

**Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie  
der Universität Würzburg**

**Direktor: Professor Dr. med. Dr. med. dent. Jürgen Reuther**

**Die Präzisionsbestimmung rechnergesteuert hergestellter  
Organmodelle am Schweineschädelmodell**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der  
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg**

**vorgelegt von  
Miriam Thea Salentin  
aus Fulda**

**Würzburg, Februar 2002**

Referent: Professor Dr. med. Dr. med. dent. Jürgen Reuther

Korreferent: Privatdozent Dr. med. Günther Wittenberg

Dekan: Professor Dr. med. Volker ter Meulen

Tag der mündlichen Prüfung: 25. Juni 2002

Die Promovendin ist Zahnärztin

*Für*

*meine geliebten Eltern*

*und*

*meine Schwester Carolin*

---

**Inhalt**

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
1.1	Einführung.....	1
1.2	Stand der Forschung.....	2
1.3	Rechnergestützte Modellbauverfahren.....	3
1.3.1	Frästechnik .....	4
1.3.2	Stereolithographie .....	5
1.3.3	Selektive Laser-Sinterung .....	7
<b>2</b>	<b>Material und Methoden .....</b>	<b>9</b>
2.1	Untersuchungsobjekt und Lagerung.....	9
2.2	Computertomographie-Parametereinstellungen .....	11
2.2.1	Spiral-Computertomographie .....	11
2.2.2	Mehrschicht-Computertomographie .....	12
2.3	Datenspeicherung und Bildtechnische Bearbeitung.....	13
2.4	Modellbau.....	14
2.5	Mazeration des Schweineschädels .....	16
2.6	Vergleichsmessungen.....	17
2.6.1	Zustand des Schweineschädels.....	17
2.6.2	Detailschärfe und Fehler an den Modellen.....	17
2.6.3	Anthropologische Meßpunkte .....	18
2.6.4	Festlegung der Meßstrecken.....	19
2.7	Meßpunkte.....	19
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>26</b>
<b>4</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>29</b>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>33</b>
<b>6</b>	<b>Literatur .....</b>	<b>34</b>
	<b>Anhang Tabellen Präzisionsbestimmung .....</b>	<b>I - IX</b>

# 1 Einleitung

## 1.1 Einführung

Ende der siebziger Jahre ermöglichte die Einführung hochauflösender Computertomographie-Geräte und leistungsstarker Rechneranlagen die Weiterentwicklung dreidimensionaler Organdarstellungen.

Mit der neuen CAD-CAM-Technologie (CAD = Computer Aided Design / Rechnergesteuertes Design, CAM = Computer Aided Manufacturing / Rechnergesteuerte Herstellung), die zunächst vor allem in der Industrie eingesetzt wurde, eröffneten sich nun auch der Medizin ungeahnte Möglichkeiten. Präzise Modelle von Organen und Knochen eines Patienten erlaubten den Ärzten eine exakte Planung ihres operativen Vorgehens.

In den letzten Jahren haben sich vor allem die Techniken der Stereolithographie und Lasersinterung zur Marktreife entwickelt. Seit über einem Jahrzehnt werden diese Modelle zur Operationsplanung an vielen Kliniken eingesetzt, wenn auch noch nicht im Routinefall, da die Kosten für diese Modelle immer noch beträchtlich sind.

Von besonderer Bedeutung ist die Dimensionsgenauigkeit von Organmodellen, die statistisch belegbar und reproduzierbar sein soll. Ziel der vorliegenden Untersuchung ist die Bestimmung der Präzision von Organmodellen unter Anwendung unterschiedlicher Computertomographie-Parameter sowie verschiedener Modellherstellungstechniken.

## 1.2 Stand der Forschung

Die fortschreitende Entwicklung der Computertomographie und der datenverarbeitenden Systeme eröffnet dem medizinischen Modellbau immer ausgefeiltere Möglichkeiten zur Darstellung dreidimensionaler Organsysteme.

Einen bedeutenden Einschnitt setzt hier die Entwicklung der Computertomographie, die notwendige Daten ohne direkten Eingriff am Untersuchungsobjekt liefert. Die Vorschläge zur Umsetzung dieser Daten reichten von rechnergesteuerten Fräsungen (ALBERTI 1980) über Lamine aus Kunststoff, Holz oder Paraffin bis hin zur Idee, durch Laserstrahlen flüssige Kunststoffmonomere zu polymerisieren (SWAINSON 1978, WHITE 1984). Verwirklicht wurde letzteres im Jahre 1982 durch CHARLES HULL, der dieses Verfahren zur Herstellung dreidimensionaler Modelle durch schichtweise Laserpolymerisation Stereolithographie nannte (HULL 1986). Eine andere Technik, die Lasersinterung, setzt statt flüssigen Monomers feines Kunststoffgranulat als Werkstoff ein.

Seit 1987 werden rechnergesteuert hergestellte Schädelmodelle zur Operationsplanung in der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität Würzburg erfolgreich eingesetzt. Anwendungsgebiete sind angeborene Fehlbildungen, Kallusdistractionen, kraniofaziale Anomalien und Rekonstruktionen von Schädeldefekten, die durch Tumorsektion oder Trauma entstehen. Anhand der Modelle ist es möglich, den operativen Eingriff präzise vorzuplanen und dem Patienten anschaulich darzustellen. Mit Hilfe dieser Methode ist es auch erstmalig gelungen, Defektplastiken noch vor Beginn der Operation exakt herzustellen, wodurch die Dauer des Eingriffs und somit die Belastung für den Patienten erheblich herabgesetzt werden kann (BILL et al. 1995).

### 1.3 Rechnergestützte Modellbauverfahren

Die ersten Angaben zum Einsatz von CAS-Verfahren stammen von ALBERTI (1980), der 1979 zu mehreren Computerherstellern Verbindung aufgenommen habe, mit dem Vorschlag, basierend auf CT-Schichtdaten mittels rechnergesteuerter Fräsen Organmodelle herzustellen. Diese Vorschläge seien nicht angenommen worden, wofür in der Literatur keine Gründe angegeben sind.

1983 beschrieben VANNIER et al. ein Verfahren, bei welchem ausgehend von CT-Schichtdaten, diesen entsprechend zurechtgeschnittene, dünne Aluminiumscheiben gestapelt wurden und somit ein Organmodell ergaben. BLAKE et al. (1990) verwendeten diese Technik zur Herstellung von Titanimplantaten für Schädeldachplastiken. Bei beiden beschriebenen Methoden erfolgte eine manuelle Umsetzung der computertomographischen Bilddaten in ein Schichtmaterial, welches gestapelt wurde und dadurch das Organmodell ergab.

1985 beschrieb VOGEL eine 3-Achsen-Fräsmaschine zur Herstellung einfacher Styropor-Modelle anhand von CT-Daten, die jedoch zu einer weiteren klinischen Nutzung aufgrund ihrer Ungenauigkeit nicht geeignet waren. Im selben Jahr beschrieben BRIX et al. eine 5-Achsen-CNC-Fräsmaschine (Computer Numeric Control – Rechnergesteuerte Fräse), mit der aus einem Styroporblock dreidimensionale Modelle gefräst werden können. Dieses Gerät erwies sich als geeignet, nach entsprechender Umsetzung der Bilddaten, diese vom Rechner eingespeist im Organmodellbau einzusetzen. Mittels einer solchen Fräsmaschine wurde durch BRIX und LAMBRECHT an der Universität Kiel erstmals in der Medizin ein dimensionsgetreues Schädelmodell zur mund-kiefer-gesichtschirurgischen Operationsplanung angefertigt (1987).

Mit dieser revolutionären Entwicklung war die Möglichkeit der Umsetzung von CT-Schichtdaten in Steuerdaten für Modellfertigungsmaschinen ohne manuelles Fertigungsstadium bewiesen. Diese Modelle besaßen bereits eine ausreichende Präzision, die

auch den klinischen Einsatz in der Planung von Wiederherstellungseingriffen rechtfertigte.

Damit wurde eine rasante Entwicklung für den medizinischen Modellbau ausgelöst, wobei Techniken aus der Industrie adaptiert wurden.

Als geeignet haben sich dabei die Frästechnik, die Stereolithographie und die Selektive Laser-Sinterung erwiesen.

### **1.3.1 Frästechnik**

Eine zu fräsende Grundform, in der Regel ein Würfel aus dem zu bearbeitenden Material, wird in eine Haltevorrichtung gespannt, und eine bewegliche rotierende 5-Achsen-CNC-Fräse bearbeitet das Werkstück entsprechend der Datenvorgabe. Diese Fräse arbeitet mit drei linearen und zwei rotierenden Achsen. Über rechnergesteuerte Schrittmotoren erfolgt die koordinierte Bewegung der fünf Achsen. Auf diese Weise kann das Werkzeug die gesamte Oberfläche des Modells bearbeiten. Nach Festlegung und Eingabe der Größe des Rohlings in den Rechner wird in zwei Schritten vorgegangen: Zunächst erfolgt die Grobfräsung, sodann die abschließende Feinfräsung.

Im medizinischen Modellbau hat sich Polyurethanhartschaum als Material bewährt, da die Herstellung zeit- und kostensparend ist.

Mit diesem Verfahren ist nur die Herstellung nicht komplexer, dreidimensionaler Objekte möglich, wobei sich weder Unterschnitte, noch dreidimensionale Binnenstrukturen darstellen lassen.

Der Oberflächenabrieb der Modelle verbietet ihre Anwendung im Operationssaal am Patienten. Vorteilhaft ist der im Verhältnis zu anderen Modellherstellungsverfahren deutlich niedrigere Herstellungspreis, weshalb diese Modelle bei entsprechender Indikation zur Planung, nicht aber zur Durchführung operativer Eingriffe geeignet sind.



### 1.3.2 Stereolithographie

Die Stereolithographie (SLA) stellt heute das meistverwendete Modellbauverfahren in der Medizin dar.

Der Vorteil stereolithographisch hergestellter Modelle in der Medizin ist, daß nicht nur Oberflächen, sondern auch Hohlräume mit Organen dargestellt werden können. Hiermit ist eine Operationsplanung am Situs direkt möglich und die räumliche Orientierung im naturgetreuen Modell sowie die Darstellung und Berechnung von Volumina wird wesentlich erleichtert.

Die Stereolithographie im Organmodellbau wurde erstmals von MANKOVICH et al. (1990, 1994) beschrieben; die Anwendung der stereolithographischen Operationsplanung in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie wurde von STOKER et al. (1992) aus derselben Arbeitsgruppe sowie von ONO et al. (1992) dargestellt.

Das Grundprinzip der Stereolithographie beruht auf der punktförmigen Polymerisation einer dünnen Schicht lichtempfindlichen Flüssigkunststoffs in einem Behälter durch einen Laserstrahl. Durch schrittweises Absenken der auspolymerisierten Schichten läßt sich von der Oberfläche her jede dreidimensionale Struktur herstellen. Die Modelle sind in Abhängigkeit vom gewählten Kunststoff transparent, ggf. auch farbig, von homogener, glatter Oberfläche, lassen sich dampfsterilisieren und desinfizieren und können darum im Operationssaal am Patienten eingesetzt werden.

Die Stereolithographieeinheit besteht aus einem Flüssigkunststoff-Monomer-Tank mit einer versenkbaren Plattform, einem UV-Laser mit rechnergesteuerter Spiegeloptik und dem Steuerrechner. Zu Beginn der Modellherstellung befindet sich die Plattform abhängig von der Voreinstellung 0,05 - 0,25 mm unterhalb der Monomeroberfläche. Entsprechend den Steuerdaten des Rechners werden die Spiegel des optischen Systems ausgerichtet und lenken so den UV-Laserstrahl Punkt für Punkt über die Kunststoffmonomeroberfläche, welche durch die Strahleinwirkung polymerisiert wird. Als Laserquelle dient ein 10-mW-HeCd-UV-Laser mit einer Wellenlänge von 325 nm. Die Polymerisa-

tionstiefe beträgt abhängig von der Laserenergie und der Schichtdicke etwa 0,25 mm, der Strahldurchmesser beträgt 0,05 mm. Über retentive Strukturen der versenkbaren Stahlplattform in Form von Perforationen wird die erste polymerisierte Schicht an der Plattform fixiert. Ist die erste Schicht auspolymerisiert, senkt sich die Plattform um den Betrag einer Schichtdicke (0,05 bis 0,25 mm) ab zur Polymerisation der zweiten Schicht. Da aufgrund der Viskosität des Flüssigmonomers und der Oberflächenspannung die Möglichkeit besteht, daß nicht die gesamte Oberfläche der polymerisierten Schicht durch eine neue Flüssigmonomerschicht überspült wird, senkt sich der Tisch um ca. 1 mm ab und wird dann um die entsprechende Schichtdicke wieder angehoben, um die zu polymerisierende Schichtdicke zu erreichen. Dieser Vorgang sichert eine völlige Benetzung der Oberfläche mit flüssigem Kunststoffmonomer. Auf diese Weise erfolgt die Polymerisation aller folgenden Schichten (Abb. 1).

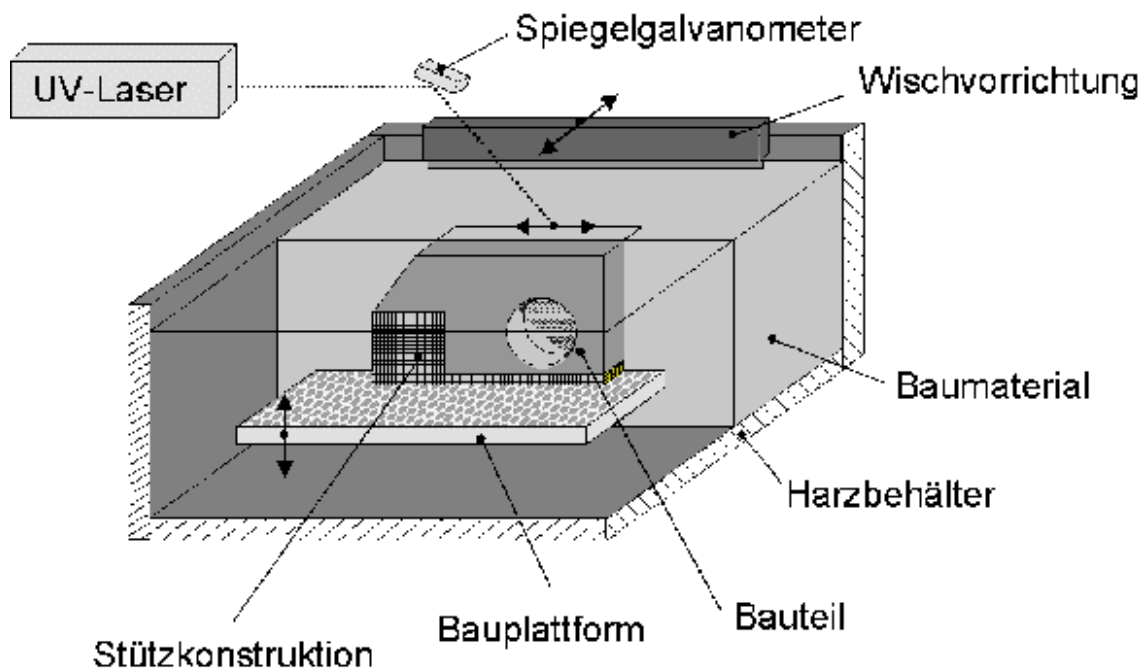


Abbildung 1: Prinzip der Stereolithographie (Quelle: [www.rp-net.de](http://www.rp-net.de))

Der Polymerisationsvorgang dauert in Abhängigkeit vom verwendeten Stereolithographie-Kunststoff, der Energie des Laserstrahls und der Schichtdicke in der Modellherstellung des Schädelbereichs etwa eine Stunde pro Zentimeter Bauhöhe.

Nach Abschluß des Polymerisationsvorgangs ist das gefertigte Modell zu ca. 95 % auspolymerisiert. Eine Nachpolymerisierung erfolgt im Nachvernetzungsstrahl, einem starken UV-Lichtofen, in welchem das Modell auf einer rotierenden Plattform über 30 Minuten eine Auspolymerisation bis zu 99,8 % erfährt.

Stereolithographieeinheiten werden in einer würfelförmigen Wannengröße mit einer Kantenlänge von 19, 25 und 50 cm hergestellt. Für den Schädelbereich ist eine Stereolithographieeinheit mit einer Kantenlänge von 25 cm ausreichend.

Als Stereolithographie-Photomomere dienen Acryl- oder Vinyl-Momere mit dem Zusatz eines radikalischen (Irgacure®) oder kationischen Photoinitiators (Ciba-Geigy, Marly, Schweiz), welcher unter Einfluß von UV-Licht zu einer Monomervernetzung führt. Der Vernetzungsgrad hängt von den Eigenschaften des verwendeten Photomomers ab (HUNZIKER 1991, 1993). Abhängig vom Photoinitiator werden die Photomomere als radikalische, kationische oder Hybrid-Photomomere, (Mischungen aus radikalischen und kationischen Photomomeren), bezeichnet.

Die Langzeitbiokompatibilität von Stereolithographiekunststoffen ist bislang nicht untersucht, was ihren Einsatz als Implantat zur Zeit nicht erlaubt.

### **1.3.3 Selektive Laser-Sinterung**

Im Gegensatz zur Stereolithographie beruht das Prinzip der Selektiven Laser-Sinterung (SLS) auf einer Verschmelzung (Sinterung) einer dünnen Kunststoffgranulatschicht in einem Behälter durch punktuelle Einwirkung eines hochenergetischen Laserstrahls. Die Lasersintereinheit ist, ähnlich der Stereolithographieeinheit, aufgebaut aus einem Kunststoffgranulatbehälter mit pulverförmigem Baumaterial (Thermoplastgranulat) mit einer versenkbaren Plattform, einem CO<sub>2</sub>-Laser mit rechnergesteuerter Spiegeloptik und

dem Steuerrechner. Zu Beginn der Modellherstellung befindet sich die Plattform abhängig von der Voreinstellung 0,05 - 0,25 mm unterhalb der Granulatoberfläche. Die gesamte Baueinheit befindet sich zur Vermeidung einer Oxidbildung infolge der hohen Laserenergie in einer abgeschlossenen Prozeßkammer mit Stickstoffatmosphäre. Das Thermoplastgranulat wird bei hohem Druck bis knapp unter den Schmelzpunkt erhitzt und durch den über die Spiegeloptik rechnergesteuerten CO<sub>2</sub>-Laser mit einer Wellenlänge von 10,6 nm und einer Leistung von 50-100 W punktuell gesintert.

Ist die erste Schicht gesintert und ausgehärtet, senkt sich die Plattform um den Betrag einer Schichtdicke ab zur Polymerisation der zweiten Schicht. Hierzu wird die nächste Granulatschicht aufgetragen und geglättet. Auf diese Weise erfolgt die Polymerisation aller folgenden Schichten (Abb. 2).

Als Baumaterialien kommen Nylon, Wachse, Polycarbonat, Polystyrol und kunststoffummantelte Metallpulver zum Einsatz. Für den Organmodellbau ist Nylon am geeignetsten, da das Material sehr kompakt ist und sich gut bearbeiten läßt. Aufgrund der Homogenität der Oberfläche ist Nylon auch geeignet zum in-situ Einsatz im Operationsbereich.

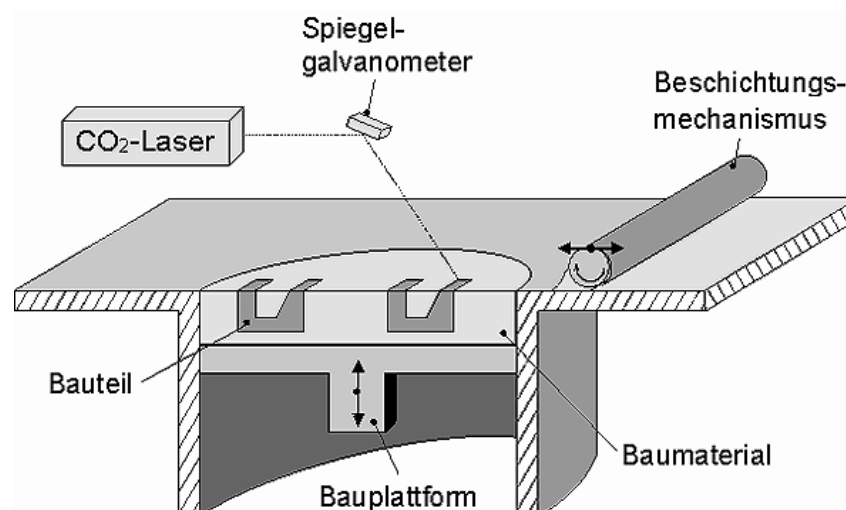


Abbildung 2: Prinzip der Selektiven Laser-Sinterung (Quelle: [www.rp-net.de](http://www.rp-net.de))

## 2 Material und Methoden

In der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität Würzburg erfolgte die Bestimmung der statistisch belegbaren und reproduzierbaren anatomisch-metrischen Präzision von medizinischen Organmodellen am Schweineschädelmodell in Abhängigkeit von den CT-Parametern und dem Modellbauverfahren.

### 2.1 Untersuchungsobjekt und Lagerung

Ein vollständiger, vom Rumpf abgetrennter Kopf eines frisch geschlachteten fränkischen Langschädelschweins (*Sus scrofa dom.*, Landrasse) aus dem Schlachthof Würzburg wurde in einer individuell zurechtgeschnittenen Polyurethan-Lagerungsschale so auf den CT-Vorschubtisch gelegt, daß die Kauebene des Schweineschädels parallel zur Abtastebene der CT-Abtasteinheit (Gantry) zu liegen kam (Abb. 3 und 4).

Zur CT-Datenerhebung wurde der Schweineschädel mit vollständigen Weichteilen verwendet, um die experimentellen Bedingungen einer realen Patientenuntersuchung möglichst nahekommen zu lassen.

Die Datenakquisition erfolgte im Institut für Röntgendiagnostik der Universität Würzburg (Vorstand : Professor Dr. med. D. Hahn).



**Abbildung 3: Fränkisches Langschädelschwein**



**Abbildung 4: Lagerung in der CT-Abtasteinheit**

## 2.2 Computertomographie-Parametereinstellungen

Zum Vergleich des Einflusses unterschiedlicher CT-Aufnahmeparameter auf die Präzision der Organmodelle erfolgte die CT-Datenerfassung in zwei unterschiedlichen Techniken.

### 2.2.1 Spiral-Computertomographie

Der Unterschied zur konventionellen Computertomographie liegt in der kontinuierlichen Datenerfassung bei kontinuierlicher horizontaler Translationsbewegung des Untersuchungsobjekts entlang der Längsachse. Die Rotationszeiten der Röntgenröhre liegen bei modernen Scannern unter 1 Sekunde pro Umdrehung. Ein Vorteil der Spiral-CT liegt in der Wahlmöglichkeit der Translationsgeschwindigkeit unabhängig von der Schichtdicke. Dadurch wird die Erfassung größerer Untersuchungsvolumina in einer kürzeren Zeit möglich. Aus dem spiralförmigen Datensatz werden Einzelbilder nach Akquisitionsende in beliebiger Schichtdicke bis minimal 0,1 mm errechnet.

Die Untersuchungszeiten lassen sich durch die Spiral-CT auf unter 80 Sekunden, selbst bei großen Untersuchungsvolumina, senken. Durch diese kürzeren Untersuchungszeiten wird das Risiko von Bewegungsartefakten herabgesetzt. Dies ermöglicht eine höhere Genauigkeit der stereolithographischen Organmodelle. Ein weiterer Vorteil der Spiral-CT liegt in der Reduktion der Strahlenexposition im Vergleich zur konventionellen CT.

In der vorliegenden Untersuchung fand das Computertomographie-Gerät Siemens Somatom Plus 4 (Siemens, Erlangen) Einsatz in der Spiral-CT-Datengewinnung, bei einer Bildmatrix von 512 x 512 Pixel.

Es wurden 6 Datensätze angefertigt, bei denen Stromstärke, Spannung und Rotationszeit konstant blieben, mit Änderung von Schichtdicke, Tischvorschub und Pitch.

---

Die Spiral-Computertomographischen Bilddatensätze dienten zur Anfertigung des Stereolithographie-Schädelmodells. Nach optischer Beurteilung der Bilddatenqualität wurde der Bilddatensatz Nr. 1 ausgewählt (Tab. 1).

### 2.2.2 Mehrschicht-Computertomographie

Um bei vorgegebener Untersuchungszeit größere Volumina erfassen zu können oder die axiale Auflösung zu verbessern, müssen entweder die Rotationszeit verkürzt oder mehrere Schichten gleichzeitig aufgenommen werden. Beides wurde mit dem neuen Verfahren der Mehrschicht-Computertomographie möglich, dessen Prototyp, der 2-Schicht-Spiral-Scanner Elscint TWIN, im Jahr 1993 vorgestellt wurde. Seit 1998 stehen zudem 4-Schicht-Spiral-Scanner zur Verfügung, deren Rotationszeiten bis auf 0,5 s reduziert wurden. Die Leistung der Röntgenröhre wird bei gleichzeitiger Aufnahme von vier Schichten durch mehrzeilige Detektorensysteme optimal ausgenutzt. Zusammen mit der Subsekundenrotation wird die Leistungsfähigkeit des Computertomographen bis auf das 12-fache erhöht.

Die Mehrschicht-Computertomographie erfolgte auf dem Somatom Plus 4 Volume Zoom (Siemens, Erlangen). Dieses Gerät fand im Rahmen vorliegender Untersuchung erstmals Anwendung in der Präzisionsbestimmung am Schweineschädelmodell.

Hieraus diente der Bilddatensatz Nr. 7 zur Anfertigung des Lasersinter-Schädelmodells (Tab. 1).

Aus den Spiral-Datensätzen beider Verfahren wurden nach Abschluß der Datenakquisition die Einzelbilder in einem Rekonstruktionsabstand (Increment) von 0,5 mm errechnet.



Nr.	Spirale (Anz.)	Röhrenspannung (kV)	Röhrenstromstärke (mA)	Rotationszeit (s)	Schichtdicke (mm) / Tischgeschwindigkeit (mm/s)	entspr. Pitch	max. Strecke (mm)
1	16-20	120	200	1,5	1 / 1	1	44
2	12-14	120	200	1,5	2 / 2	1	88
3	10-11	120	200	1,5	2 / 3	2	110
4	9-8	120	200	1,5	3 / 3	1	132
5	6-7	120	200	1,5	3 / 4,5	2	154
6	4-5	120	200	1,5	5 / 5	1	240
7		140	150	0,5			

**Tabelle 1:** CT-Parameter zur Datenakquisition am Schweineschädelmodell.  
**1 – 6:** Spiral-Computertomographische Bilddatensätze.  
**7:** Mehrschicht-Computertomographischer Bilddatensatz.

### 2.3 Datenspeicherung und Bildtechnische Bearbeitung

Die computertomographisch gewonnenen Daten können auf unterschiedlichen Speichermedien gesichert werden. Hierfür stehen CD-ROM, Magneto-Optische Datenträger (MOD), Laserdisk, Magnetbänder und andere Speicherverfahren zur Verfügung. In vorliegender Untersuchung wurden sämtliche Bilddaten auf Magneto-Optischen Datenspeichern gespeichert. Die Bilddaten werden unkomprimiert und ohne sekundäre Bildrekonstruktion gespeichert und übermittelt.

Die gespeicherten Daten wurden auf eine Bildbearbeitungskonsole der Organmodellbaueinrichtung (3D-Biomodelling, Würzburg) übertragen und dort auf eine Kontron-Mipron<sup>®</sup>-Bildverarbeitungskonsole überspielt.

Eine der Hauptaufgaben in der Bildbearbeitung stellt die Segmentierung der Strukturen dar. Hierbei handelt es sich um die Auftrennung einzelner anatomischer Strukturen im Schädelbereich. Die Segmentierung verläuft halbautomatisch, d.h. in anatomisch komplexen Bereichen wie z.B. dem Kiefergelenk erfolgt die Trennung interaktiv. Dieser halbautomatische Segmentierungsprozeß hat sich im klinischen Einsatz bewährt.

Die Volumenbeschreibung der Objekte muß in ein Format konvertiert werden, welches von einem CAD-Rechner verarbeitet werden kann. Das Format, in welchem die Darstellung des Objekts erfolgen muß, um es später rechnergesteuert bauen zu können, wird als SL-Format bezeichnet und hat den Vorteil, daß Translationen und Rotationen zur Positionierung des Objekts durchgeführt werden können. Das SL-Format ist heute das Standard-Format im medizinischen Modellbau und unabhängig vom Bauverfahren.

Die Bilddaten wurden mit der 3D-Biomodelling-Software (3D-Biomodelling, Würzburg) aufbereitet, mit anschließender Weitergabe der aufbereiteten Bilddaten an die Modellbau-Einheit.

## **2.4 Modellbau**

Das Stereolithographie-Schweineschädelmodell wurde anhand des Spiral-Computertomographischen Bilddatensatzes auf einer Stereolithographie-Einheit SLA-250 (3D-Systems, Darmstadt), mit anschließender Nachvergütung im UV-Schrank, angefertigt (Abb. 5).

Das Lasersinter-Schweineschädelmodell wurde anhand des Mehrschicht-Computertomographischen Bilddatensatzes auf einer Lasersinter-Einheit Sinterstation 2500 (DTM, Hilden), angefertigt (Abb. 6).



**Abbildung 5: Stereolithographie-Schweineschädelmodell**



**Abbildung 6: Lasersinter-Schweineschädelmodell**

## 2.5 Mazeration des Schweineschädels

Nach Abschluß der Datenakquisition und vollendetem Bauprozeß wurde der Schweinekopf mazeriert. Hierzu wurde er für 4 Stunden in siedendem Wasser gekocht und alle Weichteile unter Schonung des Knochens wurden entfernt. Die Gehirnmasse wurde ohne Trepanation der Schädelkalotte über das Foramen occipitale magnum entnommen. Zum Bleichen der Knochen wurden 5 l heißes Wasser mit 100 g Backpulver versetzt, der Schädel eingelegt und anschließend 2 Tage luftgetrocknet (Abb. 7).



Abbildung 7: Mazerierter Schweineschädel

## 2.6 Vergleichsmessungen

Die Vergleichsmessungen erfolgten an anatomischen Bezugspunkten mit einer geeichten Schublehre mit einer Meßgenauigkeit von  $\pm 0,05$  mm und einem arretierbaren Tasterzirkel.

Die Auswahl der Meßpunkte wurde von folgenden Faktoren bestimmt:

### 2.6.1 Zustand des Schweineschädels

Während der Mazeration des Schweineschädels, insbesondere während des mehrstündigen Kochens, sind viele Suturen aufgeweicht und während der anschließenden Trocknungszeit aufgesprungen. Um Meßfehler auszuschließen befinden sich die ausgewählten Meßstrecken meist innerhalb einzelner Schädelknochen.

### 2.6.2 Detailschärfe und Fehler an den Modellen

Durch den Teilvolumeneffekt weisen beide Modelle Fehler bei der Rekonstruktion besonders dünner Knochenanteile auf. Am augenfälligsten sind die relativ großen Löcher in der Mitte des Os frontale und der lateralen Kieferhöhlenwand im Bereich der Suture zum Os incisivum. Auch die dorsalen Ausläufer der Maxilla und die dünnen Anteile von Os lacrimale, Os frontale und der Ala orbitalis des Praesphenoid sind nicht oder nur unzureichend dargestellt. Die Felsenbeinpyramide des Temporale ist nur ansatzweise dargestellt und der Hamulus des Pterygoids stark verkürzt. Vom Foramen sphenopalatinum und maxillare ist nur deren kaudaler Rand beurteilbar.

Da eine Bißsperrung am Schweineschädel während der Datenakquisition nicht möglich war und deshalb die Zahnreihen von Ober- und Unterkiefer im Bereich der Okklusalfäche auseinandergesägt werden mussten, können die Kauflächen der Zähne mit ihren Höckern und Fissuren nicht zu Messungen herangezogen werden.

### 2.6.3 Anthropologische Meßpunkte

Die ursprüngliche Idee, anthropologische Meßpunkte für die Vermessung der Schädel heranzuziehen, ist aus mehreren Gründen verworfen worden: Viele Meßpunkte am menschlichen Schädel haben beim Schweineschädel kein Korrelat. Die Orbita des Schweins ist nicht geschlossen, ein Supraorbitale ist demnach nicht festzulegen. Weitere Meßpunkte wie z.B. das Bregma fallen durch die Verkürzung der Schädelmodelle weg. Messungen über eine Lateralseite hinweg sind wegen der aufgesprungenen Suturen nicht sinnvoll. Meßstrecken wie z.B. die Breite der Apertura piriformis würden ebenfalls aufgrund der aufgesprungenen Suturen einen zu großen Meßfehler aufweisen (Abb. 8).

Tierspezifische Meßpunkte zur Schädelvermessung sind in keiner wissenschaftlichen Studie angegeben (HUMMEL 1998).



**Abbildung 8:** Frontalansicht des mazerierten Schweineschädels. Deutlich erkennbar die breit aufgesprungene mediane Oberkiefersutur.

#### 2.6.4 Festlegung der Meßstrecken

Zur Erzielung eines statistisch auswertbaren Ergebnisses wurden die Bezugspunkte in jeder Schädelhälfte durch jeweils 100 Meßstrecken verbunden, welche die Grundlage der Vergleichsmessungen bilden. Insgesamt ergaben sich somit 200 Meßstrecken pro Schädel. Aufgrund fehlender anatomischer Relevanz sind die Meßstrecken nicht näher beschrieben, sondern werden im Ergebnisteil numerisch bezeichnet.

Die Ergebnisse der Streckenmessungen am mazerierten Schweineschädel, dem Stereolithographie-Schweineschädelmodell und dem Lasersinter-Schweineschädelmodell werden nebeneinandergestellt und tabellarisch, graphisch und statistisch aufgearbeitet.

#### 2.7 Meßpunkte

Aus oben genannten Gründen erfolgte die individuelle Festlegung anatomischer reproduzierbarer Bezugspunkte. Die angeführten anatomischen Bezugspunkte entsprechen in ihrer Numerierung den Legenden zu den Abbildungen 9 – 13.

1. Processus temporalis des Os zygomaticum (dorsale Spitze)
2. Inzisur im Processus temporalis des Os zygomaticum
3. Processus frontalis im Os zygomaticum
4. Spina in der ventralen Orbitawand (neben Fossa muscularis)
5. Foramen lacrimale mediale
6. Foramen lacrimale laterale
7. Sutura Os zygomaticum / Os maxillare
8. Spina im Os lacrimale
9. Foramen supraorbitale (unterer Rand)
10. Sutura Os nasale / Os frontale (median)
11. Sutura Os nasale / Os frontale (mesial)
12. Sutura Os nasale / Os frontale (lateral)

- 
13. ventrales Ende des Os nasale (lateral)
  14. ventrales Ende des Os nasale (medial)
  15. ventrales Ende des Corpus ossis incisivi (lateral)
  16. ventrales Ende des Corpus ossis incisivi (medial)
  17. Sutura Os frontale / Os lacrimale (Orbitarand)
  18. Foramen ethmoidale
  19. Foramen maxillare (caudolaterale Ecke)
  20. Tuber faciale
  21. Inzisur im Ausführungsgang des Nervus facialis
  22. Spitze des Processus jugularis
  23. Inzisur in der Fossa pterygoidea
  24. Spina am Processus pterygoideus des Sphenoid
  25. Unterkante des Processus pterygoideus des Os palatinum
  26. Spina am dorsalen Rand der Maxilla
  27. Distalfläche letzter Molar (OK)
  28. Kontaktpunkt letzter / vorletzter Molar (OK)
  29. Mesialfläche vorletzter Molar (OK)
  30. Distalfläche erster Prämolare (OK)
  31. Mesialfläche erster Prämolare (OK)
  32. caudoventrale Kante des Os maxillare
  33. cranialer Rand Foramen infraorbitale
  34. ventraler Rand Foramen infraorbitale (kleines Foramen)
  35. dorsaler Rand Foramen infraorbitale
  36. caudaler Rand Foramen infraorbitale
  37. caudoventrale Kante des Condylus occipitalis
  38. Canalis nervi hypoglossi
  39. Höckergrat auf Tuberculum musculare
  40. mediane Kante auf Tuberculum musculare
  41. medialer Rand des Foramen lacerum orale
  42. Spina des Vomer
  43. Inzisur im Os palatinum
  44. dorsaler Rand der Fissura palatina



- 
45. lateraler Rand der Fissura palatina
  46. medialer Rand der Fissura palatina
  47. ventraler Rand der Fissura palatina
  48. Spitze des Processus muscularis der Mandibula
  49. Incisura mandibulae
  50. medialer Rand des Processus articularis
  51. lateraler Rand des Processus articularis
  52. dorsaler Rand des Ramus mandibulae
  53. ventraler Rand des Ramus mandibulae
  54. dorsaler Rand der „Weisheitszahnalveole“ (UK)
  55. ventraler Rand der „Weisheitszahnalveole“ (UK)
  56. Unterrand des Corpus mandibulae / Mitte des Ramus mandibulae
  57. Distalfläche zweiter Molar (UK)
  58. Kontaktpunkt erster / zweiter Molar (UK)
  59. Kontaktpunkt dritter Prämolare / erster Molar (UK)
  60. Kontaktpunkt zweiter / dritter Prämolare (UK)
  61. Mesialfläche zweiter Prämolare (UK)
  62. Distalfläche erster Prämolare (UK)
  63. Mesialfläche erster Prämolare (UK)
  64. Foramina mentalia (dorsal) = 1. von ventral, dorsale Kante
  65. Foramina mentalia (medial) = 2. von ventral, dorsale Kante
  66. Foramina mentalia (ventral) = 3. von ventral, dorsale Kante
  67. caudaler Rand des Ramus mandibulae im Bereich des zweiten Prämolare (UK)
  68. Symphyse (caudal)
  69. Symphyse (ventral)
  70. Distalfläche zweiter Incisivus (UK)
  71. Bukkalfläche zweiter Prämolare (UK) im Furkationsbereich
  72. Lingualfläche zweiter Prämolare (UK) im Furkationsbereich
  73. Bukkalfläche zweiter Molare (UK) im Furkationsbereich
  74. Lingualfläche zweiter Molare (UK) im Furkationsbereich
  75. ventrocaudale Ecke des Foramen mandibulae

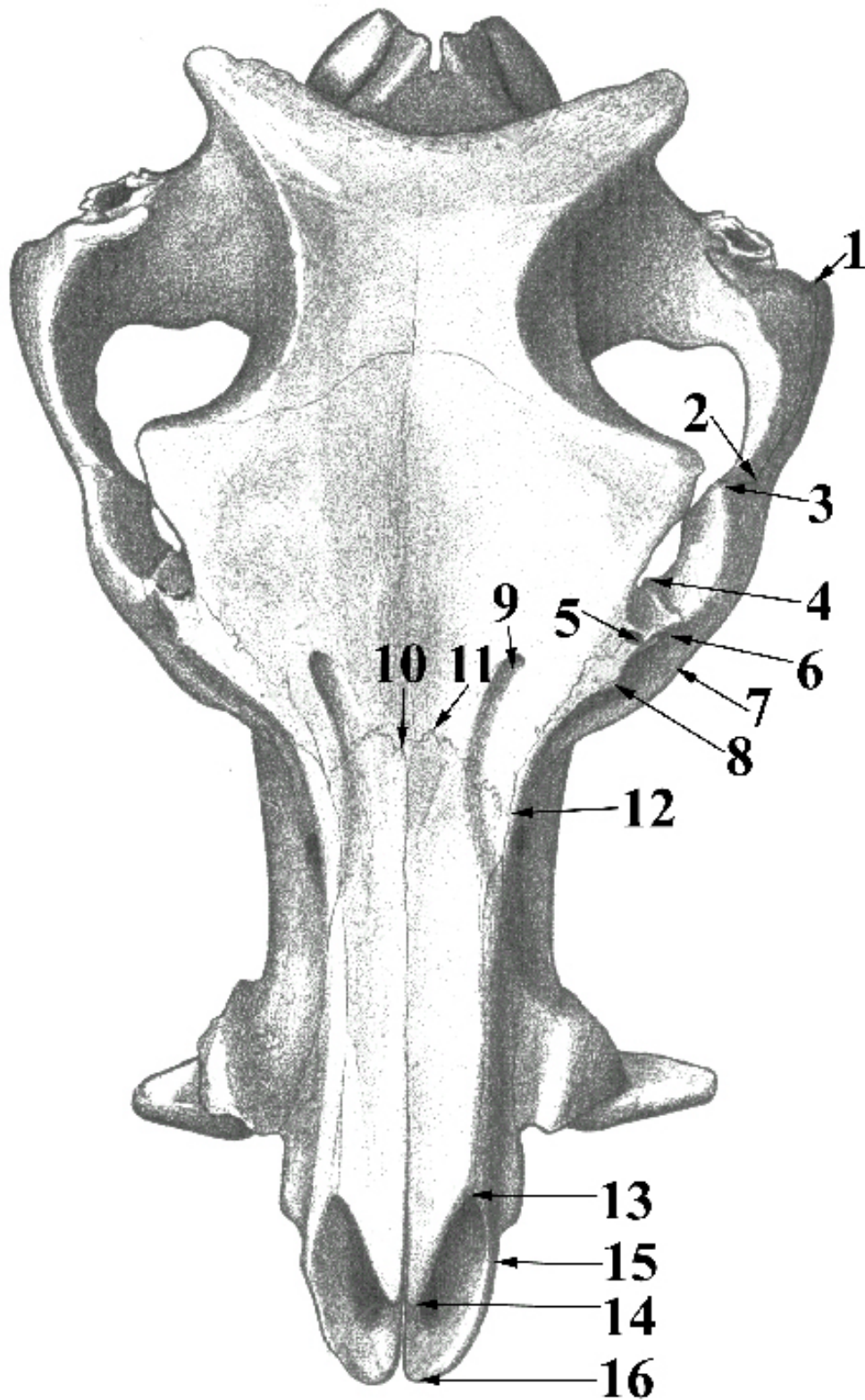


Abbildung 9: Schweineschädel frontal (Legende: S. 19 – 21)

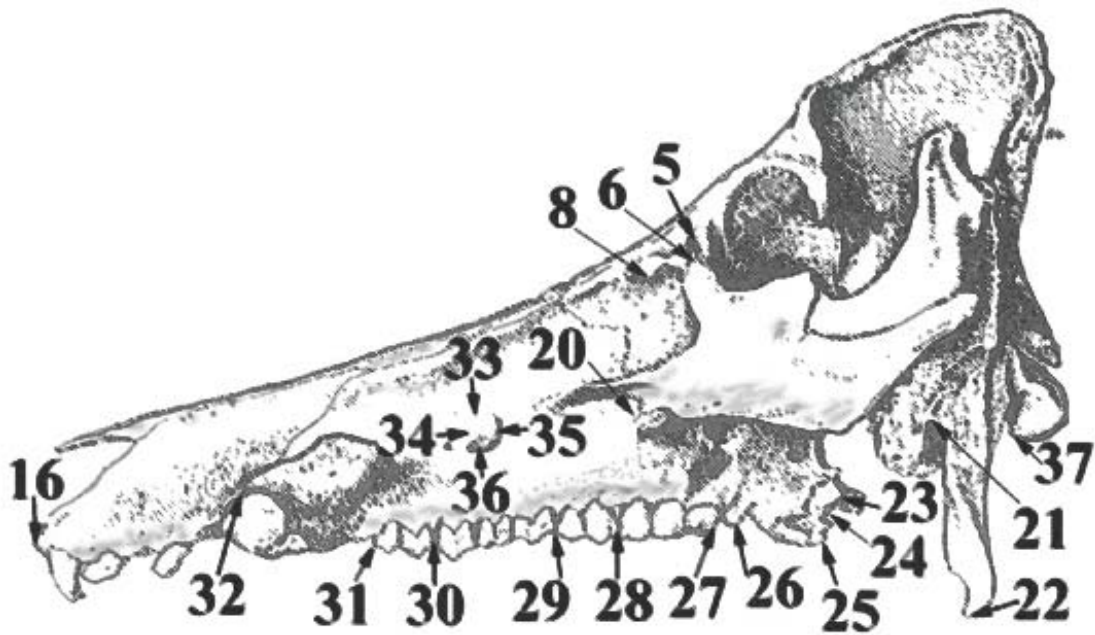


Abbildung 10: Schweineschädel lateral (Legende: S. 19 – 21)

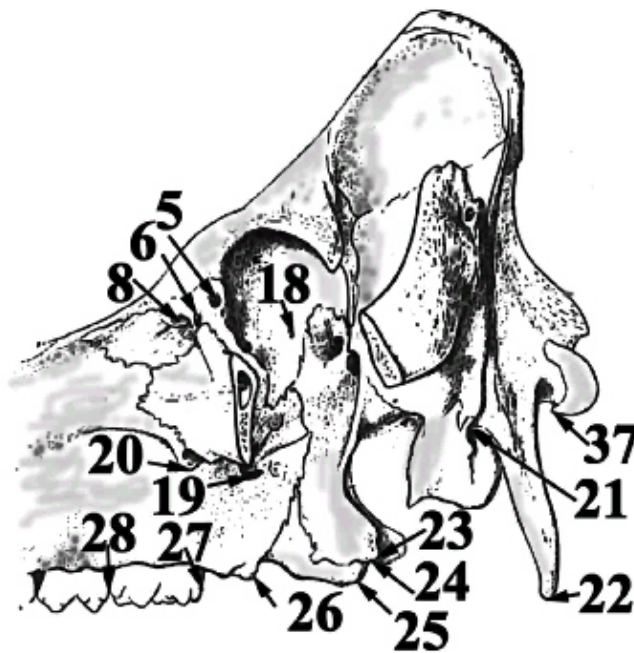


Abbildung 11: Schweineschädel lateral, Detailansicht (Legende: S. 19 – 21)

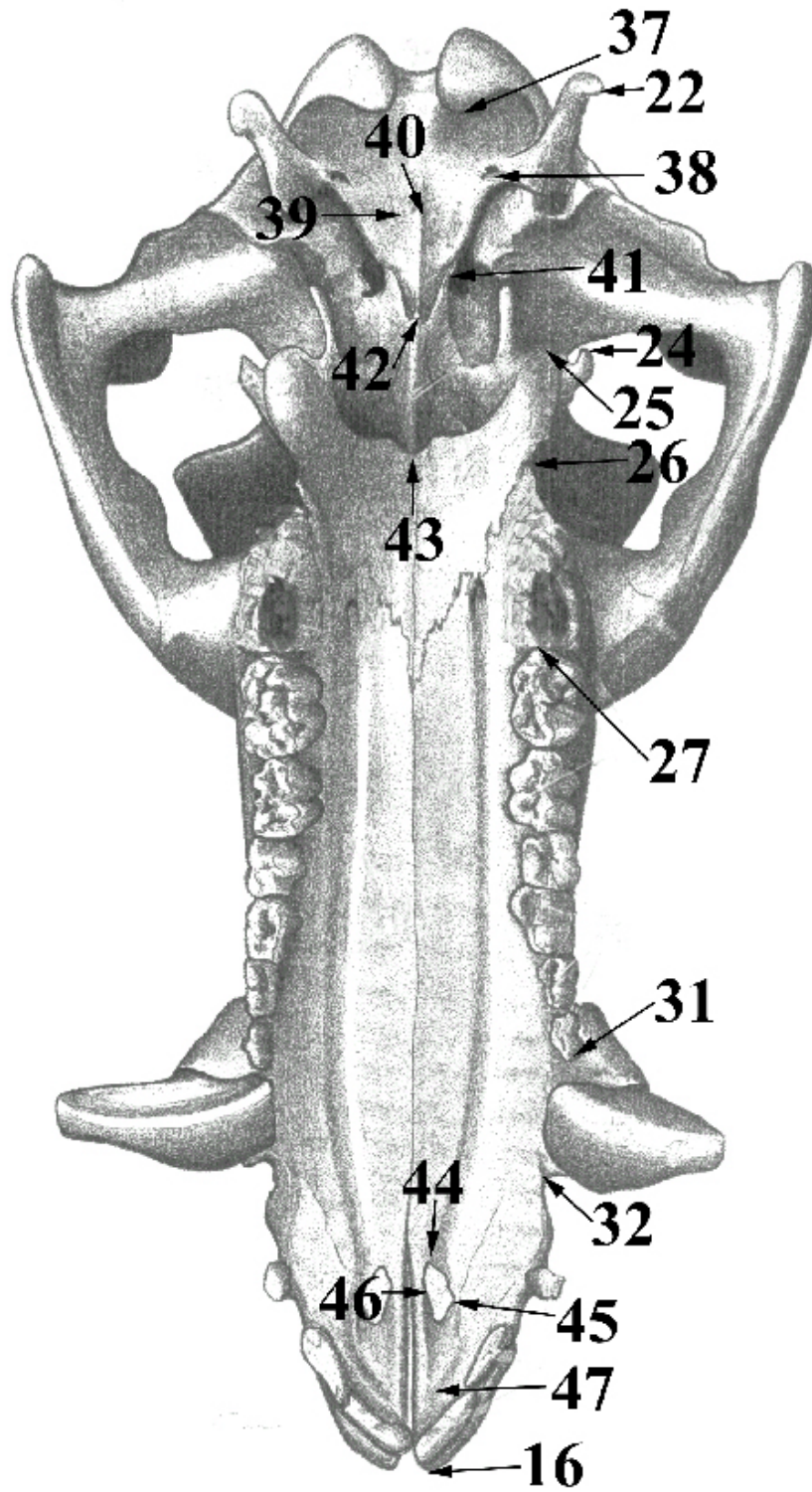


Abbildung 12: Schweineschädel basal (Legende: S. 19 – 21)



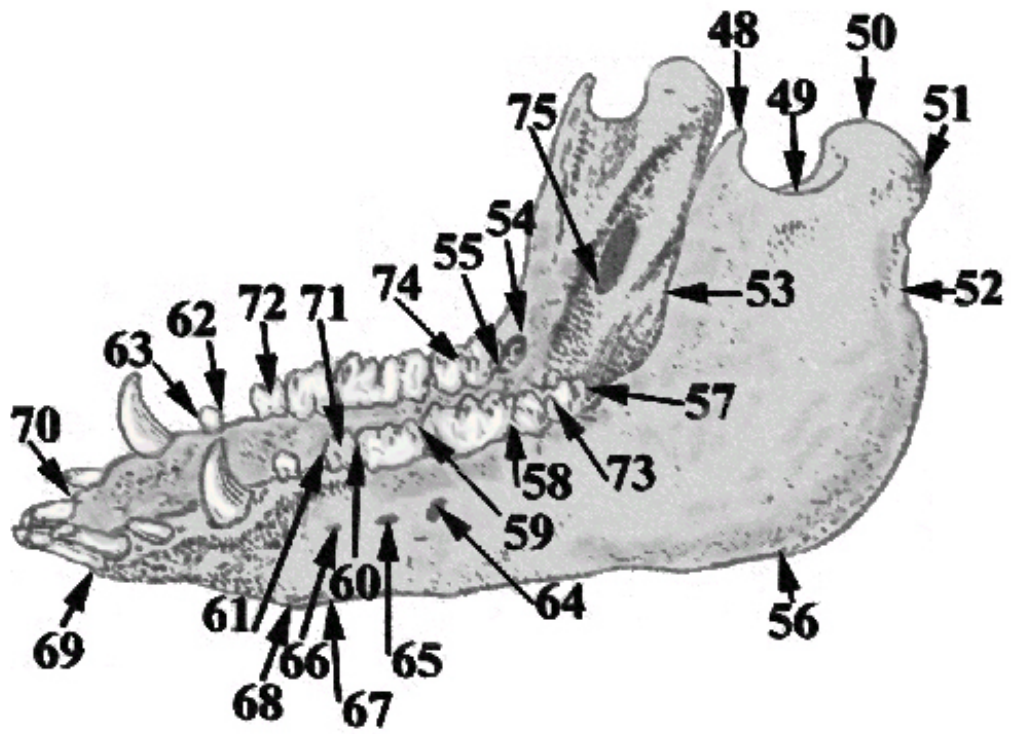


Abbildung 13: Schweine-Unterkiefer (Legende: S. 19 – 21)

### 3 Ergebnisse

In der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität Würzburg erfolgte die Bestimmung der statistisch belegbaren und reproduzierbaren anatomisch-metrischen Präzision von medizinischen Organmodellen am Schweineschädelmodell in Abhängigkeit von den CT-Parametern und dem Modellbauverfahren, anhand eines vollständigen, vom Rumpf abgetrennten Kopfes eines frisch geschlachteten fränkischen Langschädelschweins (*Sus scrofa dom.*, Landrasse).

Zur CT-Datenerhebung wurde der Schweineschädel mit vollständigen Weichteilen verwendet, um den experimentellen Bedingungen einer realen Patientenuntersuchung möglichst nahe zu kommen.

Die Datenakquisition erfolgte im Institut für Röntgendiagnostik der Universität Würzburg (Vorstand : Professor Dr. med. D. Hahn).

Ein Stereolithographie-Schädelmodell wurde anhand eines Spiral-Computertomographischen Bilddatensatzes hergestellt, ein Lasersinter-Schädelmodell anhand eines Mehrschicht-Computertomographischen Datensatzes hergestellt.

Die Vergleichsmessungen erfolgten an anatomischen Bezugspunkten mit einer geeichten Schublehre mit einer Meßgenauigkeit von  $\pm 0,05$  mm und einem arretierbaren Tasterzirkel.

Die Bezugspunkte wurden in jeder Schädelhälfte durch jeweils 100 Meßstrecken verbunden, welche die Grundlage der Vergleichsmessungen bilden. Insgesamt ergaben sich somit 200 Meßstrecken pro Schädel. Aufgrund fehlender anatomischer Relevanz sind die Meßstrecken nicht näher beschrieben, sondern werden numeriert (Abb. 9 - 13).

Die Ergebnisse der Streckenmessungen am mazerierten Schweineschädel, dem Stereolithographie-Schweineschädelmodell und dem Lasersinter-Schweineschädelmodell

werden nebeneinandergestellt und tabellarisch, graphisch und statistisch aufgearbeitet (Tab. 2).

Zur besseren Übersichtlichkeit werden die Meßtabelle in Gruppen entsprechend der Schädelansicht aufgeteilt (Anhang).

Aus den Meßergebnissen geht hervor, daß Stereolithographiemodelle eine absolute Dimensionsabweichung vom mazerierten Schweineschädel von  $\pm 0,0269$  mm / mm Meßstrecke aufweisen (2,69 %).

Bei einer durchschnittlichen Meßstrecke von 32,58 mm am mazerierten Schweineschädel liegt die Abweichung der Meßstrecke am Stereolithographiemodell bei  $\pm 0,88$  mm (max. Abweichung: - 2,3 mm bis + 3,2 mm).

Hieraus ergibt sich eine relative Präzision der Stereolithographiemodelle von 97,31 %.

Lasersintermodelle weisen eine absolute Dimensionsabweichung vom mazerierten Schweineschädel vom  $\pm 0,0274$  mm / mm Meßstrecke auf (2,74 %).

Bei einer durchschnittlichen Meßstrecke von 32,58 mm am mazerierten Schweineschädel liegt die Abweichung der Meßstrecke am Lasersintermodell bei  $\pm 0,89$  mm (max. Abweichung: - 3,0 mm bis + 2,9 mm).

Es besteht somit keine klinisch relevante Präzisionsdifferenz zwischen dem Stereolithographiemodell und dem Lasersintermodell (Tab. 3). Beide Modelltypen weisen eine geringe Vergrößerungstendenz auf.

	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho- Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter- Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
<b>Frontal</b>	1836,35	1898,55	40,40	1854,35	42,4
<b>Lateral</b>	1585,50	1752,40	48,20	1721,75	45,05
<b>Basal</b>	782,05	793,05	21,30	782,45	23,6
<b>UK</b>	2311,35	2337,90	65,65	2338,35	637,3
$\Sigma$	6515,25	6781,9	175,55	6696,9	178,35
$\emptyset$	<b>32,58</b>	<b>33,91</b>	<b> 0,88 </b>	<b>33,48</b>	<b> 0,89 </b>

Tabelle 2: Zusammenfassung der Meßergebnisse

	absolute Abweichung / mm	relative Abweichung  \Delta	max. Abweichung
<b>Stereolithographiemodell</b>	0,0269 mm	2,69 %	- 2,3 mm + 3,2 mm
<b>Lasersintermodell</b>	0,0274 mm	2,74 %	- 3,0 mm + 2,9 mm

Tabelle 3: Vergleich der Modellbauverfahren



## 4 Diskussion

An der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Julius-Maximilians-Universität Würzburg erfolgt seit 1987 die Entwicklung und der Einsatz von Verfahren des rechnergesteuerten Organmodellbaus in der Planung und Durchführung operativer Eingriffe.

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung erfolgte die Bestimmung der statistisch belegbaren und reproduzierbaren anatomisch-metrischen Präzision von medizinischen Organmodellen am Schweineschädelmodell in Abhängigkeit von den CT-Parametern und dem Modellbauverfahren.

In der vergleichenden Messung an einem Stereolithographiemodell, angefertigt anhand eines Spiral-CT-Datensatzes und einem Lasersintermodell, angefertigt anhand eines Mehrschicht-CT-Datensatzes an jeweils insgesamt 200 Meßstrecken konnte bestätigt werden, daß die Dimensionsabweichung unabhängig von der Datenerfassungsart und des Modellbauverfahrens durchschnittlich unterhalb von  $\pm 0,88$  mm, bzw. 2,7 % liegt (max. Gesamtabweichung: - 3,0 mm bis + 3,2 mm).

Um chirurgischen Präzisionsansprüchen zu entsprechen, wird eine anatomische Genauigkeit der Modelle von  $\pm 1$  mm gefordert (SADER 1997), was in vorliegender Untersuchung erfüllt wird.

BARKER führte 1994 Untersuchungen an einem mazerierten Humanschädel und einem PVC-Modell durch. Zum Einsatz kam der GE9800 CT-Scanner (GE Medical Systems, USA), mit einer Schichtdicke von 1,5 mm. Der Schädel wurde vor der Datenakquisition in Wasser gelegt, um die Luft aus den Knochenhöhlräumen zu verdrängen. Beim PVC-Modell betrug die durchschnittliche Abweichung  $\pm 0,47$  mm, beim Schädelmodell  $\pm 0,85$  mm mit einer Streubreite von 0,1 bis 4,62 mm.

KRAGSKOV (1996) vergleicht Stereolithographiemodelle mit virtuellen 3D-Modellen, die vom Datensatz eines Siemens Somatom DRH generiert wurden. Die Daten wurden

an 4 Patienten im Alter von 6 Monaten bis 24 Jahren erstellt, die kraniofaziale Anomalien aufwiesen. Die Abweichungen zwischen virtuellen 3D- und den Stereolithographiemodellen betragen zwischen -0,3 und +0,8 mm.

BOUYSSIE (1997) verwendete einen mazerierten Unterkiefer, der in Gelatine eingelegt wurde, um eine Weichteilummantelung zu simulieren. Die Daten für den Modellbau wurden auf einem Elscint 2000 Elite Scanner mit 1 mm Schichtdicke erfasst. Die daraus entstandenen Modelle wiesen eine maximale Abweichung von  $\pm 0,24$  mm und eine durchschnittliche Abweichung von  $\pm 0,12$  mm auf.

SANTLER (1998) benutzt ein Kugelmodell mit einem Durchmesser von 60,3 mm und einen Quader (100 x 150 x 200 mm) mit Schnitten und Bohrungen unterschiedlicher Größe, Tiefe und Richtung (Material unbekannt), von denen Fräs- und Stereolithographiemodelle angefertigt wurden. Die Datenakquisition erfolgte auf einem UltraFast-Evolution CT der Firma Siemens in 1,5 mm Schichtdicke. Es fand sich eine durchschnittliche Abweichung von  $\pm 0,81$  mm (max.  $\pm 1,3$  mm) bei den Stereolithographiemodellen und  $\pm 0,54$  mm (max.  $\pm 1,75$  mm) bei den Fräsmodellen. Bezogen auf die drei Raumebenen der Modelle waren die Abweichungen in der x- und y-Ebene, also jenen Schichten, die der CT-Ebene entsprechen, geringer als jene, die in der z-Achse gemessen wurden.

Die hier angegebene höhere Präzision von Fräsmodellen gegenüber Stereolithographiemodellen kann durch keine andere Untersuchung bestätigt werden. So geben LILL et al. (1991, 1992) eine Dimensionsabweichung von Fräsmodellen von  $\pm 2,1$  mm an. Präzisionsuntersuchungen von Stereolithographiemodellen sind unseren Ergebnissen vergleichbar (MANKOVICH et al. (1993)  $\pm 0,9$  mm am Phantom; ARVIER et al. (1994)  $\pm 0,86$  mm, MARMULLA et al. (1997)). Die von WOLF et al. (1994) und LINDNER et al. (1995) angegebene Präzision von  $\pm 0,25$  mm ist nur rechnerisch zu begründen und klinisch-experimentell nicht nachvollziehbar, zumal die derzeit rechnerisch geringst mögliche CT-Pixelgröße bei ca. 0,3 mm liegt.

Bei sämtlichen Präzisionsbestimmungen ist zu beachten, daß die Auflösung in der CT-Ebene von den CT-Parametern abhängig ist, während die Auflösung senkrecht zur CT-

Ebene von Tischvorschub, Schichtdicke und letztlich der eingestellten Schichtdicke der Modellbaueinheit abhängt. Im Sinne einer klinischen Umsetzung der Meßergebnisse ist auf diese Differenzierung verzichtet worden.

Die in der Untersuchung beobachtete tendenzielle Vergrößerung der Modelle wird in der Literatur bestätigt (LILL et al. 1991, MANKOVICH et al. 1993)

Die Problematik der beschriebenen Publikationen liegt in der nur näherungsweise Vergleichbarkeit der Untersuchungsobjekte mit der Situation, die sich am Patienten ergibt.

1992 wurden durch BILL et al. direkte Vergleichsmessungen zwischen dem Unterkiefer von Patienten und dem korrelierenden Stereolithographiemodell durchgeführt (BILL et al. 1992, 1993, BILL 1996). Der Vergleich von Implantatinsertionsstellen am Patientenunterkiefer und ihrem Korrelat am Stereolithographiemodell ergab eine durchschnittliche Dimensionsgenauigkeit von  $\pm 0,5$  mm (Streubreite 0,1 - 0,8 mm). Hier erfolgte die Datenakquisition auf einem CT Siemens Somatom Plus S in 1 mm Schichtdicke sowie einem Spiral-CT Siemens Somatom Plus 4 mit einer 2 mm-Spirale.

In vorliegender Untersuchung wird erstmals mit dem Schweineschädelmodell ein Untersuchungsobjekt eingesetzt, das in Größe und Beschaffenheit der klinischen Situation entspricht: Die Datenerfassung am noch nicht mazerierten Schweineschädel simuliert in größtmöglicher Annäherung den Patientenschädel. Die Meßstrecken wurden nach rein anatomischen Gesichtspunkten ausgewählt, ungeachtet der räumlichen Relationen zu den CT-Schichten.

Über die anatomische Präzision von Lasersinter-Organmodellen sind in der vorliegenden Literatur nur Angaben zu finden, die sich auf klinische Anwendungen beziehen (BERRY et al. (1997)  $\pm 1,0$  mm; AUNG et al. (1999) keine Messungen).

Ebenso liegen bislang keine Untersuchungen zum Einsatz des Mehrschicht-Spiral-CT im Zusammenhang mit dem 3D-Modellbau vor. Von Vorteil ist bei dieser Aufnahmetechnik die deutlich niedrigere Strahlenexposition, sowie die Verringerung von Bewe-

gungsartefakten durch kürzere Untersuchungszeiten. Bei gleicher Präzision der Modelle ist somit die Mehrschicht-Spiral-CT der konventionellen Spiral-CT in der Datenakquisition für den Organmodellbau vorzuziehen.

## 5 Zusammenfassung

An der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Julius-Maximilians-Universität Würzburg erfolgt seit 1987 die Entwicklung und der Einsatz von Verfahren des rechnergesteuerten Organmodellbaus in der Planung und Durchführung operativer Eingriffe.

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung erfolgte die Bestimmung der statistisch belegbaren und reproduzierbaren anatomisch-metrischen Präzision von medizinischen Organmodellen am Schweineschädelmodell in Abhängigkeit von den CT-Parametern und dem Modellbauverfahren.

An einem intakten Schweinekopf erfolgte die Spiral-Computertomographische Datenerfassung zur Herstellung eines Stereolithographiemodells und die Mehrschicht-Computertomographische Datenerfassung zur Herstellung eines Lasersintermodells. Der Schweinekopf wurde mazeriert und Vergleichsmessungen von 75 ausgewählten anatomischen Meßpunkten über 200 Meßstrecken an dem Schädel und den beiden Modellen durchgeführt. Dabei konnte bestätigt werden, daß die Dimensionsabweichung unabhängig von der Datenerfassungsart und des Modellbauverfahrens durchschnittlich unterhalb von  $\pm 0,88$  mm, bzw. 2,7 % liegt (max. Gesamtabweichung: - 3,0 mm bis + 3,2 mm).

Bei gleicher Präzision der Modelle ist die Mehrschicht-Spiral-CT der konventionellen Spiral-CT in der Datenakquisition für den Organmodellbau bei verkürzter Akquisitionszeit und verringerter Strahlenbelastung vorzuziehen.

## 6 Literatur

1. **Alberti, C.:**  
*Three-dimensional CT and structure models.*  
Br J Radiol 53 (1980) 261 - 262
2. **Arvier, J. F., Barker, T. M., Yau, Y. Y., d'Urso, P. S., Atkinson, R. L., McDermant, G. R.:**  
*Maxillofacial biomodelling.*  
Br J Oral Maxillofac Surg 32 (1994) 276 – 283
3. **Aung, S. C., Tan, B. K., Foo, C. L. Lee, S. T.:**  
*Selective laser sintering: application of a rapid prototyping method in craniomaxillofacial reconstructive surgery.*  
Ann Acad Med Singapore 28 (1999) 739 – 743
4. **Barker, T. N., Earwaker, W. J. S., Lisle, D. A.:**  
*Accuracy of stereolithographic models of human anatomy.*  
Australas Radiol 38 (1994) 106 - 111
5. **Berry, E., Brown, J. M., Connell, M., Craven, C. M., Efford, N. D., Radjenovic, A., Smith, M. A.:**  
*Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering.*  
Med Eng Phys 19 (1997) 90 – 96
6. **Bill, J., Reuther, J., Mühling, J., Betz, Th., Jenett, M., Wittenberg, G.:**  
*Die Stereolithographie als neue Methode in der implantologischen Operationsplanung nach Unterkiefer-Rekonstruktion.*  
Biomedizinische Technik 37 (1992) 192 - 193
7. **Bill, J., Reuther, J., Mühling, J., Wittenberg, G., Eckstein, Th., Reinhart, E., Pistner, H., Meier, J., Betz, Th.:**  
*Stereolithographie - Eine neue Methode zur implantologischen Operationsplanung nach Unterkiefer-Rekonstruktion.*  
Dtsch Zahnärztl Z 48 (1993) 789 - 792

- 
8. **Bill, J. S., Reuther, J. F., Dittmann, W., Kübler, N., Meier, J. L., Pistner, H., Wittenberg, G.:**  
*Stereolithography in oral and maxillofacial operation-planning.*  
Int J Oral Maxillofac Surg 24 (1995) 98 - 103
  
  9. **Bill, J. S.:**  
*Die Stereolithographie in der implantologischen Operationsplanung nach Unterkieferrekonstruktion.*  
Med. Diss., Würzburg 1996
  
  10. **Blake, G. B., Mac Farlane, M. R., Hinton, J. W.:**  
*Titanium in reconstructive surgery of the skull and face.*  
Br J Plast Surg 43 (1990) 528 - 535
  
  11. **Bouyssie, J. F., Bouyssie, S., Sharrock, P., Duran, D.:**  
*Stereolithographic models derived from x-ray computed tomography. Reproduction accuracy.*  
Surg Radiol Anat 19 (1997) 193 – 199
  
  12. **Brix, F., Hebbinghaus, D., Meyer, W.:**  
*Verfahren und Vorrichtung für den Modellbau im Rahmen der orthopädischen und traumatologischen Operationsplanung.*  
Röntgenpraxis 38 (1985) 290 - 292
  
  13. **Brix, F., Lambrecht, J. T.:**  
*Individuelle Schädelmodellherstellung auf der Grundlage computertomographischer Informationen.*  
Fortschr Kiefer Gesichtschir 32 (1987) 74 - 77
  
  14. **Hull, C. W.:**  
*Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography.*  
US-Patent Nr. 4.575.330 1986, US-Patent Office
  
  15. **Hummel, G.:**  
Persönliche Mitteilung.  
Institut für Tieranatomie, Gießen 1998
  
  16. **Hunziker, M.:**  
*Cibatool SL, Speziell formulierte Harzsysteme für die Stereolithographie.*  
Ciba-Geigy, Kunststoffaspekte 26 (1991) 5

- 
17. **Hunziker, M.:**  
*Chemistry for Stereolithography.*  
International Workshop on Stereolithography Medicine.  
Zürich 1993, 10 - 13
  
  18. **Kragstov, J., Sindet Pedersen, S., Gyldensted, C., Jensen, K. L.:**  
*A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies.*  
J Oral Maxillofac Surg 54 (1996) 402 – 412
  
  19. **Lill, W., Solar, P., Ulm, C., Matejka, M.:**  
*Dreidimensionale computertomographisch gestützte Modellherstellung im maxillofazialen Bereich – Überprüfung der Wiedergabeprecision und Anwendungsgebiete.*  
Z Stomatol 88 (1991) 77 – 84
  
  20. **Lill, W., Solar, P., Ulm, C., Watzek, G., Blahout, R., Matejka, M.:**  
*Reproducibility of three-dimensional CT-assisted model production in the maxillofacial area.*  
Br J Oral Maxillofac Surg 30 (1992) 233 - 236
  
  21. **Lindner, A., Rasse, M., Wolf, H. P., Millesi, W., Eglmeier, R., Friede, I.:**  
*Indikationen und Anwendung stereolithographischer Schädelrekonstruktionen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.*  
Radiologe 35 (1995) 578 – 582
  
  22. **Mankovich, N. J., Cheeseman, A. M., Stoker, N. G.:**  
*The display of three-dimensional anatomy with stereolithographic models.*  
J Digit Imaging 3 (1990) 200 – 203
  
  23. **Mankovich, N. J., Baik, H., Baumgartner, H., Hiller, J.:**  
*A synthetic tomographic image phantom for 3D validation.*  
SPIE 1897 (1993) 170 - 176
  
  24. **Mankovich, N. J., Samson, D., Pratt, W., Lew, D., Beumer, J. 3<sup>rd</sup>.:**  
*Surgical planning using three-dimensional imaging and computer modeling.*  
Otolaryngol Clin North Am 27 (1994) 875 – 889
  
  25. **Marmulla, R., Wagener, H., Hilbert, M., Niederdellmann, H.:**  
*Präzision computerunterstützter Systeme bei profilverbessernden Eingriffen im Gesicht.*  
Mund Kiefer Gesichtschir 1 (1997) 65 – 67



- 
26. **Ono, I., Ohura, T., Narumi, E., Kawashima, K., Matsuno, I., Nakamura, S., Ohhata, N., Uchiyama, Y., Wwatanabe, Y., Tanaka, F., Kishinami, T.:**  
*Three-dimensional analysis of craniofacial bones using three-dimensional computertomography.*  
J Craniomaxillofac Surg 20 (1992) 49 - 60
27. **Sader, R., Zeilhofer, H. F., Kliegis, U., Deppe, H., Horch, H. H.:**  
*Über die Genauigkeit von 3D-gestützten Operationsplanungen mit Rapid-prototyping-Techniken.*  
Mund Kiefer GesichtsChir 1 (1997) 61 – 64
28. **Santler, G.:**  
*The Graz hemisphere splint: a new precise, non-invasive method of replacing the dental arch of 3D-models by plaster models.*  
J Craniomaxillofac Surg 26 (1998) 169 – 173
29. **Stoker, N. G., Mankovich, N. J., Valentino, D.:**  
*Stereolithographic models for surgical planning, preliminary report.*  
J Oral Maxillofac Surg 50 (1992) 466 - 471
30. **Swainson, W. K., Kramer, S. D.:**  
*Three-dimensional systems.*  
Patentschrift US-Patent Nr. 4.078.229 1978, US Patent-Office
31. **Vannier, M. W., Marsh, J. L., Gado, M. H., Totty, W. G., Gilola, L. A., Evens, R. G.:**  
*Clinical applications of three-dimensional surface reconstruction from CT-scans: Experience with 250 patient-studies.*  
Electromedica 51 (1983) 122
32. **Vogel, J. C.:**  
*Automated machining of custom anatomical models using a small-scale integrated facility.*  
Proc AutoFact '85 – Soc Manufact Engineers 1985, 1437 - 1450
33. **White, D. N.:**  
*Method of forming implantable prosthesis for reconstructive surgery.*  
US-Patent Nr. 4.436.684 1984, US-Patent Office

34. **Wolf, H. P., Lindner, A., Millesi, W., Knabl, J., Watzke, I.:**  
*Technik und Anwendungsmöglichkeiten der stereolithographischen  
Schädelmodellherstellung.*  
Fortschr Kiefer GesichtsChir 39 (1994) 19 – 22

## Anhang Tabellen Präzisionsbestimmung

### 1 Meßtabelle Frontalansicht

#### Meßpunkte in der Frontalansicht

- |   |  |
|---|--|
| 1. Processus temporalis Os zygomaticum (dorsale Spitze)       | 8. Spina im Os lacrimale                     |
| 2. Inzisur im Processus temporalis des Os zygomaticum         | 9. Foramen supraorbitale (unterer Rand)      |
| 3. Processus frontalis im Os zygomaticum                      | 10. Sutura Os nasale / Os frontale (median)  |
| 4. Spina in der ventralen Orbitawand (neben Fossa muscularis) | 11. Sutura Os nasale / Os frontale (mesial)  |
| 5. Foramen lacrimale mediale                                  | 12. Sutura Os nasale / Os frontale (lateral) |
| 6. Foramen lacrimale laterale                                 | 13. ventr. Ende Os nasale (lateral)          |
| 7. Sutura Os zygomaticum / Os maxillare                       | 14. ventr. Ende Os nasale (medial)           |
|   | 15. ventr. Ende Corpus ossis incisivi (lat.) |
|   | 16. ventr. Ende Corpus ossis incisivi (med.) |

#### Linke Schädelhälfte

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
1	1	2	38,60	38,70	0,10	38,70	0,10
2	1	3	42,90	42,90	0	42,90	0
3	1	4	62,80	64,80	1,00	65,40	1,60
4	1	5	76,00	76,60	0,60	77,30	1,30
5	1	6	74,30	74,40	0,10	75,20	0,90
6	1	7	78,90	79,25	0,35	78,65	-0,25
7	2	3	15,55	15,00	-0,55	14,70	-0,85
8	2	4	34,00	34,35	0,35	34,00	0
9	3	4	26,60	25,40	-1,20	25,50	-1,10
10	4	5	19,85	19,85	0	21,10	1,25
11	4	6	17,70	18,00	0,30	18,00	0,30
12	5	6	10,90	10,35	-0,55	10,20	-0,70
13	5	7	42,80	44,80	2,00	43,50	0,70
14	5	8	15,20	15,25	0,05	15,20	0
15	6	7	35,25	36,25	1,00	35,50	0,25
16	6	8	18,10	17,50	-0,60	17,10	-1,00
17	7	8	43,70	43,05	-0,65	43,15	-0,55
18	9	10	31,50	31,70	0,20	31,70	0,20
19	9	11	24,20	25,90	1,70	25,90	1,70
20	9	12	41,60	43,30	1,70	44,00	2,40

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
21	10	11	8,00	7,00	-1,00	7,90	0,10
22	10	12	29,55	30,10	0,55	30,90	1,35
23	11	12	26,30	28,00	1,70	28,00	1,70
24	13	14	31,65	31,00	-0,65	30,55	-1,10
25	15	16	42,20	41,60	-0,60	41,10	-1,10
<b>Zwischensumme</b>			<b>888,15</b>	<b>895,05</b>	<b> 17,50 </b>	<b>896,15</b>	<b> 20,50 </b>

### Rechte Schädelhälfte

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
26	1'	2'	37,50	38,90	1,40	38,70	1,20
27	1'	3'	43,50	43,80	0,30	43,55	0,05
28	1'	4'	65,90	67,85	1,95	67,70	1,80
29	1'	5'	76,55	77,00	0,45	76,40	-0,15
30	1'	6'	72,90	73,70	0,80	74,00	1,10
31	1'	7'	71,35	71,90	0,55	72,20	0,85
32	2'	3'	17,45	16,30	-1,15	16,40	-1,05
33	2'	4'	34,90	36,70	1,80	35,00	0,10
34	3'	4'	25,70	22,60	-3,10	27,60	1,90
35	4'	5'	17,70	17,80	0,10	18,30	0,60
36	4'	6'	15,40	15,10	-0,30	16,20	0,80
37	5'	6'	10,00	10,60	0,60	10,70	0,60
38	5'	7'	42,90	44,40	1,50	43,70	0,80
39	5'	8'	13,60	14,00	0,40	13,15	-0,45
40	6'	7'	32,75	33,30	0,55	34,70	1,95
41	6'	8'	18,55	17,50	-1,05	17,25	-1,30
42	7'	8'	42,55	44,30	1,75	43,50	0,95
43	9'	10'	34,30	33,15	-1,15	33,30	-1,00
44	9'	11'	27,10	27,05	-0,05	27,00	-1,00
45	9'	12'	38,70	37,90	-0,80	38,00	-0,70
46	10'	11'	8,75	7,30	-1,45	7,85	-0,90
47	10'	12'	26,50	26,90	0,40	27,90	1,40
48	11'	12'	23,00	23,45	0,45	23,30	0,30
49	13'	14'	30,75	31,00	0,25	30,90	0,15
50	15'	16'	43,60	44,40	0,80	44,60	1,00
<b>Zwischensumme</b>			<b>871,90</b>	<b>926,90</b>	<b> 15,50 </b>	<b>881,90</b>	<b> 18,50 </b>

**Gesamter Schädel**

<b>Messung Nr.</b>	<b>Meßpunkt I</b>	<b>Meßpunkt II</b>	<b>Schädel Schwein (mm)</b>	<b>Stereolitho-Modell (mm)</b>	<b> \Delta  Differenz (mm)</b>	<b>Lasersinter-Modell (mm)</b>	<b> \Delta  Differenz (mm)</b>
51	13	13'	76,30	76,60	0,30	76,30	0
<b>Zwischensumme</b>			<b>76,30</b>	<b>76,60</b>	<b> 17,50 </b>	<b>896,15</b>	<b> 20,50 </b>
<b>Gesamtsumme</b>			<b>1836,35</b>	<b>1898,55</b>	<b> 40,4 </b>	<b>1854,35</b>	<b> 42,4 </b>

## 2 Meßtabelle Lateralansicht

### Meßpunkte in der Lateralansicht

5.	Foramen lacrimale mediale	26.	Spina am dorsalen Rand der Maxilla
6.	Foramen lacrimale laterale	27.	Distalfläche letzter Molar (OK)
8.	Spina im Os lacrimale	28.	Kontaktpunkt letzter/vorl. Molar (OK)
18.	Foramen ethmoidale	29.	Mesialfläche vorletzter Molar (OK)
19.	Foramen maxillare (caudolat. Ecke)	30.	Distalfläche erster Prämolare (OK)
20.	Tuber faciale	31.	Mesialfläche erster Prämolare (OK)
21.	Inzisur Ausführungsgang des N. facialis	32.	caudoventrale Kante des Os maxillare
22.	Spitze des Processus jugularis	33.	cranialer Rand Foramen infraorbitale
23.	Inzisur in der Fossa pterygoidea	34.	ventraler Rand Foramen infraorbitale
24.	Spina Proc. pterygoideus des Sphenoid	35.	dorsaler Rand Foramen infraorbitale
25.	Unterkante des Proc. pterygoideus Os palat.	36.	caudaler Rand Foramen infraorbitale

### Linke Schädelhälfte

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
52	18	5	34,30	33,70	-0,60	33,80	-0,50
53	18	6	37,30	38,80	1,50	38,70	1,40
54	18	19	41,50	43,30	1,80	41,20	-0,30
55	20	8	47,70	48,10	0,40	48,00	0,30
56	20	25	60,15	61,85	1,70	49,90	-0,25
57	20	27	32,10	33,10	-1,00	32,25	0,15
58	20	28	32,80	31,10	-1,70	30,80	-2,00
59	20	32	86,25	86,30	-0,05	86,50	0,25
60	21	22	44,90	43,85	-1,05	43,90	-1,00
61	23	24	13,10	13,80	0,70	14,30	1,20
62	23	25	11,50	10,80	-0,70	11,10	-1,40
63	23	26	25,05	26,25	1,20	25,85	1,20
64	24	25	11,80	12,20	0,40	12,20	1,40
65	24	26	30,65	30,10	-0,55	30,00	-0,65
66	25	26	20,15	21,15	1,00	21,35	1,20
67	26	20	43,70	43,50	-0,20	43,40	-0,30
68	26	27	20,90	21,10	0,20	21,00	0,10
69	27	28	17,50	17,50	0	17,00	-0,50
70	28	29	12,60	13,10	0,50	13,30	0,70
71	29	30	25,00	23,80	-1,20	24,40	-0,60

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
72	29	36	18,50	19,60	1,10	20,10	1,60
73	30	31	9,80	9,50	-0,30	9,50	-0,30
74	31	32	20,50	19,90	-0,60	19,00	-1,50
75	31	27	63,60	64,90	-1,30	64,25	0,65
76	32	34	48,25	49,00	0,75	48,25	0
77	33	36	12,70	11,30	-1,40	11,50	-1,20
78	34	35	7,40	9,60	-0,80	9,70	-0,70
79	36	30	27,80	28,40	0,60	28,00	0,20
<b>Zwischensumme</b>			<b>857,50</b>	<b>865,60</b>	<b> 23,30 </b>	<b>849,25</b>	<b> 21,55 </b>

### Rechte Schädelhälfte

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
80	18'	5'	32,50	33,70	1,20	33,20	0,70
81	18'	6'	37,50	37,60	0,10	37,30	-0,20
82	18'	19'	39,90	40,50	0,60	40,25	0,35
83	20'	8'	45,75	46,50	0,75	46,50	0,75
84	20'	25'	62,90	61,80	-1,10	62,70	-0,20
85	20'	27'	34,10	36,30	2,20	33,90	-0,20
86	20'	28'	35,00	34,90	0,10	33,60	-1,40
87	20'	32'	87,80	88,10	0,30	87,50	-0,30
88	21'	22'	46,70	46,10	-0,60	45,50	-1,20
89	23'	24'	16,40	15,70	-0,70	15,70	-0,70
90	23'	25'	10,10	10,20	0,10	9,10	-1,00
91	23'	26'	22,00	24,40	2,40	23,70	1,70
92	24'	25'	12,00	13,80	1,80	13,60	1,60
93	24'	26'	27,20	28,60	1,40	27,70	0,50
94	25'	26'	24,50	25,00	0,50	23,80	-0,70
95	26'	20'	45,00	45,00	0	44,00	-1,00
96	26'	27'	21,50	20,90	-0,60	21,45	-0,05
97	27'	28'	18,30	19,20	0,90	18,70	0,40
98	28'	29'	14,70	13,40	-1,30	13,90	-0,80
99	29'	30'	22,80	22,20	-0,60	22,20	-0,60
100	29'	36'	22,70	25,50	2,80	25,00	2,30
101	30'	31'	9,50	10,70	1,20	10,10	0,60
102	31'	32'	21,80	21,50	-0,30	22,10	0,30
103	31'	27'	64,40	65,20	0,80	63,00	-1,40

---

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
104	32'	34'	48,20	48,80	0,60	47,00	-1,20
105	33'	36'	12,75	11,40	-1,35	10,50	-2,25
106	34'	35'	11,10	10,70	-0,40	10,80	-0,30
107	36'	30'	28,90	29,10	0,20	29,70	0,80
<b>Zwischensumme</b>			<b>876,00</b>	<b>886,80</b>	<b>  24,90  </b>	<b>872,50</b>	<b>  26,35  </b>
<b>Gesamtsumme</b>			<b>1585,50</b>	<b>1752,40</b>	<b>  48,20  </b>	<b>1721,75</b>	<b>  45,05  </b>



### 3 Meßtabelle Basalansicht

#### Meßpunkte in der Basalansicht

16.	ventr. Ende Corpus ossis incisivi (med.)	39.	Höckergrat auf Tuberculum musculare
22.	Spitze des Processus jugularis	40.	mediane Kante Tuberculum musculare
24.	Spina Proc. pterygoideus Sphenoidalis	41.	medialer Rand Foramen lacerum orale
25.	Unterkante Proc. pterygoideus Os palatinum	42.	Spina des Vomer
26.	Spina am dorsalen Rand der Maxilla	43.	Inzisur im Os palatinum
27.	Distalfläche letzter Molar (OK)	44.	dorsaler Rand der Fissura palatina
31.	Mesialfläche erster Prämolare (OK)	45.	lateraler Rand der Fissura palatina
32.	caudoventrale Kante des Os maxillare	46.	medialer Rand der Fissura palatina
37.	caudoventrale Kante des Condylus occipitalis	47.	ventraler Rand der Fissura palatina
38.	Canalis nervi hypoglossi		

#### Linke Schädelhälfte

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
108	38	39	10,20	11,00	0,80	11,00	0,80
109	38	40	21,25	21,30	0,05	20,75	-0,50
110	38	22	46,30	48,30	2,00	46,10	-0,20
111	39	40	9,05	8,75	-0,30	8,40	-0,65
112	39	42	34,70	35,75	1,05	35,30	0,60
113	43	24	34,20	33,90	-0,90	33,75	-0,45
114	43	25	32,65	32,60	-0,05	32,65	0
115	43	26	26,00	27,20	1,20	27,70	1,70
116	44	32	22,60	23,15	0,55	23,80	1,20
117	44	47	12,35	11,00	-1,35	10,65	-1,70
118	45	46	5,40	4,65	-0,75	4,60	-0,80
119	44	31	38,75	38,50	-0,25	38,00	-0,75
120	47	16	21,50	23,05	1,55	23,60	2,10
<b>Zwischensumme</b>			<b>314,95</b>	<b>319,15</b>	<b> 10,80 </b>	<b>316,30</b>	<b> 11,45 </b>

**Rechte Schädelhälfte**

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
121	38'	39'	9,50	10,20	0,70	10,80	1,30
122	38'	40'	21,60	22,45	0,85	21,80	0,20
123	38'	22'	50,20	50,15	-0,05	49,25	-0,95
124	39'	40'	14,30	14,10	-0,20	14,30	0
125	39'	42'	35,30	35,40	0,10	34,20	-1,10
126	43'	24'	34,90	35,40	-0,50	34,35	-0,55
127	43'	25'	32,50	33,30	-0,80	31,80	-0,70
128	43'	26'	25,70	26,80	1,10	26,10	0,40
129	44'	32'	23,70	23,80	0,10	23,30	-0,40
130	44'	47'	11,25	10,90	-0,35	11,60	0,35
131	45'	46'	5,90	5,20	-0,70	5,50	-0,40
132	44'	31'	40,45	40,30	-0,15	39,60	-0,85
133	47'	16'	21,60	23,00	-1,40	22,80	1,20
<b>Zwischensumme</b>			<b>326,90</b>	<b>331,00</b>	<b> 7,00 </b>	<b>325,40</b>	<b> 8,40 </b>

**Gesamter Schädel**

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
134	26	26'	42,00	42,60	0,60	42,45	0,45
135	27	27'	46,95	46,60	-0,35	46,20	-0,75
136	37	37'	10,25	10,60	0,35	11,80	1,55
137	39	39'	28,15	28,10	-0,05	27,30	-0,85
138	41	41'	12,85	15,00	2,15	13,00	0,15
<b>Zwischensumme</b>			<b>140,20</b>	<b>142,90</b>	<b> 3,50 </b>	<b>140,75</b>	<b> 3,75 </b>
<b>Gesamtsumme</b>			<b>782,05</b>	<b>793,05</b>	<b> 21,30 </b>	<b>782,45</b>	<b> 23,60 </b>

## 4 Unterkiefer

### Meßpunkte am Unterkiefer

48.	Spitze Processus musc. mandibulae	62.	Distalfläche 1. PM
49.	Incisura mandibulae	63.	Mesialfläche 1. PM
50.	med. Rand Processus articularis	64.	For. mentalia (dorsal), dorsale Kante
51.	lat. Rand Processus articularis	65.	For. mentalia (medial), dorsale Kante
52.	dors. Rand Ramus mandibulae	66.	For. mentalia (ventral), dorsale Kante
53.	ventr. Rand Ramus mandibulae	67.	caud. Rand Ramus 2. PM-Region
54.	dors. Rand Weisheitszahnalveole	68.	Symphyse (caudal)
55.	ventr. Rand Weisheitszahnalveole	69.	Symphyse (ventral)
56.	Unterrand Corpus/Mitte Ramus mand.	70.	Distalfläche 2. Incisivus
57.	Distalfläche 2. Molar	71.	Bukkalfläche 2. PM Furkation
58.	Kontaktpunkt 1./2. Molar	72.	Lingualfläche 2. PM Furkation
59.	Kontaktpunkt 3. PM/1. Molar	73.	Bukkalfläche 2. Molar Furkation
60.	Kontaktpunkt 2./3. PM	74.	Lingualfläche 2. Molar Furkation
61.	Mesialfläche 2. PM	75.	ventrocaudale Ecke Foramen mandibulae

### Linke Kieferhälfte

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
139	48	49	12,00	11,40	-0,60	12,90	0,90
140	48	50	34,40	35,00	0,60	35,00	0,60
141	48	51	24,75	24,70	-0,05	26,80	2,05
142	48	56	114,30	112,00	-2,30	115,90	-1,60
143	49	50	98,20	100,20	2,00	98,30	0,10
144	49	51	19,20	20,60	1,40	20,30	1,10
145	50	51	26,35	26,70	0,35	26,60	0,20
146	52	53	67,00	66,10	-0,90	67,00	0
147	54	55	9,05	8,10	-0,95	9,40	-0,10
148	57	58	17,70	18,80	1,10	18,10	0,40
149	58	59	19,30	19,40	0,10	19,90	0,60
150	59	60	10,40	10,40	0	10,40	0
151	60	61	9,30	9,70	0,40	9,10	-0,20
152	61	62	13,20	12,50	-0,70	13,90	0,70
153	62	63	8,20	8,30	0,10	8,40	0,20
154	61	67	45,30	47,80	2,50	45,30	0
155	64	60	27,30	27,50	0,20	27,00	-0,30
156	64	65	15,10	15,00	-0,10	15,20	0,10
157	64	66	9,30	10,30	1,00	10,00	0,10

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
58	65	66	24,50	25,10	0,60	25,10	0,10
159	66	70	43,50	44,00	0,50	43,80	0,30
160	68	69	64,50	66,70	2,20	67,40	2,90
161	69	61	54,10	54,00	-0,10	53,40	-0,70
162	71	72	4,55	5,00	0,45	5,50	0,90
63	73	74	9,90	12,40	2,20	12,45	2,50
164	75	48	63,80	65,60	1,80	65,50	1,70
165	75	49	49,10	50,20	1,10	49,75	0,60
166	75	56	51,90	49,60	-2,30	49,40	-2,50
167	75	57	51,50	51,70	0,20	51,30	-0,20
168		61	103,30	101,90	-1,40	100,60	-2,70
<b>Zwischensumme</b>			<b>1090,80</b>	<b>1110,70</b>	<b> 27,90 </b>	<b>1113,70</b>	<b> 24,55 </b>

### Rechte Kieferhälfte

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
169	48'	49'	20,20	20,50	0,30	21,00	0,80
170	48'	50'	41,60	41,50	0,10	40,40	-1,20
171	48'	51'	35,10	34,60	-0,50	35,70	0,60
172	48'	56'	114,40	117,00	2,60	115,80	1,40
173	49'	50'	29,40	28,30	-1,10	28,40	-1,00
174	49'	51'	24,60	25,00	0,40	25,60	1,00
175	50'	51'	28,30	29,10	0,80	28,40	0,10
176	52'	53'	67,50	67,70	0,20	68,80	1,30
177	54'	55'	9,60	8,70	-0,90	9,40	-0,20
178	57'	58'	18,00	18,40	0,40	18,80	0,80
179	58'	59'	19,10	18,90	-0,20	18,70	-0,40
180	59'	60'	10,40	10,30	-0,10	10,70	0
181	60'	61'	9,60	9,70	0,10	9,10	-0,50
182	61'	62'	16,60	15,40	-1,20	15,40	-1,20
183	62'	63'	9,30	9,90	0,60	9,40	0,10
184	61'	67'	47,15	46,00	-1,15	47,45	1,40
185	64'	60'	25,20	27,50	2,30	27,50	0
186	64'	65'	14,10	14,00	-0,10	13,20	-0,80
187	64'	66'	16,10	15,10	-1,00	15,00	-1,10
188	65'	66'	29,50	28,50	-1,00	28,70	-0,80
189	66'	70'	41,70	41,60	-0,10	41,40	-0,30
190	68'	69'	63,70	64,90	1,20	65,80	2,10

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
191	69'	61'	51,80	52,60	0,80	51,40	-0,40
192	71'	72'	3,40	5,40	2,00	5,20	1,80
193	73'	74'	10,60	12,40	1,80	12,40	1,80
194	75'	48'	64,50	66,30	1,80	66,30	1,80
195	75'	49'	49,00	50,50	1,50	50,00	1,00
196	75'	56'	52,00	49,60	2,50	49,70	-2,30
197	75'	57'	51,50	52,00	0,50	51,20	-0,30
198	75'	61'	103,40	103,00	0,40	101,60	-1,80
<b>Zwischensumme</b>			<b>1077,35</b>	<b>1084,40</b>	<b>  27,65  </b>	<b>1082,45</b>	<b>  28,65  </b>

### Gesamter Kiefer

Messung Nr.	Meßpunkt I	Meßpunkt II	Schädel Schwein (mm)	Stereolitho-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)	Lasersinter-Modell (mm)	\Delta  Differenz (mm)
199	48	48'	89,20	86,00	3,20	86,20	-3,00
200	60	60'	53,90	56,80	2,90	56,00	1,10
<b>Zwischensumme</b>			<b>143,10</b>	<b>142,80</b>	<b>  6,10  </b>	<b>142,20</b>	<b>  4,10  </b>

<b>Gesamtsumme</b>			<b>2311,35</b>	<b>2337,90</b>	<b>  61,65  </b>	<b>2338,35</b>	<b>  57,30  </b>
--------------------	--	--	----------------	----------------	------------------	----------------	------------------

## Lebenslauf

Name : Miriam Thea Salentin

Geburtstag : 02. April 1975

Geburtsort : Fulda

Eltern : Günter Matthias Salentin, Zahnarzt  
Rita Maria Anna Salentin, Arzthelferin

Geschwister : Carolin Renate Salentin, Zahnarzthelferin

Schulbildung : 1981-1985 : Domschule Fulda, Grundschule  
1985-1994 : Institutae Beatae Mariae Virginis (IBMV),  
Marienschule Fulda, staatl. anerkanntes Gymnasium

Abitur : 14. Juni 1994

Studium : Immatrikulation : Wintersemester 1994/95  
Bayerische-Julius-Maximilians-Universität  
zu Würzburg

Studienfach : Zahnmedizin

Naturwissenschaftliche Vorprüfung : 12. Oktober 1995  
Zahnärztliche Vorprüfung (Physikum) : 29. April 1997  
Zahnärztliche Prüfung (Examen) : 22. November 1999  
Approbation : 28. Dezember 1999

Promotionsstudium : Beginn Wintersemester 1999/2000

Berufstätigkeit : 01.01.2000 –31.12.2001  
Ausbildungsassistentenstelle Zahnarztpraxis Günter Salentin in Fulda

seit 01.01.2002  
Niedergelassen in eigener Praxis in Fulda

Miriam Salentin

## **Danksagung**

Herrn Professor Dr. med. Dr. med. dent. Jürgen Reuther danke ich für die Überlassung des Themas, die Übernahme des Referats und die großzügige Unterstützung in der Herstellung der Schädelmodelle.

Herrn Privatdozent Dr. med. Günther Wittenberg danke ich für die Übernahme des Korreferats.

Herrn Dr. med. Dr. med. dent. Josip Sascha Bill danke ich für die Betreuung der Arbeit.

Herrn Dr. med. Jörn Sandstede danke ich für die Hilfe bei der Datenakquisition.

Herrn Dipl.-Ing. (FH) Günter Schmidt danke ich für die Bearbeitung der CT-Daten und den Bau der Schädelmodelle.

Herrn Dr. med. dent. Günter Breinlich danke ich für die Unterstützung bei der computertechnischen Bearbeitung von Abbildungen und Tabellen.

Frau Lapins danke ich für die Anfertigung des Fotomaterials.