèle le plus polyvalent grâce au vaste choix d'éléments modulaires tels que des accoudoirs courts, longs et réglables en hauteur, ou des repose-jambes repliables. Les garnitures du dossier et de l'assise sont en tissu ou en similicuir et rabattables. Le châssis est réalisé en tube d'acier ou d'aluminium et pliable en largeur. Poignées de poussée et embouts sont également prévus en standard. Le fauteuil roulant modulaire est doté d'une paire de freins d'immobilisation qui agissent directement sur les pneus. En option, il peut être équipé d'une paire de freins pour accompagnateur qui agissent sur des tambours de freinage afin de faciliter le maniement sur terrain accidenté. Les nombreux accessoires modulaires permettent un équipement en fonction des objectifs les plus divers, d'où le nom de fauteuil roulant modulaire. Des cales d'assise ou également des coques d'assise peuvent être intégrées comme siège dans le fauteuil roulant. Le réglage de la position des roues par rapport au centre de gravité du corps assis permet d'influer sur les propriétés de roulement ainsi que sur la stabilité au basculement.

Application / Utilisation :

Ce type de fauteuil roulant couvre toute la gamme des équipements médicaux nécessaires. Les matériaux modernes impliquent des coûts plus élevés mais, en contrepartie, ils permettent de réduire le poids et par suite d'optimiser l'équipement.



Fauteuil roulant modulaire



Fauteuil roulant modulaire Etac Cross

11.4 LE FAUTEUIL ROULANT ACTIF

Le fauteuil roulant actif est conçu pour le conducteur autonome. Sa structure se caractérise par une construction simple avec un petit nombre de composants afin d'optimiser le poids, les propriétés de roulement et le maniement. Avec ce type de fauteuil roulant, le plaisir d'expérimenter est au maximum de ce que le marché exige. Design et confort sont ici au premier rang. Sa caractéristique de construction est un châssis pliant ou rigide, avec des repose-jambes intégrés dans le châssis d'une manière très simple. Le dossier laisse le haut du corps libre et il monte jusqu'à la hauteur de la colonne vertébrale lombaire. En général, il n'est pas prévu de poignées de poussée pour un accompagnateur. Les roues peuvent être réglées avec un carrossage négatif (plus large en bas ; dans l'axe des bras) et de nombreuses variantes de positionnement des roues. Le siège peut se régler séparément vers l'avant, l'arrière, le haut ou le bas par l'intermédiaire du châssis. En général, la charge est de 90 % sur les roues arrière et jusqu'à 10 % sur les roues avant, ce qui fait que ce fauteuil roulant est extrêmement instable au basculement. Par contre, il est d'autant plus maniable.

Application / Utilisation :

Le conducteur du fauteuil roulant doit également maîtriser l'équilibre. Le conducteur d'un fauteuil roulant actif doit maîtriser le contrôle de son tronc (comme c'est typiquement le cas chez les paraplégiques). Ce fauteuil permet également de franchir des obstacles, par exemple des marches, sur les roues arrière.



Fauteuil roulant actif Kuschall **Champion**



Pro Activ Speedy F4

11.5 LE FAUTEUIL ROULANT SPÉCIAL

Le fauteuil roulant spécial répond aux besoins en équipement les plus divers et il peut servir de fauteuil de soins et de fauteuil roulant pour les coques d'assise. Il se caractérise par sa sécurité au basculement et par le confort de son assise. Les propriétés de roulement sont moins importantes qu'un poids minimal. Ce sont la position du siège et le calage anatomique qui sont au premier plan. L'assise et le dossier peuvent être basculants. L'angle de basculement est d'environ 30 à 45° pour l'inclinaison de l'assise et de 90° pour le dossier. Les repose-jambes peuvent pivoter afin de permettre à la personne de s'allonger dans le fauteuil. Des coussins d'assise et dorsaux sont intégrés en standard, ainsi qu'un appuie-tête. Les accoudoirs sont longs et réglables en hauteur. La version pour coque d'assise dispose de mécanismes de basculement et d'accessoires tels que des accoudoirs, des repose-jambes et un appuie-tête fixés sur la coque d'assise.

Application / Utilisation :

Les destinataires de cet équipement sont les personnes les plus lourdement handicapées. Par conséquent, des agencements orthopédiques sont toujours nécessaires dans ce cas.



Fauteuil roulant spécial avec coque d'assise orthopédique

11.6 LE FAUTEUIL ROULANT DE SOINS

Le fauteuil roulant de soins s'utilise généralement dans les établissements institutionnels, qui disposent des infrastructures nécessaires ainsi que d'un espace adéquat. Le fauteuil roulant de soins est équipé de coussins et de réglages des positions de la tête, du dos, des hanches, des genoux et des pieds. Le châssis est rigide et transportable uniquement d'un seul tenant, il ne peut pas se plier. Tous les composants sont standardisés et non fabriqués individuellement.

Application / Utilisation :

Le fauteuil roulant de soins permet les équipements les plus divers, en particulier pour le secteur des soins dans les foyers de personnes âgées, et il offre une solution économique.



Fauteuil roulant de soins



11.7 LE FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE

Au contraire du fauteuil roulant manuel, le fauteuil roulant électrique est mû par une énergie extérieure au moyen de moteurs (alimentés par des batteries). Toutes les fonctions d'un fauteuil roulant électrique (à l'exception d'un scooter) sont commandées par le biais d'un organe de manœuvre tel qu'un joystick. Pour les handicaps qui s'accompagnent d'une faible force des doigts, il existe des commandes spéciales qui peuvent être actionnées par le menton ou l'appuie-tête ou des commandes de type aspiration/soufflage par la bouche, ou encore des commandes par la langue. Des commandes spéciales telles que le maniement du téléphone et d'un ordinateur à domicile peuvent aussi être intégrées dans la commande. Des circuits électroniques transmettent les impulsions de commande aux moteurs électriques. Ils pilotent également le régime énergétique des batteries. L'autonomie d'un fauteuil roulant électrique est de 15 à 60 km. Les batteries de traction sont non pas de petites batteries de démarrage mais au contraire des batteries de traction spéciales, similaires à celles qui équipent les véhicules électriques. Différents types de fauteuils roulants électriques sont énumérés ici.



Fauteuil roulant électrique standard pour enfant

11.8 FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE D'INTÉRIEUR

Le fauteuil roulant électrique d'intérieur est conçu avec une faible largeur, sa source d'énergie est limitée (autonomie d'environ 15 km) et il n'est pas homologué pour circuler sur la voie publique (éclairage). C'est un fauteuil roulant standard ou modulaire, ou un fauteuil similaire, avec des moteurs sur les moyeux de roues, il est pliable, simple, lent (6 km/h maxi) et il peut également être équipé de sièges spéciaux.

Il convient moins bien pour les personnes très lourdement handicapées mais, dans un espace de vie où les distances sont réduites, il peut constituer une solution grâce à sa faible masse et être équipé en conséquence.

Application / Utilisation

Il convient moins bien pour les personnes très lourdement handicapées mais, dans un espace de vie où les distances sont réduites, il peut constituer une solution grâce à sa faible masse et être équipé en conséquence.



Fauteuil roulant électrique
Otto Bock B600



Fauteuil roulant électrique
.....



Fauteuil roulant électrique
spécial avec fonction debout

11.9 FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE MIXTE INTÉRIEUR/EXTÉRIEUR

Fauteuil roulant électrique mixte intérieur/extérieur

Le fauteuil roulant électrique mixte est l'appareil polyvalent pour tous les types d'équipement avec et sans calages et coques d'assise. Il comprend généralement un châssis rigide, son éclairage lui permet de circuler sur la voie publique, il possède un entraînement par les roues arrière avec des roues d'environ 16 pouces et il atteint une vitesse de 10 km/h. Sa construction est robuste et il est doté de toutes les options telles que basculement de l'assise et du dossier. Le fauteuil roulant électrique mixte existe également en version fauteuil roulant debout avec fonction debout et couchée, ainsi qu'avec élévateur

Application / Utilisation

C'est un fauteuil polyvalent qui peut être utilisé en intérieur comme en extérieur grâce à sa masse moyenne et qui convient donc en particulier pour les personnes présentant des handicaps physiques sévères.

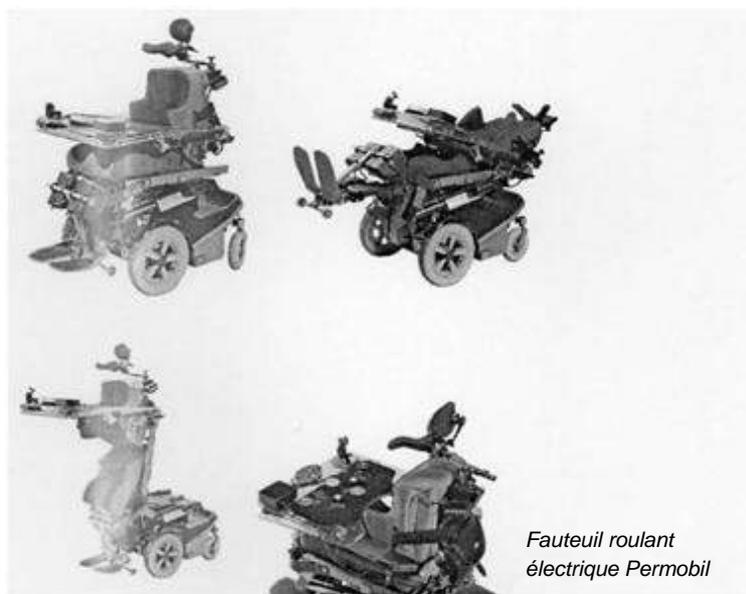


11.10 FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE MIXTE À COMMANDE SPÉCIALE

Les équipements destinés aux personnes lourdement handicapées avec mobilité sont d'une part très complexes. Ils nécessitent en outre un savoir-faire particulier concernant les commandes à microprocesseurs qui pilotent les manœuvres et les interfaces, tant dans le domaine de la commande du fauteuil roulant que des appareils présents dans le cadre de vie tels que téléphone, téléviseur, ordinateur, éclairage et ouverture des portes. Ce qui suit

est un exemple d'un fauteuil roulant électrique avec fonction couchée et debout, équipé de touches à impulsions pour la transmission des commandes.

11.11 FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE POUR CIRCULER SUR LA VOIE PUBLIQUE



Le fauteuil roulant électrique pour circuler sur la voie publique est fabriqué exclusivement pour la route et il est pratiquement inutilisable en intérieur. Ses roues motrices sont montées à l'avant, ce qui permet un sens de marche plus stable et une plus grande sécurité dans les montées et les descentes. Son autonomie va de 45 à 60 km à la vitesse de 10 km/h.

Application / Utilisation

Pour les personnes à mobilité réduite qui s'en sortent à pied à leur domicile mais qui ont besoin d'une aide à la mobilité pour les parcours en ville et à la campagne à partir d'une centaine de mètres.



Fauteuil roulant électrique pour circuler sur la voie publique

11.12 SCOOTER

Le scooter est un véhicule électrique simple équipé d'une roue de direction. Il existe en version à trois et quatre roues. L'entraînement se fait par l'intermédiaire des deux roues arrière. Le scooter est plus particulièrement destiné aux seniors afin de leur permettre des parcours longs. Sa vitesse atteint 10 km/h et son autonomie est d'environ 40 km. Le scooter est plus économique que le fauteuil roulant électrique car la conception technique est beaucoup plus simple et les quantités fabriquées dans le monde entier sont significativement plus importantes.

Application / Utilisation

La condition est l'aptitude à piloter un cycle car les personnes âgées sont précisément mal à l'aise avec l'utilisation d'un joystick. C'est une aide à la mobilité pour les personnes à mobilité réduite qui font face seules à leur quotidien, mais aussi pour les seniors dans un rayon d'action proche en ville.



11.13 MOTORISATION DE FAUTEUILS ROULANTS

Selon leur fonction, la propulsion électrique des fauteuils roulants manuels est une bonne alternative. Il s'agit de motorisations indépendantes qui sont couplées au fauteuil roulant manuel. Commande active et commande passive sont possibles ici.

- Propulsion électrique : roues à moteur électrique
- Propulsion électrique : moteurs auxiliaires commandés par les mains courantes
- Appareil de poussée électrique
- Appareil de traction électrique



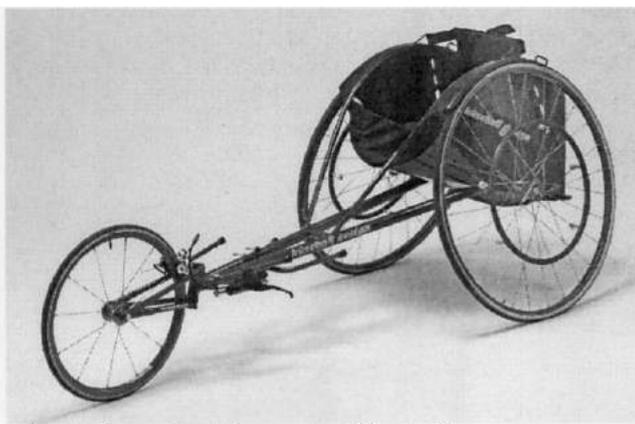
Appareil de traction électrique "SWISSTRAC"

11.14 FAUTEUIL ROULANT DE SPORT

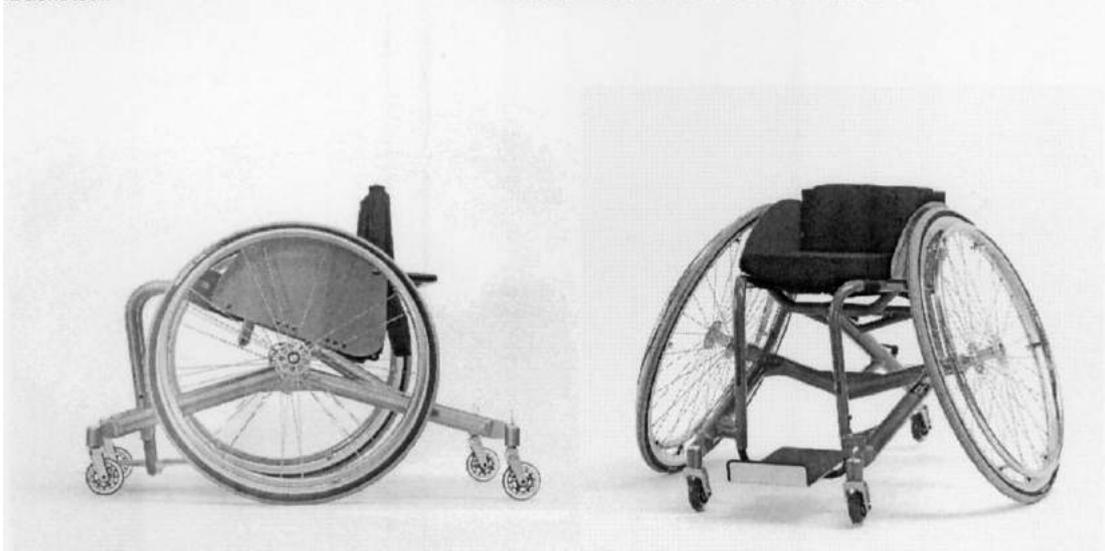
Le fauteuil roulant de sport est souvent impossible à trouver en fabrication standard. Des constructions spéciales sont développées pour le sport concerné et fabriquées par des sociétés spécialisées. Les constructions sont en partie similaires au fauteuil roulant actif.



Basketball

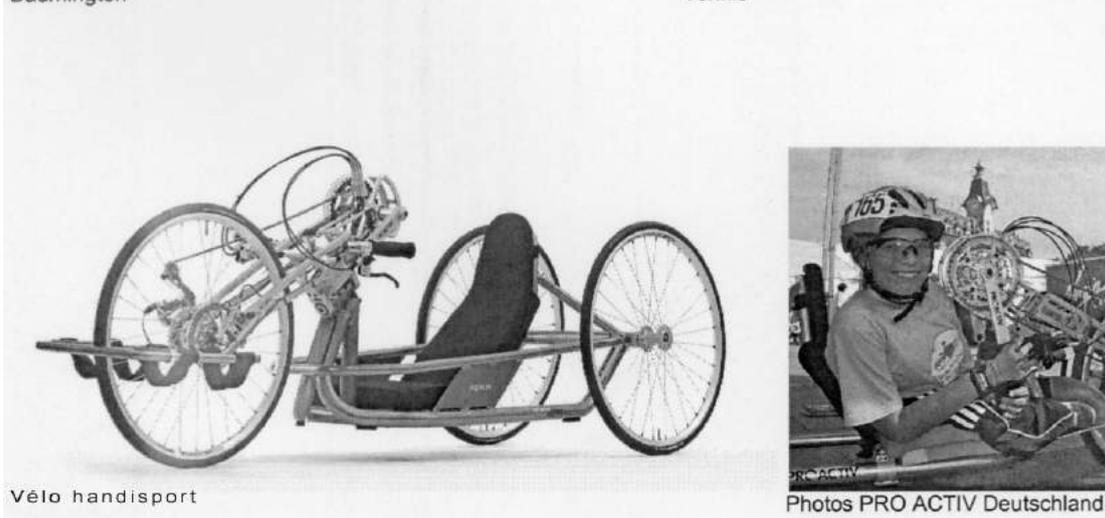


Fauteuil roulant de course Küschall



Badminton

Tennis



Vélo handisport



Photos PRO ACTIV Deutschland

11.15 CONCLUSION

Le fauteuil roulant doit être vu comme un auxiliaire orthopédique. Il doit être adapté au même titre qu'une prothèse. Statique, dynamique et ergonomie ont également un rôle essentiel ici afin de permettre des équipements durables et économiquement viables. Un ensemble de compétences professionnelles réunies au sein d'une équipe garantit un équipement optimal.



12 ORTHÈSES DE LA MAIN

Jacques Isoz, Urs Wanner

12.1 FONCTION DE LA MAIN

La main est l'organe le plus complexe de l'appareil moteur

La main n'est pas seulement outil de préhension, la main est un organe de sens qui a la faculté d'être éloigné de la tête contrairement aux 4 autres (ouïe, odorat, goût, vue).

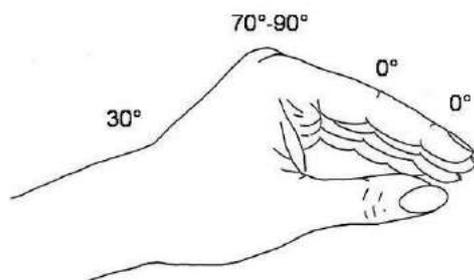
De plus, on n'a pas besoin d'être en Italie pour savoir que la main est un moyen de communication verbal ou non verbal – on se sert de la main, on se fait un signe de la main, on se caresse avec la main, on peut montrer sa colère avec le poing.

La main est un organe d'important et chaque lésion peut être ressentie de manière psychologique extrêmement forte.

Par conséquent, il n'y a donc pas de petite lésion de la main. Lors d'une atteinte, s'il est nécessaire d'immobiliser la main, il faut toujours :

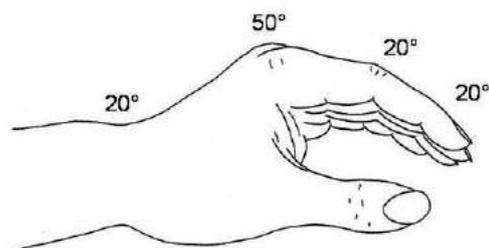
- le moins de segments possibles
- le moins longtemps possible

et dans la mesure du possible respecter les positions de fonction **intrinsèque plus** :



Poignet 20°-30° d'extension
 Art. métacarpo-phalangienne 70°-90° de flexion
 IPP IPD 0
 Pouce en opposition

Existe également ce que l'on appelle la **position de repos** :



soit dans un pansement type « Moberg »
 soit pour des orthèses de repos des rhumatisants

Poignet 20° d'extension
 Art. métacarpo-phalangienne 40°- 50° de flexion
 IPP IPD 20°-30° de flexion
 Pouce en semi-opposition

Comme pour toutes règles, il existe des exceptions où l'on peut, par exemple, mettre le pouce en position « auto-stop » pour détente des tendons extenseurs ou pour une tendinite de type de Quervain.

12.2 OBJECTIFS DE L'APPLICATION D'UNE ORTHÈSE

12.2.1 STATIQUE

- positionnement
- protection, support, immobilisation
- correction de déformations
- une base d'attache d'aides techniques
- une base d'attache d'éléments dynamiques

12.2.2 DYNAMIQUE :

- étirage progressif de contractures pour augmenter l'amplitude
- suppléance de la perte totale ou partielle de force musculaire
- maintien des gains d'une intervention chirurgicale

Pour des motifs d'hygiène, il faut retirer et laver tous les jours les orthèses qui sont fabriquées à partir de matériau thermoplastique. On utilise les orthèses thermoformables en principe lorsque l'on peut les enlever pour des soins d'hygiène au moins une fois par jour. Elles ne sont donc pas utilisables dans des fractures non stables !

Exception : lors d'un mallet finger ou pour des Sarmiento si la fracture est fraîche, mais pour ce faire, il faut une bonne compliance des patients.

Les orthèses faites par les ergothérapeutes sont différentes de celles faites par des techniciens orthopédistes :

Les ergothérapeutes produisent des orthèses générales en matériau thermoplastique qui peuvent être moulées directement sur la peau du patient. Leur utilisation fait donc partie d'un moyen de traitement en évolution.

Si une correction à long terme, c'est-à-dire d'une durée de plusieurs mois, s'impose, on demandera plutôt une orthèse faite par des techniciens orthopédistes, peut-être un peu plus chère, mais de fabrication plus solide et donc beaucoup plus résistante.

13 ORTHÉTIQUE

Reinald Brunner

13.1 GENERALITES

Les orthèses sont des structures posées à l'extérieur du corps qui ont un rôle de mise en forme, de stabilisation et de contrôle fonctionnel. Elles se répartissent d'une part selon les segments corporels concernés et d'autre part selon leur usage. Fondamentalement, toutes les orthèses peuvent être réalisées sous une forme plus élégante et plus agréable pour le patient lorsque toutes les parties qui ne sont pas nécessaires et qui ne sont pas en contact avec le corps sont supprimées. Ceci permet notamment d'améliorer la sudation. Une variante consiste à aménager des ouvertures plus ou moins grandes.

Dans de rares cas, les points de compression sont dus à un formage localement inadapté. Bien plus souvent, la difformité à traiter est insuffisamment corrigée et un évasement de l'orthèse se traduit par une perte de correction supplémentaire. C'est pourquoi il convient, en présence d'un évasement localisé, de contrôler systématiquement la position des segments de membres pris dans l'orthèse et d'améliorer la correction de redressement.

13.2 CLASSEMENT EN FONCTION DE L'USAGE

On distingue les orthèses de positionnement et les orthèses fonctionnelles (orthèses destinées à améliorer des fonctions telles que la marche, la station debout etc.).

13.2.1 ORTHÈSES DE POSITIONNEMENT

Les orthèses de positionnement sont utilisées pendant les périodes de repos. Elles répondent à un but précis (par ex. étirement d'une contracture articulaire, prévention d'une récurrence de Ponseti). La forme adaptée est fonction de l'objectif thérapeutique et elle ne convient pas nécessairement aussi pour une application fonctionnelle. L'application est également fonction de l'objectif thérapeutique : lorsqu'il s'agit d'éviter une récurrence et que le patient atteint facilement la position voulue, le port de l'orthèse est peu contraignant et une utilisation prolongée est possible, y compris la nuit. Par contre, si l'orthèse vise à apporter une amélioration (par ex. étirement d'une contracture musculaire), il est nécessaire d'appliquer une tension. Soit cette tension est faible, auquel cas une utilisation prolongée de l'orthèse est également possible, soit elle est élevée. Dans ce cas, l'orthèse est désagréable à porter et elle ne peut être appliquée que sur une courte durée et de préférence en prévoyant une distraction. Dans le principe, toutefois, une application de courte durée mais intense est plus efficace qu'une mise en place de longue durée sans traction notable. Les

travaux de Tardieu, qui font état d'une durée de 8 heures pour l'étirement d'un muscle, ne résistent pas à un examen approfondi de leurs conclusions.

L'utilisation d'une orthèse de positionnement avec un angle inférieur à celui que le patient est capable d'atteindre (par ex. extension postérieure de 10°, orthèse de positionnement à 0°) n'a aucun intérêt. En effet, elle va à l'encontre du but même de la thérapie, à savoir la conservation de la mobilité. C'est pourquoi une telle orthèse de positionnement est bien tolérée car elle ne tire pas et, de ce fait, elle ne provoque aucune sensation désagréable.

13.2.1.1 Orthèses de hanche

Les orthèses de hanche s'utilisent pour centrer les articulations de hanche et pour la maturation en présence de dysplasies acétabulaires. Elles sont indiquées pour les types Graf IIc et D. L'éventail de choix est large. Les différences se situent au niveau de la maniabilité et des préférences locales. En principe, elles doivent être mises en place de manière permanente (y compris dans les situations de soins) jusqu'à ce que l'objectif soit atteint.

Une exception est le harnais de Pavlik. Cette structure constituée de différentes sangles de traction permet également le centrage d'une hanche luxée (Graf III), en contrôlant le gigotement, et la maturation du squelette. Les résultats sont bons mais la mise en place des sangles est compliquée.

En présence de parésies cérébrales, il existe un risque important de luxations de la hanche, notamment en cas de handicap lourd. Pour cette raison, on utilise des orthèses d'abduction (moulages de positionnement sous la forme de cales d'abduction de type corset, d'orthèses SWASH rigides, d'écarteurs de hanche mobiles). Il est fréquent qu'elles soient tolérées seulement après des opérations.

13.2.1.2 Attelles d'extension du genou

Les attelles d'extension du genou servent à l'étirement de Quengel de contractures musculaires et articulaires, en règle générale dans un but d'extension. La pratique montre que :



- environ 15 à 20° d'effet d'extension sont perdus à cause de la compression des parties molles, surtout de la cuisse, raison pour laquelle l'orthèse doit prévoir une hyperextension au-delà de cette cote
- une inclusion du pied comme bras de levier est utile pour contrôler la rotation de l'orthèse
- un prolongement de l'orthèse avec un matériau mou sur les fesses empêche la compression du nerf ischiatique car, dans le cas contraire, le bord proximal de l'orthèse vient en appui sur la cuisse précisément dans la zone de sortie du nerf sous le muscle grand fessier

- un mécanisme d'extension simple est préférable car l'orthèse doit être serrée lorsque le genou est fléchi et retendue ensuite. Le plus simple consiste à utiliser une tige d'extension permettant une extension efficace et puissante au moyen d'une sangle. Cette tige doit être cintrée vers l'avant en fonction de l'hyperextension. Une orthèse de type Quengel est moins maniable car il faut disposer en permanence d'un tournevis pour l'utiliser. Un ressort assurant un étirement dynamique élastique et résilient est théoriquement intéressant. Néanmoins, la force de traction du ressort est inférieure à la tension assurée par la sangle. Ce système est donc moins efficace, à moins de régler le ressort si dur qu'il n'a plus aucune élasticité. Cette structure ne justifie pas le surcoût de l'ordre de 1000 CHF.

13.2.1.3 Orthèses de positionnement de la jambe

Les orthèses de positionnement de la jambe servent à étirer les tissus afin de corriger la longueur des tendons musculaires (par ex. le tendon d'Achille) ou la forme du pied (par ex. le pied bot). Dans tous les cas, la position de correction maximale doit être incorporée dans l'orthèse afin de pouvoir produire un effet. Cette position peut être tout à fait défavorable d'un point de vue fonctionnel, au point que le patient soit incapable de marcher avec cette orthèse.

Un point particulièrement important est la position du pied pour l'étirement du muscle triceps sural : il existe un risque d'étirement excessif de l'articulation postérieure et de l'articulation médiale du pied, qui se relâchent plus vite que le tendon d'Achille. C'est pourquoi l'arrière du pied doit être mis en varus et la partie centrale en adduction afin d'assurer un blocage osseux de ces articulations et transmettre la force de traction au triceps sural (une position identique doit aussi être ajustée dans le cas de redressements par plâtre).

Pour la correction du pied bot, le pied doit être ajusté en conséquence à une abduction / pronation maximale pour assurer l'effet de correction.

13.2.1.4 Traitement du pied bot

L'ajustement du pied est décrit dans le paragraphe ci-dessus. Surtout chez les jeunes enfants, il est conseillé d'inclure l'articulation du genou à 60-70° de flexion et de disposer d'un bras de levier capable de s'opposer à l'action du bras de levier sur le pied.

13.2.1.5 Attelles d'extension du coude

Dans le principe, les attelles d'extension du coude ont une construction similaire à celle des attelles d'extension du genou. Par contre, une réalisation avec tige d'extension est difficile et une orthèse de type Quengel doit être préférée. Les attelles d'extension du coude sont moins bien acceptées, plus difficiles à mettre en place et donc également moins efficaces que les attelles d'extension du genou. Néanmoins, elles peuvent se révéler tout à fait utiles dans des cas appropriés.

13.2.1.6 Orthèses de main

Les orthèses de positionnement de la main s'utilisent pour étirer des mauvaises positions extrêmes (dorsales comme palmaires) de l'articulation de la main et les contractures en



flexion des doigts. Qu'elles soient réalisées sous la forme d'orthèses palmaires ou dorsales est en soi sans importance. Elles doivent être maniables et simples d'emploi et assurer la position de correction voulue sans créer de points de compression. Une orthèse de type Quengel peut se révéler utile.

Les doigts doivent être positionnés de manière à empêcher une hyperextension des articulations interphalangiennes. En outre, il convient de tenir compte d'une position opposée du pouce en légère abduction. Dans ce cas, il faut assurer un soutien particulièrement bon de la tête du premier métacarpien afin d'éviter une luxation de l'articulation de la base du pouce.

13.2.2 ORTHÈSES FONCTIONNELLES

Les orthèses fonctionnelles ont pour but d'améliorer certaines fonctions (station debout, marche etc.). L'adaptation de leur forme est critique et elle doit correspondre aux bases biomécaniques de la station debout et de la marche tout en respectant les impératifs anatomiques. Ce problème est abordé notamment dans le cadre des orthèses fonctionnelles de la jambe.

L'important est que ces orthèses orientent le pied et le placent dans le sens de la marche. Ceci permet au triceps sural (ou à l'orthèse de remplacement) d'exercer le contrôle voulu sur l'articulation du genou, qui est orienté lui aussi dans le sens de la marche. Ce qui est plus important est de maintenir le pied dans cette position et de le protéger contre les déformations osseuses dues à un ajustement à angle droit, ce qui conduit souvent à pratiquer une ouverture dans la zone tarsienne. Ceci raccourcit le bras de levier du triceps sural, d'une part à cause de la mauvaise position de rotation du pied et d'autre part à cause de la diminution de la surface de charge de l'arrière du pied, à l'extrême sur le talus. En cas de raccourcissement du triceps sural, il convient donc de privilégier l'intégration d'une rehausse de talon plutôt que de forcer le pied dans une position à 90°.



Il est nécessaire de distinguer si l'orthèse est utilisée en charge (station debout, phase d'appui) ou hors charge (phase pendulaire). Sous charge, le segment plus stable le plus près du sol définit les possibilités de positionnement pour le segment supérieur suivant plus éloigné du sol : le sol détermine la position du pied, la position du pied détermine les positions possibles du tibia, etc. Ceci permet de contrôler à partir du bas la jambe sollicitée : le contrôle du tibia au moyen d'une orthèse permet de contrôler la position de l'articulation du genou. Hors charge, par contre, le segment proximal est plus stable que le distal. De ce fait, l'équipement hors charge est toujours

plus étiré qu'en charge. Pour un contrôle au-dessus de l'articulation du genou, il faudrait utiliser une orthèse cruro-pédieuse KAFO.

13.2.2.1 Inserts

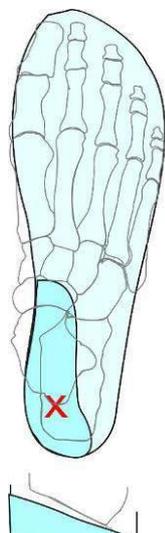
Les inserts sont des cales de forme qui se placent sous le pied. Ils agissent uniquement lorsque le pied (sous l'effet de la pesanteur) est comprimé contre la cale. Il s'ensuit qu'ils sont indiqués uniquement en cas de difformités en phase d'appui et ils impliquent une marche sur les talons et la plante des pieds. En cas de marche sur la pointe des pieds, ils pendent inactifs sous la semelle.



Un effet adéquat implique également des chaussures suffisamment stables, maintenant le pied pendant une durée suffisante (plusieurs mois) au-dessus de la cale. Les forces mises en jeu, résultant d'une part de la difformité et d'autre part de la taille et de la masse corporelle, doivent être évaluées. Les chaussures actuelles ne conviennent donc souvent que chez les jeunes enfants. Dans les autres cas, la chaussure doit être stabilisée ou bien une orthèse de pied mise en place.

Lorsque des cales sont indiquées, une autre conséquence est qu'elles doivent être utilisées le plus souvent possible et que la marche pieds nus est à éviter. Cette difficulté doit aussi être prise en compte dans l'indication : elle signifie que les enfants doivent porter des chaussures en permanence, c'est-à-dire même à la maison. Dans la vie familiale moderne, où les chaussures d'intérieur n'existent plus et où il est courant de marcher pieds nus ou en chaussettes, c'est un problème à ne pas sous-estimer. Les cales doivent être prescrites uniquement lorsqu'elles sont véritablement indiquées et qu'elles seront effectivement employées.

Pied plat valgus en abduction

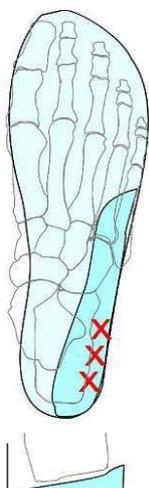


Le soutien du pied doit être fonction de l'anatomie et de la pathologie : l'axe de rotation de l'articulation inférieure du pied se situe à l'arrière du sustentaculum tali. Par conséquent, un pied plat valgus en abduction, indépendamment de son degré de gravité, doit être supporté comme suit :

Le talon doit être mis en varus en position entièrement postérieure sous la zone de charge, ce calage en varus s'étendant de préférence sous la forme d'un plan oblique sous toute la surface de contact du talon. Ceci permet souvent de redresser le pied et de le tourner dans le sens de la marche. Si ce calage ne suffit pas à corriger le pied, un calage supplémentaire peut être prévu en position médiale jusque sous la plante du pied. Toutefois, ce calage

seul permet en outre une position valgus avec déroboement du pied, lequel est suspendu dans sa difformité au-dessus de l'appui médial. Ceci génère des points de compression. Un contre-appui latéral depuis le bas est sans intérêt car il réduit proportionnellement la hauteur de l'appui varisant et médial. En cas de difformités sévères avec difformité en supination de l'avant-pied, il peut être nécessaire d'étendre cette supination jusque sous l'avant-pied. En cas de raccourcissement du triceps sural (examiné avec le pied en supination pour empêcher un déroboement), une cale talonnière correspondante doit être insérée pour compenser le pied bot équin. En pareil cas, toutefois, des orthèses sont généralement indispensables.

Pied bot



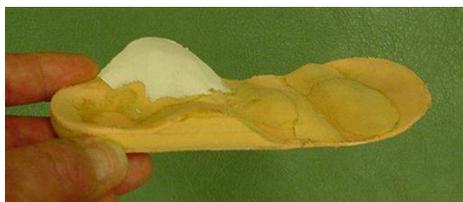
Le calage pour redresser un pied bot est inversé par rapport au cas ci-dessus :

Le talon est supporté sur toute sa largeur au moyen d'une cale créant un plan oblique afin de le mettre en valgus. Dans un pied de ce type, toutefois, il est presque toujours nécessaire d'étendre ce support latéral valgisant jusque sous la tête du cinquième métatarsien. En pareil cas également, un raccourcissement du triceps sural doit être compensé par la mise en place d'une cale talonnière appropriée.

Pied creux

Le principal problème du pied creux est sa tendance à se rigidifier. Tant que le pied est mobile, il peut remplir toutes les fonctions, notamment celles de suspension élastique et d'amortissement. Dans ce cas, une cale d'appui est contre-productive car elle limite les mouvements ordinaires, ce qui peut favoriser la rigidification. Par contre, si le pied perd sa mobilité, chaque pas s'accompagne de chocs, trop peu amortis pendant le déroulement, qui ne peuvent être absorbés que par le coussin adipeux sous-cutané. Celui-ci s'amenuise sous l'effet de cette contrainte et finit par provoquer les symptômes bien connus de douleur sous les points de charge et de sensation de brûlure des pieds. Des cales absorbant les chocs et répartissant les forces s'avèrent utiles en pareil cas.

Semelles dynamiques



Les semelles dynamiques sont apparues dans les années 90. Un des premiers dispositifs de ce type a été décrit par Nancy Hylton. Des appuis disposés

individuellement sous les tendons et les muscles pour stimuler les récepteurs d'extension permettent de modifier la tension musculaire, qui est ainsi normalisée. Les déformations fonctionnelles du pied sont corrigées et l'hyperactivité musculaire, par exemple la spasticité, est évitée. L'efficacité de ces semelles reste à démontrer de manière irréfutable.

13.2.3 ORTHÈSES DE PIED FO



Les orthèses de pied sont configurées comme des semelles rapportées mais, grâce à leurs bords latéraux relevés (la plupart du temps jusqu'à la cheville), elles assurent la stabilité nécessaire pour maintenir le pied au-dessus des appuis. Elles remplacent donc les chaussures orthopédiques proposées comme alternative. Comme les semelles, elles peuvent se porter dans des chaussures du commerce et passer d'une paire à une autre.



Une forme spéciale est l'orthèse OSSA (orthèse stabilisante sub-astragaliennne). Elle a été développée par T. Giglio, technicien orthopédiste à Genève, et elle sert plus particulièrement à redresser le pied en cas d'insuffisance du muscle tibial postérieur. Elle présente un appui médial qui s'étend le long du tendon du muscle tibial postérieur et un bord relevé également sur les côtés et elle redresse efficacement les pieds varus à cause de l'insuffisance de ce muscle.

Étant donné que cette pathologie constitue également une partie de la difformité du pied plat valgus en abduction chez les patients neurologiques, une orthèse de pied à base OSSA est également efficace chez ces patients. Certaines modifications sont néanmoins nécessaires : le talon doit être calé en varus pour absorber les forces importantes et dresser le pied et les appuis latéraux doivent s'étendre jusqu'à l'avant de l'articulation de Chopart et englober l'avant-pied afin de caler et stabiliser également cette articulation (l'orthèse est alors appelée également FOSSA). Ici aussi, un éventuel pied bot équin doit être compensé par une cale de talon.

13.2.4 DAFO NANCY HYLTON



L'orthèse d'AFO (AFO dynamique) originale de Nancy Hylton enveloppe le pied jusqu'à la cheville et comprime ainsi la cale contre la plante du pied. Ce type d'orthèse permet de corriger le pied, comme dans le cas d'une charge de toute la plante du pied avec une semelle ou une orthèse, également sans contact plantaire. Pour faciliter le déroulement du pied, il est conseillé de dégager les articulations de base des orteils (découpe

du dessus du pied jusqu'à l'arrière des têtes métatarsiennes).

L'orthèse d'origine comporte une semelle dynamique (voir 13.2.2.1), qui peut cependant être remplacée par un appui à action biomécanique (voir 13.2.2.1).

S'il est nécessaire de faire remonter cette orthèse sur le bas de la jambe, une orthèse de jambe AFO classique convient mieux car elle est plus facile à mettre en place et, dans le cas d'une articulation à hauteur de la cheville, elle offre également plus de dynamique (voir 13.2.6).

13.2.5 ORTHÈSE CIRCULAIRE



L'orthèse circulaire classique est une orthèse qui enveloppe, redresse et stabilise l'arrière-pied. Elle agit essentiellement en assurant une supination du calcanéum par rapport au talus et à l'os naviculaire, surtout sur l'articulation inférieure du pied. Elle est donc indiquée au premier chef en cas de calcanéum valgus et de subluxation de l'articulation talo-naviculaire persistant malgré un calage médial, par exemple au moyen d'une semelle ou d'une autre orthèse de pied. L'adaptation de la forme et la longueur doivent être extraordinairement

précises et, de ce fait, des contrôles fréquents s'imposent et un réajustement est nécessaire au bout de six mois environ. La mise en place est difficile. En présence de forces plus importantes et d'instabilités de la partie centrale et avant du pied, ce type d'orthèse peut être réalisé sous la forme d'une orthèse de jambe, ce qui permet d'immobiliser le pied. Pour le déroulement, une articulation de l'orthèse est nécessaire en pareil cas au niveau de l'articulation de la cheville afin d'améliorer la dynamique.

Ce type d'orthèse peut également être associé à une gaine plus longue (AFO) ou à un support de pied.

13.2.6 ORTHÈSE DE LA JAMBE AFO

Orthèse de jambe classique partant du genou et enveloppant le pied dans une coque. Il existe différentes constructions :

13.2.6.1 Releveurs de pied

Le principe réside dans une plaque plantaire en prise sensiblement à angle droit avec un levier à ressort sur le bas de la jambe (tiers central ou supérieur). Il existe un large éventail d'orthèses préfabriquées de ce type. Dans la phase pendulaire, le pied est relevé par le ressort tandis qu'un déroulement élastique est facilement réalisable. Cette orthèse convient

pour les pieds ballants mais elle est mal adaptée aux difformités spastiques de type pied bot équin car le ressort est incapable d'opposer une résistance suffisante à la force musculaire spastique. Une variante est l'attelle de Valens, dans laquelle le bras de levier est disposé sur le côté et corrige l'activité spastique du muscle tibial postérieur.

13.2.6.2 Orthèses de jambe mobiles



Cet équipement classique permet de traiter efficacement des patients qui présentent une marche sur les orteils suite à une spasticité. En présence d'un balancement pendulaire passif de la jambe lorsque le patient est assis sur la table d'examen, ce dispositif permet généralement de corriger la démarche. Si le balancement pendulaire est limité, la marche sur la pointe des pieds ne résulte pas, ou pas seulement, d'une position de flexion plantaire pathologique mais d'une flexion accrue des genoux au moment de la pose du pied (contact initial). En pareil cas, les orthèses empêchent une déformation du pied sous charge mais elles ne corrigent pas la démarche.

Cette orthèse soutient et guide le pied et elle contrôle et stabilise la fonction de l'articulation de la cheville et de l'articulation du genou.



La structure interne des orthèses correspond à celle des inserts (13.2.2.1.). Si nécessaire, ce soutien mécanique peut se doubler de la mise en place d'une semelle dynamique (13.2.2.1). L'important est de tenir compte d'un éventuel raccourcissement

du triceps sural dans l'orthèse. La mobilité au niveau ou légèrement au-dessus de l'articulation supérieure du pied peut être assurée par différents systèmes articulés. Ce qui importe seulement est :



- en cas de paralysie spastique d'interdire la flexion plantaire mais de permettre la flexion dorsale
- à l'inverse, chez les patients relevant de polio, de permettre la flexion plantaire pour améliorer le déroulement mais de bloquer la flexion dorsale afin de favoriser l'extension de l'articulation du genou.

Il est essentiel que ces orthèses aient une structure biomécanique correcte (voir 13.2.8)

13.2.6.3 Orthèse de jambes rigides



Les orthèses de ce type ont une structure fondamentalement identique à celle des orthèses de jambe mobiles mais, en plus, elles se substituent à la fonction du triceps sural en empêchant la flexion dorsale et en étendant ainsi l'articulation du genou. Elles sont donc indiquées lorsque les fléchisseurs plantaires ne sont pas fonctionnels (par ex. chez les patients atteints de spina bifida). La configuration biomécanique correspond à celle décrite au § 13.2.8.

13.2.6.4 Orthèses GrAFO (Ground Reaction Ankle Foot Orthoses)



Ce type d'orthèse de jambe assure un soutien antérieur du tibia qui garantit l'extension du genou. À la base, son action n'est pas différente de celle d'une orthèse de jambe rigide mais l'appui tibial peut provoquer des phénomènes douloureux. Le même effet peut être obtenu avec une simple orthèse de jambe rigide au moyen d'une bonne fermeture.

13.2.7 ORTHÈSES CUISSE GENOU KAFO



Un prolongement de l'équipement orthétique sur la cuisse est nécessaire lorsque le contrôle en phase d'appui est insuffisant avec une orthèse de jambe. C'est le cas en présence d'une hyperextension du genou due non pas à la flexion plantaire mais à l'activité d'extension du genou ou à une inclinaison du tronc vers l'avant. Une autre indication peut être une insuffisance fonctionnelle de l'appareil extenseur du genou, surtout associée à une position fléchie de ce dernier, ou une instabilité marquée des ligaments du genou. Une utilisation à titre préventif pour empêcher une instabilité des ligaments du genou est sujette à caution car, avec une orthèse de jambe correctement configurée, l'articulation du genou peut être contrôlée distalement de manière satisfaisante. Les détails

biomécaniques sont présentés au § 13.2.8.

Une emprise de l'équipement orthétique sur la cuisse constitue toujours une limitation pour le patient car il s'assoit sur l'orthèse, du moins sur sa partie crurale.

Il n'existe malheureusement pas de système judicieux permettant de contrôler la fonction du genou dans la phase pendulaire.

13.2.8 STRUCTURE BIOMÉCANIQUE DES ORTHÈSES CUISSE GENOU ET PLUS HAUTES

Les orthèses qui vont jusqu'à l'articulation du genou ou au-dessus contrôlent d'une part l'articulation du pied et du genou (ainsi que celle de la hanche dans le cas des orthèses cuisse-genou) dans la phase d'appui mais aussi, d'autre part, (le genou) et le pied dans la phase pendulaire. Une fonction optimale implique donc une structure très précise au plan biomécanique car de petits défauts entraînent une dysfonction de l'orthèse avec une dégradation de la marche pour le patient. En pareil cas, ce n'est pas l'orthèse qui est fautive (elle ne pourrait pas être utilisée), c'est la structure de l'orthèse.



Comme on l'a décrit aux § 13.2.2.1, le pied doit être calé. Un éventuel raccourcissement du triceps sural doit être intégré dans l'orthèse sous la forme d'une position de pied bot équin avec une talonnière correspondante pour compenser. Ceci empêche que le talon ne soit pas en contact avec la cale dans l'orthèse et donc une absence de contrôle sur l'arrière-pied. Un réglage d'une orthèse à un angle de 90° en présence d'un pied bot équin est de la poudre aux yeux (la paroi de l'orthèse ne permet plus de reconnaître le pied bot).

Achse = Hinterrand Gipsmodell
Axe = bord AR du modèle plâtre



Plus le mollet est gros, plus l'inclinaison vers l'avant est importante

Les rapports axiaux sont particulièrement problématiques

lorsqu'on adopte la position à angle droit classique : l'angle droit est ajusté entre le bord arrière du modèle en plâtre et la plante du pied. Étant donné que l'axe de la jambe, passant par le bord avant du tibia, est excentré antérieurement et donc que la masse musculaire se trouve majoritairement en position postérieure, ceci signifie que plus la musculature du mollet est importante, plus on introduit d'inclinaison vers l'avant. Pour cette raison, le bord avant du tibia est la meilleure option en tant que référence de l'axe de la jambe.

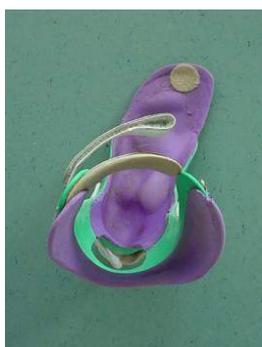


Ce qui est essentiel est la position de l'axe de la jambe (en l'espèce le bord avant du tibia car la charge dans la station debout et la marche se situe plutôt sur le tibia antérieur) par rapport à la semelle de la chaussure. Ceci permet au patient de prendre la position favorable en termes d'énergie lors de l'extension du genou et de la hanche lors de la station debout et de la marche. L'inclinaison vers l'avant oblige à fléchir le genou, ce qui rend surtout la station debout plus pénible mais aussi la marche lorsque cette inclinaison est importante. L'orthèse doit donc toujours être contrôlée

avec la chaussure qui va avec et, lors de l'achat d'une nouvelle chaussure, il convient de veiller à ce que la hauteur de talon soit la même.



Un objectif essentiel du traitement est d'aligner le pied dans le sens de la marche. Pour cela, l'orthèse ne doit présenter aucun défaut de rotation. Lors du déroulement du pied sur la pointe de l'orthèse, chaque défaut de rotation génère un couple de même sens qui fait tourner le pied et avec lui l'ensemble de la jambe vers l'intérieur ou l'extérieur. Cette rotation de l'orthèse peut être vérifiée au niveau de l'orthèse même (axe des condyles tibiaux par rapport à l'axe du pied). Une autre possibilité est l'orthèse posée sur le patient assis et avec la jambe librement ballante. L'axe du pied doit être aligné sur l'axe de la cuisse lorsque les condyles fémoraux (soutenus par la main) sont horizontaux.



Une autre source d'erreur est un défaut axial dans le plan frontal. Dans la phase pendulaire, ce varus (ou valgus) maintient le talon en position médiale (ou latérale) par rapport au centre de l'articulation du genou. Lorsque le patient se redresse, le pied ne se trouve plus sous la jambe sollicitée. Une médialisation génère donc un varus fonctionnel, une latéralisation un valgus, ce qui peut se traduire par une instabilité fonctionnelle de la jambe. De plus, la varisation ou valgisation provoque une rotation interne en cas de médialisation, externe en cas de latéralisation, du pied et de la jambe. Ceci accentue l'instabilité de la jambe. Cette instabilité souvent nettement perceptible n'a cependant pas d'autre cause que la construction inadéquate de l'orthèse. Elle se voit facilement lorsque l'orthèse est en place sur la jambe, le patient assis sur la table d'examen avec les jambes pendantes. Les condyles fémoraux sont alignés horizontalement avec la main. Dans cette position, le talon (ou à l'avant l'articulation de la cheville) doit se trouver en dessous du centre de l'articulation du genou. L'argument souvent avancé selon lequel le bas de la jambe ou le tibia seraient en varus ne correspond pas aux faits : c'est la musculature qui se trouve en position postéro-latérale sur la jambe et simule un varus de l'axe fonctionnel. Sur le patient, les parties molles peuvent être comprimées



et se rétrécir par une extension de l'articulation du genou, ce qui n'est plus possible sur le modèle en plâtre. Les corrections correspondantes sur l'orthèse doivent donc souvent être réalisées a posteriori.

13.2.9 ORTHÈSES MMC THKAFO

Chez les patients atteints de paralysies importantes, la marche n'est pas possible à cause de l'absence d'activité musculaire. En pareil cas, il est possible d'adapter des appareils qui :



- englobent la totalité des membres inférieurs ainsi que le bassin et le cas échéant aussi le tronc, et
- comportent dans la zone du bassin, au-dessus des articulations des hanches, un mécanisme qui déplace le centre de gravité latéralement pour soulever la jambe opposée du sol et postérieurement pour lancer la jambe opposée vers l'avant tout en étirant la jambe d'appui. Ce mécanisme est appelé réciproqueur et l'orthèse ainsi construite est également appelée appareil de marche réciproque.

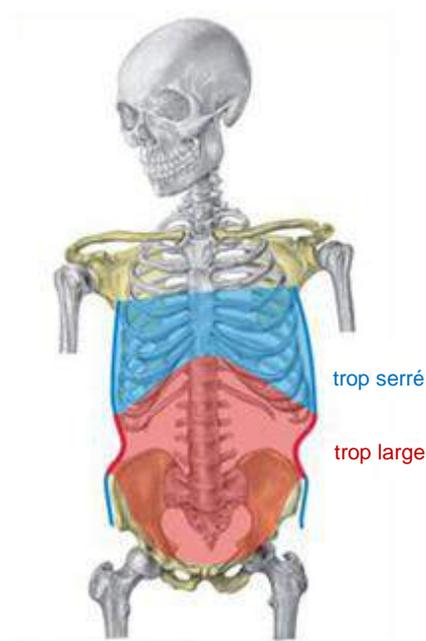
Cette orthèse doit être configurée de façon à interdire toute oscillation dans l'orthèse. Dans le cas contraire, le déplacement latéral du centre de gravité serait absorbé par l'élasticité de l'orthèse et le patient ne pourrait plus faire avancer sa jambe. Cette construction implique un matériel massif, souvent en acier, et donc pesant. Pour le patient, ce poids est cependant sans importance car c'est l'orthèse qui le porte et non le contraire, comme dans le cas des autres orthèses, mais cette construction complexe est une limite à l'équipement avec de telles orthèses.

La marche avec ce type d'orthèse correspond à un déplacement vers l'avant normal. L'orthèse est compliquée à poser et à retirer et il est fréquent que le patient en soit incapable tout seul. De plus, l'écartement des jambes est réduit. Pour ces raisons, un tel équipement correspond à un appareil d'entraînement à l'équilibre, la coordination, la fonction cardiovasculaire et la respiration, mais pas à un appareil de déplacement au quotidien, et la marche correspond à une activité sportive. C'est pourquoi cette marche est souvent abandonnée à la fin des études et au passage dans le monde du travail.

Lorsque le contrôle musculaire est suffisant mais qu'il existe une instabilité dynamique lourde, notamment des articulations des hanches, il est également possible d'utiliser des articulations de hanches tournantes à la place du réciproqueur mais ce type d'orthèse reste un appareil d'entraînement et non une véritable aide à la marche.

13.2.10 CORSETS TO

Les orthèses de tronc (corsets) sont des orthèses qui se mettent en place sur le tronc pour corriger des déformations fonctionnelles ou structurelles. Le moulage du modèle doit prévoir une sur-correction afin de tenir compte de l'élasticité des parties molles (que le modèle en plâtre ne reproduit pas) et le résultat doit être vérifié cliniquement et radiologiquement. Une correction de 50° ou au minimum de 30 % de l'angle de Cobb doit être visée.



Les difficultés apparaissent dès le moulage du modèle : celui-ci, la plupart du temps en plâtre, n'indique pas les endroits où les parties osseuses dures se situent sous la peau ni où des parties molles compressibles sont présentes. Ce fait à lui seul est en partie responsable d'un ajustement trop étroit du corset sur le thorax (gênant la respiration), la colonne vertébrale lombaire étant à peine soutenue et le bassin libre de bouger dans le corset. En conséquence, le corset doit envelopper très étroitement le bassin, surtout en position dorso-latérale. Il doit remplir la taille et s'insérer entre les côtes et la crête iliaque. Ceci empêche d'une part un affaissement de la CVL et permet d'autre part d'exercer une pression correctrice sur cette dernière. Enfin, le modèle de corset doit être réalisé avec une sur-correction car les parties molles compressibles permettent une élasticité qui se traduit par une perte de correction.

13.2.10.1 Idiopathique

Voir le chapitre Colonne vertébrale

13.2.10.2 Neurogène

La croissance osseuse est réduite par la compression, renforcée par la distraction. Les patients atteints de troubles neurologiques profonds ont souvent du mal à se tenir droits dans l'espace dans les conditions de la gravité et ils basculent soit en cyphose, soit latéralement en scoliose. C'est donc une question de temps avant que la mauvaise posture régulière dégénère en une véritable difformité structurelle.

Typiquement, on observe chez ces patients une courbure scoliootique de la CVL supérieure, la difficulté étant de maintenir le segment thoracique long et lourd sur la longueur de la CVL très mobile et mal contrôlée. Par conséquent, il est plus judicieux de prescrire précocement une orthèse de tronc lorsqu'on décèle une mauvaise posture orientée du même côté, sans

attendre la manifestation d'une difformité structurelle. L'amélioration de la stabilité du tronc améliore également le contrôle de la tête et la fonction des mains chez ces patients souvent lourdement handicapés.



Corset double coque

En de pareils cas, il suffit de réaliser une coque dorsale rigide maintenue sur le corps par un plastron souple ou rigide (corsets à double coque). Chez les patients très handicapés, qui souvent ne passent plus leurs journées que dans une position semi-assise, il est également possible de prescrire uniquement une coque dorsale munie d'attaches velcro. Pour un redressement renforcé de courte durée, un plastron additionnel peut s'avérer utile. Ce type d'aide à la station assise est souvent mieux adapté qu'une coque d'assise, incapable d'assurer une véritable correction car elle n'est pas en contact avec le corps dans la position de correction.

L'important est :



Trop de place à côté de la crête iliaque

- Un ajustement étroit sans jeu sur le bassin. L'argument selon lequel les parties molles rempliraient le corset en position assise ne tient pas car les parties molles sont compressibles et cette compression n'est pas prédictible. Par conséquent, le bassin oscille dans le corset et le maintien voulu n'est pas assuré.
- Un remplissage de la taille surtout en position latéro-dorsale. Cette partie étire la CVL et empêche le corset de glisser vers le haut.
- Un enveloppement du thorax englobant les côtes inférieures. À ce niveau, il faut laisser de la place pour la respiration et le corset ne doit pas être aussi étroitement ajusté.



Appuis lombaires décalés (trop souples)

Une coque ou partie dorsale rigide, non résiliente et stable à la torsion.

- De la place dans la zone ventrale (absence de « pans » appuyant sur l'estomac).

De la même manière, il est également possible d'appareiller des scolioses structurelles. Plus la courbure est prononcée, plus cet appareillage est difficile. Néanmoins, il est tout à fait possible de traiter ainsi des scolioses sévères, supérieures à 100°.

Les corrections dans le plan sagittal sont nettement plus difficiles. Les patients ont tendance à s'enfoncer dans les corsets de ce genre.

Dans la mesure où ces corsets contrôlent principalement la posture en conditions de gravité, ils doivent être portés en conséquence en position droite, c'est-à-dire en position assise, debout et pendant la marche. Lorsqu'il est allongé, le patient peut enlever son corset.

13.2.11 ORTHÈSES DE POIGNET



Les orthèses de poignet fonctionnelles servent principalement à stabiliser l'articulation du poignet. La flexion palmaire plus faible améliore la force des fléchisseurs digitaux et la fonction des doigts. Comme la main, l'orthèse peut aussi se salir. Par conséquent, les orthèses de poignet fonctionnelles doivent être lavables afin de respecter les exigences d'hygiène.

14 INDICATIONS ET PRISE EN CHARGE POUR LES TECHNIQUES ORTHOPÉDIQUES ET LES PATHOLOGIES DU PIED

Thomas Böni

14.1 INDICATIONS

La chaussure orthopédique permet soit directement, soit en complément aux traitements conservateurs (physiothérapie, médicaments) ou chirurgicaux une prise en charge appréciable et souvent négligée du pied douloureux. Cette présentation décrit les possibilités de la technique orthopédique pour traiter différentes pathologies du pied.

14.1.1 RUPTURE DU TENDON D'ACHILLE

Clinique : tuméfaction dans le tendon d'Achille, test de compression musculaire positif (test de Thompson) : la compression manuelle du mollet entraîne une flexion plantaire du pied lorsque le tendon d'Achille est intact

Technique orthopédique : soft cast et chaussure de stabilisation (Ortho Rehab Total avec chaussage depuis l'arrière) + coins de hauteur variable au talon

14.1.2 ARTHROSE DE L'ARTICULATION DE LA CHEVILLE

Clinique : limitation douloureuse de la flexion dorso-plantaire de l'articulation talo-crurale

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures, bottine haute avec renforcement du contrefort arrière ou chaussure de stabilisation / bottine d'arthrodèse avec barre de déroulement rétroposée, rigidification de la semelle, talon amortisseur

14.1.3 ARTHROSE DE L'ARTICULATION SOUS-TALIENNE, ÉTAT APRÈS FRACTURE DU CALCANÉUM

Clinique : limitation douloureuse de l'inversion/éversion de l'arrière pied

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures, barre de déroulement rétroposée, rigidification de la semelle, talon amortisseur ; lors de varus de l'arrière-pied renforcement latéral du contrefort arrière et élargissement latéral du talon amortisseur ; éventuellement compensation de la longueur ; éventuellement orthèse de décharge du talon

14.1.4 FRACTURES DE FATIGUE (STRESS FACTURE) DES MÉTATARSIENS

Clinique : douleur et tuméfaction du rayon concerné

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures, avec soutien localisé en amont du cal (tuméfaction), barre de déroulement (barre de déroulement du médio-tarse), rigidification de la semelle, talon amortisseur

14.1.5 ÉPERON CALCANÉEN, FASCÉITE

Clinique : douleurs sur l'aponévrose plantaire et sur la tubérosité calcanéenne

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures avec décharge localisée (contrôle rouge-à-lèvres) ; éventuellement talon amortisseur

14.1.6 PARÉSIE DES RELEVEURS DU PIED

Clinique : faiblesse ou paralysie des releveurs du pied ; si atteinte concomitante des péroniers, tendance associée à la supination

Technique orthopédique : selon l'importance de la paralysie : simple pansement de rappel, chaussure de stabilisation, attelles anti-équin (attelle de Heidelberg, de Valens) ou chaussure sur mesures tenant compte de l'angle de paralysie

14.1.7 EXOSTOSE DE HAGLUND

Clinique : saillie douloureuse à côté ou devant (rétro-tendineuse), l'insertion du tendon d'Achille éventuellement avec bursite ou pseudo-bursite

Technique orthopédique : coque talonnière épargnant et déchargeant l'exostose, éventuellement reportée vers le haut (pas de fermeture de coque sur l'exostose) ; éventuellement surélévation du talon lors d'exostose rétroachilléenne avec bursite ou tendinite (Achille)

14.1.8 HALLUX RIGIDUS, ARTHROSE DE L'ARTICULATION BASALE DU GROS ORTEIL

Clinique : limitation douloureuse de la flexion dorso- plantaire de l'articulation basale du gros orteil

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures avec appui rétrocapital et médial, barre de déroulement (barre de déroulement d'orteils), rigidification de la semelle

14.1.9 HALLUX VALGUS

Clinique : déformation en varus souvent associée avec une pronation du gros orteil, touchant l'articulation basale ou l'interphalangienne (Hallux valgus interphalangeus), association fréquente avec pseudo-exostose, pseudo-bursite

Technique orthopédique : possibilités limitées ! Décharge de la pseudo-exostose, éventuellement élargissement de la semelle intérieure, lits plantaires avec décharge rétrocapitale éventuellement en complément : barre de déroulement, rigidification de la semelle

14.1.10 ORTEILS EN MARTEAU ET EN GRIFFE

Clinique : déformation en flexion des articulations des orteils avec hyperkératose (Clavi) dorsale sur les articulations médianes et plantaires à la pulpe des orteils

Technique orthopédique : orthèses des orteils (p.ex. en silicone), adaptation de la chaussure (élargissement du compartiment antérieur), lit plantaire épargnant l'appui et déchargeant l'extrémité des orteils ; éventuellement en complément (barre de déroulement d'orteils), rigidification de la semelle

14.1.11 MÉTATARSALGIE EN CAS DE PIED PLAT, PIED TOMBANT

Clinique : douleurs à la charge ou à la pression des têtes métatarsiennes proéminentes, particulièrement II-IV, avec importante hyperkératose

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures avec large décharge rétrocapitale éventuellement en complément : barres de déroulement (barres de déroulement du pied/papillon), rigidification de la semelle

14.1.12 ARTHROSE DU MÉDIO-PIED (ARTHROSE DE CHOPART ET DE LISFRANC)

Clinique : douleurs aux rotations des articulations de Chopart et de Lisfranc

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures avec soutien médian, éventuellement complément barre de déroulement (barre de déroulement médio-tarse), rigidification de la semelle, talon amortisseur

14.1.13 MALADIE DE KÖHLER I

Clinique : ostéonécrose aseptique de l'os naviculaire, le plus souvent à l'âge de la scolarité ; tuméfaction douloureuse dans la région de l'os naviculaire

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures avec appui médial sous la cambrure ; éventuellement complément : barre de déroulement (barre de déroulement du médio-tarse), rigidification de la semelle, talon amortisseur

14.1.14 MALADIE DE KÖHLER II

Clinique : ostéonécrose aseptique de la 2^{ème} tête métatarsienne, principalement à l'âge de la scolarité, tuméfaction douloureuse de la 2^{ème} tête métatarsienne

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures avec soutien localisé de la 2^e tête métatarsienne ; éventuellement en complément : barre de déroulement (barre de déroulement de l'avant-pied), rigidification de la semelle

14.1.15 MALADIE DE LEDDERHOSE

Clinique : fibrose dense, le plus souvent sous la forme de nodules douloureux de l'aponévrose plantaire (semblable à la maladie de Dupuytren touchant l'aponévrose palmaire)

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures avec décharge des nodules fibreux

14.1.16 NÉVRALGIE DE MORTON

Clinique : douleur à la pression du nerf interdigital plantaire, particulièrement entre les têtes métatarsiennes III-IV, plus rarement entre les têtes II et III

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures avec appui localisé rétrocapital ; éventuellement en complément : barre de déroulement (barre de déroulement de l'avant pied), rigidification de la semelle, large chaussure de travail dans leur partie antérieure (éventuellement élargissement de la semelle intérieure). Attention : l'appui rétrocapital peut quelquefois augmenter les symptômes.

14.1.17 OS TIBIAL EXTERNE / OS NAVICULAIRE CORNU

Clinique : tuméfaction douloureuse de l'arche interne, éventuellement avec pseudo bursite ; particulièrement douloureux lors de pied plat valgus avec abduction de l'avant-pied, radiologiquement : os accessoire, éventuellement exostose

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures ménageant la tuméfaction, soutenant l'arche interne avec supination du talon, décharge de la zone douloureuse

14.1.18 PIED RHUMATOÏDE

Clinique : valgisation progressive des orteils avec subluxation et luxation des articulations métatarso-phalangiennes

Technique orthopédique : variable selon l'importance de la déformation : chaussure orthopédique de série, lit plantaire sur mesures, barre de déroulement, rigidification de la semelle, talon amortisseur ou chaussure orthopédique sur mesures

14.1.19 EXOSTOSE DE SILFVERSKIÖLD

Clinique : tuméfaction douloureuse sur le bord interne du pied en regard de l'interligne de Lisfranc (os cunéiforme médiale - os métatarsien I), éventuellement avec pseudo bursite

Technique orthopédique : rembourrage respectivement ménagement et décharge de la zone douloureuse, pas de fermeture ou de laçage sur la zone douloureuse

14.1.20 INSUFFISANCE DU TENDON DU TIBIA POSTÉRIEUR (RUPTURE CHRONIQUE)

Clinique : pied plat unilatéral progressif chez l'adulte ou dans le cadre de pathologie médicale (par ex. TTT de longue durée aux stéroïdes), douleurs sur le trajet du tendon

Technique orthopédique : lit plantaire sur mesures ménageant et déchargeant le trajet tendineux, soutien de la voûte interne, contrôle de l'arrière-pied par renforcement du contrefort arrière médian ; éventuellement élargissement médial du talon, talon à ailettes, lors de déformation importante : chaussure orthopédique sur mesures

14.1.21 ÉTAT APRÈS ARTHRODÈSE DU PIED (OPÉRATIONS DE RAIDISSEMENT)

Clinique : perte de mobilité des articulations enraidies, hypermobilité de compensation des articulations voisine avec souvent développement d'une arthrose prématurée

Technique orthopédique : selon localisation de l'arthrodèse : lit plantaire sur mesures, barre de déroulement sous l'articulation rigide ; éventuellement bottine pour arthrodèse

14.2 TIERS PAYANT POUR LES MESURES DE TECHNIQUES DE CHAUSSURES ORTHOPÉDIQUES

Tiers payant	AI	AVS	SUVA / AM / AA	CM assurance de base
Chaussures orthopédiques sur mesures et chaussures orthopédiques spéciales ¹	2 paires par an avec une franchise de CHF 120.00/paire. (enfants CHF 70.00/paire) Franchise pour réparation CHF 70.00/an	1 paire tous les 2 ans franchise 25 % pour les réparations	SUVA et AM2 1 paire sans franchise, à partir du 3 ^e paire, franchise de CHF 120.00 Assurance privée, pas de franchise	Pas pour MiGeL Exception**
Chaussures de confection ou chaussures spéciales ²	Ne sont remboursés que si l'usure est due à une invalidité	Ne sont pas remboursées	Remboursement possible	Pas pour MiGeL Exception*
Supports plantaires	Seulement après opération du pied et si les frais sont remboursés par l'AI	Jamais	Remboursement possible	MiGeL 23.01.01.00.1 Les frais ne sont pas remboursés par les caisses Exception* Peuvent être couverts par l'assurance complémentaire. Il appartient au patient de faire la demande
Réparations	Franchise CHF 70.00/an	Sans réparations	Pas de franchise pour réparation	MiGeL 23.01.01.00.1 Les frais ne sont pas remboursés par les caisses. Exception*

¹ Une chaussure orthopédique de série est un produit confectionné en série par des usines de chaussures sans lit plantaire. Le lit plantaire est confectionné sur mesures par le maître cordonnier orthopédiste. Éventuelles adaptations individuelles. La prescription et l'ordonnance sont les mêmes que pour la chaussure orthopédique sur mesures.

² Les chaussures orthopédiques spéciales sont par ex. des chaussures spéciales pour support plantaire, orthèses ou bandage, chaussures spéciales de stabilisation ainsi que les chaussures thérapeutiques pour enfants. Elles peuvent complétées par des adaptations.

* Le remboursement est effectué subsidiairement à l'AI, lorsque les conditions médicales des directives AI sont remplies, mais que la personne concernée ne remplit pas les conditions asséculoologiques pour pouvoir bénéficier des prestations AI (p.ex. pathologie antérieure).

15 ADRESSES DES AUTEURS

BÖNI Thomas	KD Dr. méd. - Orthopädische Universitätsklinik Balgrist – Zürich
BRUNNER Reinald	Prof. Dr. med. - Kinderorthopädische Universitätsklinik UKBB – Basel
DYER Linda	Phyiothérapeute – Universitätsklinik Balgrist - Zürich
FRAGNIERE Bruno	Dr méd. – La Tour-de-Peilz
GLAUSER Thomas	Technicien orthopédiste - T. Glauser AG – Baden
HASLER Carol-C.	Prof. Dr. med. - Orthopädie Universitätskinderspital beider Basel
ISOZ Jacques	Ergothérapeute - Hôpital Intercantonal de la Broye – Payerne
KERN Pierre	Orthopädie-Techniker – Orthopédie Pierre Kern – Lausanne
LAMPERT Christoph	Dr. med. – Orthopädie am Rosenberg – St-Gallen
RUEPP Thomas	Technicien orthopédiste – Basler Orthopädie René Ruepp AG – Basel
STASTNY Hanspeter	Stastny Orthopädie und Rehatechnik AG – St. Gallen
SCHÄR Eveline	Physiothérapeute – Bern
WANNER Urs	Ergothérapeute - Centre d'Ergothérapie Payerne – Payerne
ZUMSTEIN Marc D.	Dr. med. - Orthopädische Klinik Kantonsspital – Aarau