

Symmetrievermessung von dreidimensionalen Laser-Technologie-Modellen

Marcel Z'Graggen¹, Harald Schiel¹, Christoph Kunz²
und J. Thomas Lambrecht¹

¹ Klinik für Zahnärztliche Chirurgie, -Radiologie, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Basel
² Klinik für Wiederherstellende Chirurgie der Universität Basel

Schlüsselwörter: Cephalometrie, 3-D Schädel Modelle, Laser Technologie, Symmetrievermessung

Korrespondenzadresse:
Prof. Dr. Dr. J. Th. Lambrecht
Klinik für Zahnärztliche Chirurgie, -Radiologie,
Mund- und Kieferheilkunde der Universität Basel
Hebelstr. 3,
CH-4056 Basel
Tel. +41 (061) 267 26 06
Fax +41 (061) 267 26 07
E-Mail: J-Thomas.Lambrecht@unibas.ch

Die konventionelle zweidimensionale Cephalometrische Analyse kann durch neue Technologien in der dritten Dimension ergänzt werden. Die vorliegende Arbeit beschreibt methodisch die dreidimensionale Symmetrievermessung lasertechnologischer individueller Patientenmodelle. Bei acht Patienten mit Schädel-Gesichts-Asymmetrien wurde ein dreidimensionales Laser-Technologie-Modell (LTM) anhand von CT-Daten hergestellt. Fünf Sagittalebenepunkte bzw. sechs Symmetriepunkte wurden am LTM markiert, mit dem FlashPoint 3D-Digitizer vermessen und vektorgeometrisch umgerechnet, sodass anhand der Sagittalebenepunkte Sella, Basion und Nasion eine Methode entwickelt werden konnte, die die Lokalisation jedes Raumpunktes in den drei Symmetrieebenen erlaubt. Damit war die Möglichkeit einer quantitativen Erfassung von patientenspezifischen Gesichtsschädelasymmetrien in allen drei Raumebenen gegeben und eine dreidimensionale Vermessung durchführbar. Anhand der Messwerte konnte die Asymmetrie bezüglich der Sagittal-, Vertikal- und Horizontalebene beurteilt werden. Mit dem 3D-LTM-Digitizer-Messsystem standen ge-

naue numerische Informationen über die Symmetrieverhältnisse des Schädels zur Verfügung.

Die Resultate zeigten, dass ein dreidimensionales Vermessungssystem bei komplexen Kiefer-Gesichtsasymmetrien sinnvoll ist. Die Planung von chirurgischen Eingriffen wurde optimiert, indem genaue Zahlenwerte über das Mass der Asymmetrie Aufschluss gaben.

Mit dem 3D-LTM-Digitizer-Messsystem kann die kephalometrische Analyse bei komplexen Asymmetrien in den drei Raumebenen sinnvoll unterstützt werden.

Texte français voir page 744)

Einleitung

Eine Operationsplanung am Gesichtsschädel erfolgt konventionell mit klinischer Untersuchung, Röntgenbildern (Panoramasaufnahme, Schädel posterior-anterior, Fernröntgen seitlich, standardisierte Photoaufnahmen (seitlich und en face) sowie Gipsmodellen des Ober- und Unterkiefers (im Artikulator gelenkbezüglich übertragen).

Die Therapieplanung basiert auf einer cephalometrischen, ästhetischen und okklusalen Analyse und konnte mit kieferorthopädischen Normwerten verglichen werden (AUSTERMANN 1991).

Asymmetrien zur Sagittalebene wurden in der seitlichen Schädelaufnahme, jene in der Vertikalebene anhand des Schädel-p.a.-Bildes erfasst. Die okklusale Dysfunktion war in den drei Ebenen beurteilbar. Es resultierte das Problem der okklusalen Integrität in Relation zum restlichen Gesichtsschädel.

Die Planung der okklusalen Korrektur der Asymmetrie erfolgte durch Umstellungsosteotomie des Ober- und Unterkiefers in Relation zur Frankfurter Horizontalebene, der Medianebene und der Orbitalebene. Rotationen des maxillo-mandibulären Komplexes in der Horizontalebene waren mit der konventionellen, zweidimensionalen (2D) Röntgencephalometrie nicht ausreichend beurteilbar (ZIDE & GRAYSON 1992).

Mit Etablierung des Computertomogramms (CT), später auch mit Magnet-Resonanz-Imaging (MRI), als Bestandteil von Diagnostik und Operationsplanung im Kiefer-Gesichts-Bereich erfolgten Überlegungen, den Informationsgehalt der einzelnen Schichtebenen zu vergrössern. Aus den einzelnen CT-Schichten liessen sich die Konturdaten mit der Knochendensität herausfiltern (HEMMY & DAVID 1983). Eine rechnerische Differenzierung der Gewebe wurde möglich. Die erfassten Daten konnten auf einem Bildschirm visualisiert werden (CHEN 1985). Im nächsten Schritt wurden Daten aus einem Computertomografen zur Konstruktion eines dreidimensionalen Schädelmodells verwendet (BRIX & LAMBRECHT 1987).

Zur Beurteilung und Planung von Korrekturoperationen im Kiefer-Gesichts-Bereich, speziell von Gesichtsymmetrien, waren dreidimensionale (3D) Schädelmodelle hilfreich (LAMBRECHT & BRIX 1989, LAMBRECHT & BRIX 1990, KREUSCH & LAMBRECHT 1992, ARVIER et al. 1994, FLEINER et al. 1994, BILL et al. 1995, LAMBRECHT 1995, MILLESI et al. 1995, FUHRMANN et al. 1996).

Die Verbesserung der Modellherstellung war eine zentrale Forderung, um den Informationsgehalt für Diagnostik, Operationsplanung und Operationssimulation zu erhöhen. Die Möglichkeit der Rekonstruktion von Knochenhöhlen, knöchernen Kanälen sowie ihrer Foramina war mit den Laser-Technologie-Modellen (LTM) gegeben (WOLF et al. 1992).

Die Stereolithografie-Anlage SLA 250/50 (Abb. 1) wurde in Europa erstmals von der Proform AG, einer Tochterfirma der

Ciba-Geigy AG in Marly, eingesetzt. Die Anlage arbeitete mit einem Helium-Cadmium-Laser (Wellenlänge 325 nm, Laserleistung 40 mW), einem optischen Scanner, einem Mikroprozessor (Intel 80-386) zur Systemsteuerung der Betriebssoftware und dem Fotopolymerbehälter in der Kammer für den Lichthärteprozess (HILLISCH 1991).

Zur Datenaufbereitung waren spezielle Interfaces für schichtgebende Verfahren in der Medizin (CT, MRI) notwendig. Ausgangspunkt zur Fertigung eines Objekts war dessen Darstellung als eine Vielzahl feiner Querschnitte (Slices) im Dickenbereich von 0,05 mm bis 0,25 mm. Die CAD-Daten wurden mithilfe der in der SLA installierten Software des Slice-Rechners in einzelne horizontale Querschnitte zerlegt. Diese Horizontalschnitte waren von 0,05 mm bis 0,7 mm frei wählbar (BERNHARD 1996).

Mit dem Spiral-CT liess sich die Aufnahmezeit erheblich verkürzen (ONO et al. 1994).

Die LTM-Herstellung ist ein additives Verfahren, um feste Kunststoffteile aus flüssigen Fotopolymeren zu erzeugen. Ein computergesteuerter Laserstrahl strich, gelenkt durch die Daten axialer CT-Schichten, über flüssiges, fotooptisches Harz. Durch die punktgenaue Aushärtung des Harzes entstand somit schichtweise die exakte Reproduktion eines knöchernen Schädels (Abb. 2). Dies wurde über eine Schnittstelle zwischen einem CT und einer SL-Anlage ermöglicht (WOLF et al. 1992). Die Exaktheit der Reproduktion lag im Bereich von 6 0,25 mm (WOLF et al. 1992) bzw. 0,3 mm bis 0,8 mm (KRAGSKOV et al. 1996). Die kompakte und relativ glatte Oberfläche des Materials erforderte kein manuelles Nachbearbeiten (WOLF et al. 1992).

Ziel dieser Arbeit war es eine Methode zu entwickeln, um das dreidimensionale, kieferorthopädische Vermessen von LT-Schädelmodellen zu ermöglichen.

Die Messresultate sollten in der Planung Rückschlüsse auf die patientenspezifischen Asymmetrieverhältnisse zulassen und so zur Verbesserung des Operationsergebnisses beitragen.

Material und Methode

Von acht Patienten mit Gesichtsymmetrien wurden Computertomogramme (*Siemens Somatom DRH*) angefertigt. Es waren Patienten, die in der Klinik für Wiederherstellende Chirurgie der Universität Basel (Chefarzt Prof. Dr. med. J. PREIN) behandelt wurden.

Die axialen Schichten erfolgten parallel zur Okklusionsebene, die CT-Schichtdicke für die Region Kinn bis Supraorbitalpunkt betrug 1,5 mm und der Tischvorschub ebenfalls 1,5 mm.

Die Patienten trugen während der CT-Aufnahme eine Aufbisschiene (Splint) aus Kunststoff, um das Ruhighalten des Unterkiefers in Distraktionsstellung während der CT-Aufnahme zu erleichtern.

Die CT-Daten wurden bei der *Proform AG, Marly* weiterverarbeitet und die entsprechenden LT-Modelle mit der SLA 250/50 hergestellt.

Es wurden rekonstruierte Kunststoffmodelle der Ober- und Unterkieferzahnreihen in das Schädelmodell eingebaut, um präzisere Informationen bezüglich der Okklusion zu erhalten. Hierzu wurde eine Alginatabformung beider Zahnreihen durchgeführt. Anhand der hergestellten Okklusionsmodelle wurde ein Splint aus Kunststoff angefertigt. Dieser Splint, der die Zähne beider Zahnreihen bis zum dentalen Äquator umfasste, trug der Patient während der Dauer der CT-Aufnahmen. Die Positionierungsschiene war circa 2-3 mm dick. Damit wurde eine Verbesserung der Datenqualität erreicht, weil der Patient



Abb. 1 Die SLA-250 der Proform AG in Marly. (Sammlung Dr. Bernhard)

Fig. 1 Installation de stéréolithographie SLA 250/50 de la société Proform AG, Marly. (Collection du Dr. Bernhard)

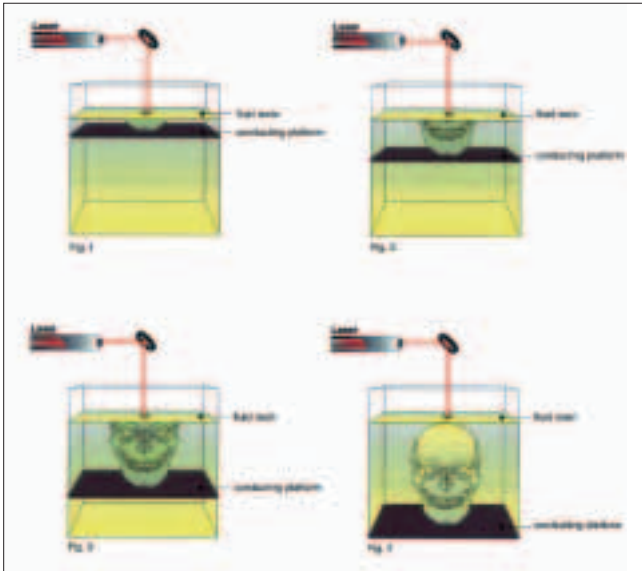


Abb. 2 Die LT-Modellherstellung nach WOLF et al. 1992.

2.1 Zu Beginn des Herstellungsprozesses befindet sich die Trägerplattform in einer mit flüssigem Harz gefüllten Wanne knapp unterhalb der Harzoberfläche. Die aktuelle Schicht wird vom Laserstrahl ausgehärtet.

2.2 Durch das fortlaufende Absenken der Trägerplattform entsteht Schicht für Schicht das Modell.

2.3 Herstellung des Schädels im Bereich des Sinus frontalis.

2.4 Am Ende des Herstellungsprozesses befindet sich die Trägerplattform am Boden der Prozesskammer. Das fertige Modell wird aus dem Harzbecken entnommen und gereinigt. Die Stützkonstruktion wird entfernt und das Modell anschliessend im UV-Schrank gehärtet.

Fig. 2 Réalisation de modèles par technologie laser (LTM) selon WOLF et coll. 1992.

2.1 Au début du processus de fabrication, le plateau de support se trouve dans un bac rempli de résine liquide, immergée à un niveau proche de la surface de la résine. La couche actuelle est polymérisée par le faisceau laser.

2.2 Le plateau de support est progressivement abaissé dans la résine, ce qui permet de former successivement le modèle, couche par couche.

2.3 Réalisation du crâne dans le domaine du sinus frontal.

2.4 A la fin du processus de la confection du modèle, le plateau de support se trouve sur le fond de la chambre de fabrication/polymérisation. Le modèle terminé peut alors être sorti du bac de résine et être nettoyé. Les éléments de supports sont enlevés et la polymérisation est achevée dans une chambre à UV.

während der Dauer einer CT-Aufnahme den Ober- und Unterkiefer stabil und bewegungsfrei okkludieren konnte.

Der Splint hatte zusätzlich auf der rechten und linken Seite je zwei Bohrungen für Übertragungszwecke. In diese konnten Metallstifte eingebracht werden, um die Hartgipsmodelle des Ober- und Unterkiefers in den Kunststoffschädel zu übertragen. Im LT-Modell des Schädels wurden die Metallstifte eingebracht und eine Aussenabformung der Situation mit Silikon-Abformmaterial vorgenommen. Anschliessend konnte die dentale Einheit aus dem Kunststoffschädel herausgetrennt werden, um mit dem Abformschlüssel, der Aufbisschiene und den Metallstiften die exakten Kunststoffzahnreihen in den Modellschädel zu übertragen (SCHIEL et al. 1996).

Messpunkte am Modell

Es wurden elf kieferorthopädische Messpunkte am Gesichtschädel ausgewählt, die eine Beurteilung der Schädelasymmetrie erlaubten.

Die Messpunkte wurden bereits am CT erfasst, durch Subtraktion von Pixel in den aufgezeichneten Daten markiert und bei der stereolithografischen Modellherstellung rekonstruiert (Abb. 3–8).

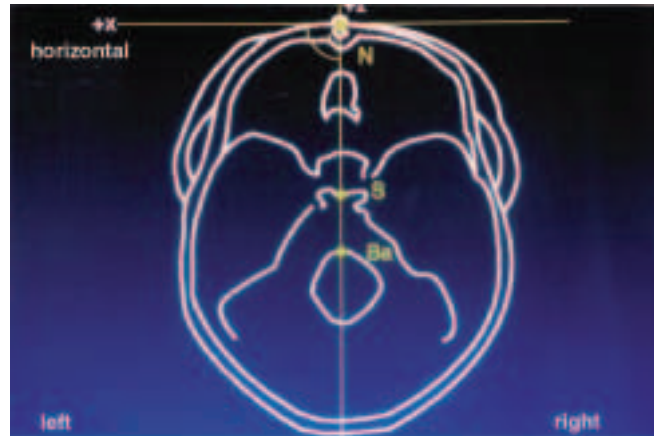


Abb. 3 Die Messpunkte in der Horizontalebene als Schema.

Fig. 3 Représentation schématique des points de mesure dans le plan horizontal.

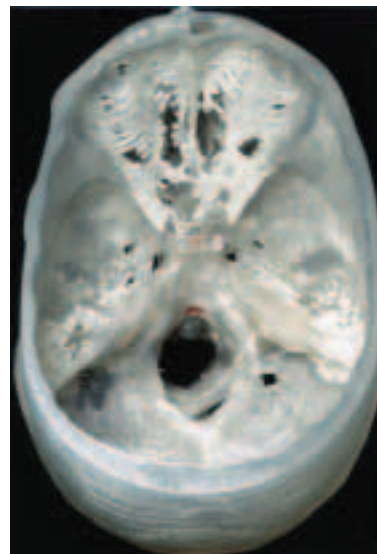


Abb. 4 Die Messpunkte in der Horizontalebene am LTM. Ansicht von cranial auf Sella und Basion.

Fig. 4 Les points de mesure dans le plan horizontal sur le modèle LT. Vue craniale sur Sella et Basion.

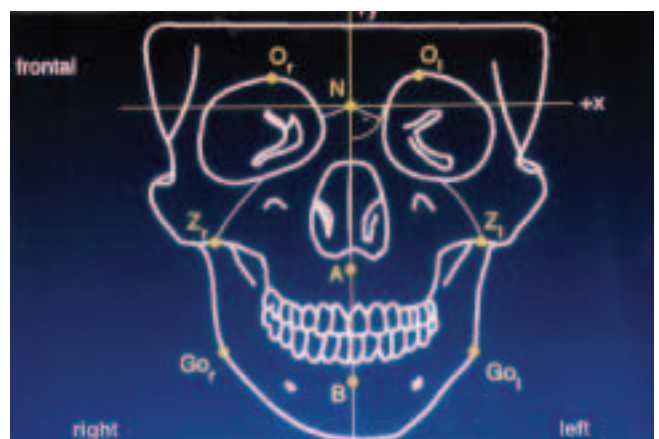


Abb. 5 Die Messpunkte in der Frontalebene.

Fig. 5 Les points de mesure dans le plan frontal.



Abb. 6 Die Messpunkte in der Frontalebene am LTM. Ansicht von Frontal.

Fig. 6 Les points de mesure dans le plan frontal sur le modèle LT. Vue frontale.



Abb. 7 Die Symmetriepunkte der Sagittalebene.

Fig. 7 Les points de symétrie du plan sagittal.



Abb. 8 Die Messpunkte in der Sagittalebene am LTM. Ansicht von Lateral

Fig. 8 Les points de symétrie du plan sagittal sur le modèle LT. Vue latérale.

Die Punkte wurden rot eingefärbt. Im Zentrum wurden zur zielgenauen, reproduzierbaren Messung feine, pixelgrosse Aussparungen für die Spitze der Messsonde eingelassen.

Nasion (N): Schnittpunkt der Sutura nasofrontalis mit der Sutura internasalis in der Medianebene.

Sella (S): Der konstruierte Mittelpunkt der knöchernen Kontur der Sella turcica in der Medianen.

Basion (Ba): Der caudalste Punkt am vorderen Rand des Foramen magnum in der Medianen.

Subspinale (A): Der am weitesten dorsal gelegene Punkt auf der Kontur der Maxilla, zwischen der Spina nasalis anterior und dem Zahnhalss der vorderen, oberen, zentralen Inzisiven (HASUND 1994).

Supramentale (B): Der am weitesten dorsal gelegene Punkt in der der Konkavität der Mandibula (Symphyse), zwischen dem Kinn (Pogonion) und dem Zahnhalss des vorderen, unteren, zentralen Inzisiven (HASUND 1994).

rechter Jochbogenpunkt (Zr): Schnittpunkt einer gedachten horizontalen Linie auf der Höhe des Foramen infraorbitale dexter mit der rechten Sutura zygomatico-maxillaris.

linker Jochbogenpunkt (ZL): Schnittpunkt einer gedachten horizontalen Linie auf der Höhe des Foramen infraorbitale sinister mit der linken Sutura zygomatico-maxillaris.

rechtes Gonion (Gor): Definitionsgemäss der konstruierte Schnittpunkt der Winkelhalbierenden desjenigen Winkels, der von einer Tangente an den rechten Unterrand des Corpus mandibulae und einer Tangente an den Hinterrand des Ramus gebildet wird, mit dem Umriss des Kieferwinkels (HASUND 1994).

linkes Gonion (GoL): Definitionsgemäss der konstruierte Schnittpunkt der Winkelhalbierenden desjenigen Winkels, der von einer Tangente an den linken Unterrand des Corpus mandibulae und einer Tangente an den Hinterrand des Ramus gebildet wird, mit dem Umriss des Kieferwinkels (HASUND 1994).

rechter Orbitalpunkt (Or): Foramen supraorbitale dexter.

linker Orbitalpunkt (Ol): Foramen supraorbitale sinister.

Messsystem

Mit dem FlashPoint®-3D-Digitizer (Fa. Pixsys, 1727 Conestoga Street, Boulder, 80301 Colorado, USA) wurden die LTM vermessen (Abb. 9).

Die Datensammlung der LT-Modelle erfolgte mittels einer Messspitze und drei Kameras. Diese Daten wurden über ein Interface (AT-Bus, DOS-Driver) an einen Personal Computer (PC) mit CAD-Software (CADkey®) überspielt, der die Messpunkte in Koordinaten umrechnet.

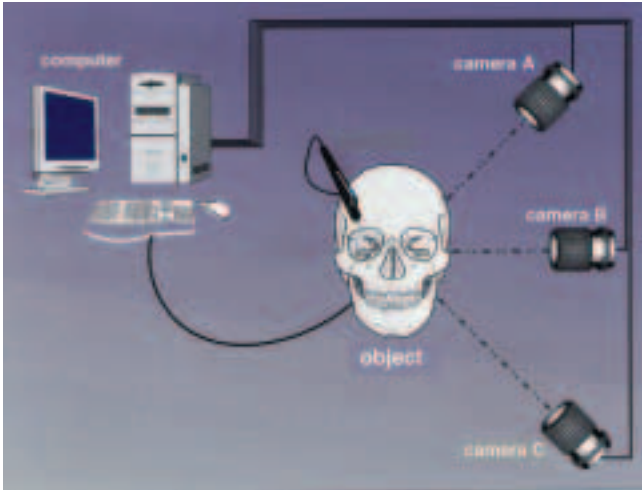


Abb. 9 Systemkomponenten hier: laterale Kameraanordnung des FlashPoint®-3D-Digitizer.

Fig. 9 Détail des composants du système: disposition latérale de la caméra du FlashPoint® 3D-Digitizer.

Diese Messapparatur konnte Objekte der Grösse 0,3 m³ bis 3,0 m³ und grösser vermessen. Mit einer Auflösung von 1:5000 in allen drei Raumrichtungen war eine hohe Genauigkeit ($\pm 0,5$ mm) auch bei grossen Gegenständen (max. 2 m³) gegeben. Die Digitizer-Software erlaubte eine einfache PC-kompatible Output-Konfiguration mit fast allen CAD-Packages (AutoCAD®, CADkey®).

Mittels Messsonde konnten beliebige Punkte einer 3D-Oberfläche gemessen und in X-, Y- und Z-Koordinaten aufgeteilt werden. Drei Kameras, die in einer Höhe von 1–2 Metern aufgebaut wurden, empfingen die Messdaten. Jede Kamera hatte einen Empfangswinkel von 50 Grad einer Koordinatenachse. Die Daten konnten mit einem IBM® oder IBM-kompatiblen PC unter MS-DOS (Version 3.3 und höher) in X-, Y- und Z-Achsen konvertiert werden (BERNHARD 1996, Z'GRAGGEN 2000).

Messung

Die Messungen wurden in der Klinik für diagnostische Radiologie der Universität Basel (Chefarzt Prof. Dr. med. W. Steinbrich) durchgeführt.

Der Lagerungstisch des Tomografen diente als Basis, worauf mit Riemen eine Box fixiert wurde (400 mm³ 400 mm³ 300 mm), welche speziell zugeschnittene Styroporelemente enthielt. Mit diesen Befestigungselementen konnte der LT-Schädel während der Messung bewegungsfrei gelagert werden.

Die Haltevorrichtung ermöglichte eine optimale Positionierung des Modells bezüglich der Kamera, sodass während des gesamten Messdurchgangs die direkte Strahlenverbindung zwischen der Sonde und den drei Kameras gewährleistet war.

Zu Beginn der Messungen wurde ein Probelauf durchgeführt, um zu prüfen, ob alle elf Messpunkte im gleichen Messdurchgang erfasst werden konnten. Unterbrechungen oder gar Manipulationen während einer Messung führten zu falschen Resultaten.

Die Messresultate wurden auf einer 3 1/2-Zoll-Diskette gespeichert, in einen PC eingespielt und entsprechend konvertiert.

Die Bestimmung des Mittelwerts und der Streuung wurde mit Hilfe des Softwareprogramms Excel 7.0® (Microsoft Corporation, Washington, USA) durchgeführt. Als Streuungsmass diente die

Standardabweichung in Relation zum Mittelwert. Die durchschnittliche Abweichung aller Messungen betrug 0,29 mm.

Umrechnung der gemessenen Punkte in ein für die cephalometrische Beurteilung geeignetes Koordinatensystem

Um die Asymmetrie des Schädels bezüglich der Sagittalebene beurteilen zu können, mussten die aus den Messdurchgängen gewonnenen Daten aus dem von der Messapparatur vorgegebenen kartesischen Koordinatensystem Σ (X/Y/Z) in ein neues kartesisches Koordinatensystem Σ' (x/y/z) umgerechnet werden (Abb. 10). Die Punkte N (Nasion), S (Sella) und Ba (Basion) legten die Sagittalebene fest (Z'GRAGGEN 2000).

Das Koordinatensystem Σ' wurde wie folgt definiert (Z'GRAGGEN 2000):

- Nullpunkt (0/0/0) in N (Nasion).
- Die y- und die z-Achse liegen in der Sagittalebene, die x-Achse senkrecht zu dieser.

Die positiven Achsenrichtungen sind durch diese Vektoren gegeben:

- +z Richtung \leftarrow \rightarrow SN
- +x Richtung \leftarrow \rightarrow BaS \times SN (3 bedeutet Vektorprodukt)
- +y Richtung \leftarrow \rightarrow SN \times (BaS \times SN)

Durch diese Transformation wurden die Koordinaten (x/y/z) im System Σ' für folgende Punkte P berechnet:

| | |
|-----|---|
| N | für Nasion |
| S | für Sella turcica |
| Ba | für Basion |
| A | für Subspinale |
| B | für Supramentale |
| Or | für Foramen supraorbitale dexter |
| Ol | für Foramen supraorbitale sinister |
| Zr | für Sutura zygomatico-maxillaris dexter |
| Zl | für Sutura zygomatico-maxillaris sinister |
| Gor | für rechtes Gonion |
| Gol | für linkes Gonion |

Die Punkte Nasion, Basion und Sella sind Elemente der Sagittalebene. Durch die Punkte A, B, Or, Ol, Zr, Zl, Gor und Gol lassen sich Aussagen über die Schädel-Asymmetrien machen.

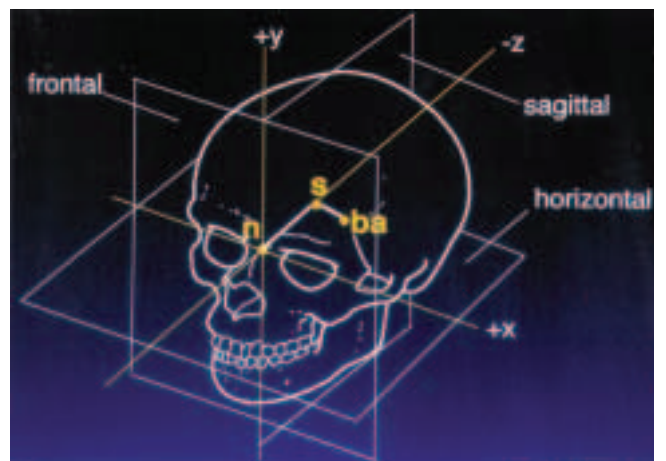


Abb. 10 Die Punkte Nasion, Sella und Basion als Elemente der Sagittalebene und der YZ-Ebene. Im 90-Grad-Winkel steht die Horizontalebene zur Sagittalebene, die Frontalebene steht senkrecht zur Horizontalebene.

Fig. 10 Les points Nasion, Sella et Basion en tant qu'éléments du plan sagittal du plan YZ. Le plan horizontal se trouve à un angle de 90° par rapport au plan sagittal, alors que le plan frontal est perpendiculaire au plan horizontal.

Ergebnisse

In der Studie wurden bei 8 Patienten je 11 Messpunkte bestimmt und vermessen. In der Tabelle 1 sind die Resultate der Messungen dargestellt. Die Zahlenwerte lassen Rückschlüsse auf die Asymmetrie zu.

Bei Patient A wiesen die Sagittalebenepunkte Subspinale und Supramentale eine Abweichung von der Mittellinie nach links auf. Der linke Orbitapunkt lag in der Vertikalebene weiter von der Mittellinie entfernt als der rechte. Der rechte Gonionpunkt

lag in der Horizontalebene dorsaler als der linke. Die übrigen Messpunkte in der Vertikal- und der Horizontalebene waren unauffällig (vgl. Abb. 11).

Der Supramentalpunkt des Patienten B war in der Vertikalebene nach links verschoben. Der rechte Jochbogen- und der rechte Gonionpunkt befanden sich weiter von der Sagittalebene entfernt als die beiden entsprechenden Messpunkte der linken Seite. Des Weiteren waren der linke Jochbogen- und Gonionpunkt weiter von der Horizontalebene entfernt als die Punkte der gegenüberliegenden Seite.

Tab.1 Messresultate der Patienten A, B, C, D, E, F, G und H.

Koordinatenpunkte im System Σ' (Angaben in mm)

| | X | y | z | Punkte | ϵ S.D. |
|------------------|-----|-----|-----|--------|-----------------|
| Patient A | | | | | |
| | 0 | 0 | 0 | N | ϵ 0.13 |
| | 0 | 0 | -54 | S | ϵ 0.14 |
| | 0 | -63 | -70 | Ba | ϵ 0.25 |
| | 2 | -56 | -19 | A | ϵ 0.26 |
| | 4 | -99 | -29 | B | ϵ 0.25 |
| | 20 | 9 | -8 | OI | ϵ 0.21 |
| | -29 | 11 | -10 | Or | ϵ 0.32 |
| | 48 | -52 | -10 | ZI | ϵ 0.21 |
| | -47 | -53 | -9 | Zr | ϵ 0.20 |
| | 48 | -98 | -38 | Gol | ϵ 0.21 |
| | -46 | -97 | -50 | Gor | ϵ 0.18 |

| | | | | | |
|------------------|-----|-----|-----|-----|-----------------|
| Patient B | | | | | |
| | 0 | 0 | 0 | N | ϵ 0.24 |
| | 0 | 0 | -57 | S | ϵ 0.17 |
| | 0 | -18 | -84 | Ba | ϵ 0.17 |
| | 3 | -64 | -22 | A | ϵ 0.24 |
| | 14 | -95 | -43 | B | ϵ 0.23 |
| | 23 | 4 | -2 | OI | ϵ 0.15 |
| | -22 | 8 | -2 | Or | ϵ 0.25 |
| | 33 | -36 | -33 | ZI | ϵ 0.25 |
| | -39 | -31 | -36 | Zr | ϵ 0.21 |
| | 38 | -62 | -84 | Gol | ϵ 0.32 |
| | -47 | -50 | -86 | Gor | ϵ 0.25 |

| | | | | | |
|------------------|-----|------|-----|-----|-----------------|
| Patient C | | | | | |
| | 0 | 0 | 0 | N | ϵ 0.29 |
| | 0 | 0 | -73 | S | ϵ 0.49 |
| | 0 | -36 | -99 | Ba | ϵ 0.16 |
| | -2 | -69 | -15 | A | ϵ 0.17 |
| | -2 | -105 | -22 | B | ϵ 0.28 |
| | -29 | 13 | -8 | OI | ϵ 0.30 |
| | 27 | 13 | -6 | Or | ϵ 0.26 |
| | -43 | -42 | -37 | ZI | ϵ 0.68 |
| | 43 | -43 | -29 | Zr | ϵ 0.17 |
| | -45 | -82 | -84 | Gol | ϵ 0.16 |
| | 59 | -69 | -79 | Gor | ϵ 0.56 |

| | | | | | |
|------------------|-----|-----|-----|-----|-----------------|
| Patient D | | | | | |
| | 0 | 0 | 0 | N | ϵ 0.28 |
| | 0 | 0 | -74 | S | ϵ 0.34 |
| | 0 | -16 | -91 | Ba | ϵ 0.14 |
| | 9 | -54 | -18 | A | ϵ 0.49 |
| | 21 | -95 | -42 | B | ϵ 0.17 |
| | 23 | 3 | -15 | OI | ϵ 0.45 |
| | -23 | 13 | -5 | Or | ϵ 0.14 |
| | 43 | -46 | -40 | ZI | ϵ 0.12 |
| | -52 | -29 | -52 | Zr | ϵ 0.14 |
| | 33 | -86 | -93 | Gol | ϵ 0.12 |
| | -53 | -53 | -94 | Gor | ϵ 0.10 |

Koordinatenpunkte im System Σ' (Angaben in mm)

| | X | y | z | Punkte | ϵ S.D. |
|------------------|-----|-----|-----|--------|-----------------|
| Patient E | | | | | |
| | 0 | 0 | 0 | N | ϵ 0.14 |
| | 0 | 0 | -67 | S | ϵ 0.14 |
| | 0 | -15 | -79 | Ba | ϵ 0.14 |
| | 0 | -49 | -22 | A | ϵ 0.14 |
| | 1 | -88 | -42 | B | ϵ 0.16 |
| | 18 | 8 | -3 | OI | ϵ 0.13 |
| | -17 | 7 | -1 | Or | ϵ 0.15 |
| | 49 | -28 | -41 | ZI | ϵ 0.38 |
| | -58 | -22 | -56 | Zr | ϵ 0.17 |
| | 46 | -56 | -91 | Gol | ϵ 0.14 |
| | -57 | -55 | -84 | Gor | ϵ 0.16 |

| | | | | | |
|------------------|-----|-----|-----|-----|-----------------|
| Patient F | | | | | |
| | 0 | 0 | 0 | N | ϵ 0.19 |
| | 0 | 0 | -76 | S | ϵ 0.18 |
| | 0 | -23 | -95 | Ba | ϵ 0.13 |
| | 1 | -57 | -13 | A | ϵ 0.25 |
| | 10 | -97 | -36 | B | ϵ 0.16 |
| | 39 | -27 | -22 | OI | ϵ 0.28 |
| | -40 | -23 | -25 | Or | ϵ 0.21 |
| | 39 | -41 | -38 | ZI | ϵ 0.18 |
| | -40 | -37 | -36 | Zr | ϵ 0.18 |
| | 39 | -65 | -91 | Gol | ϵ 0.25 |
| | -43 | -54 | -93 | Gor | ϵ 0.18 |

| | | | | | |
|------------------|-----|-----|-----|-----|-----------------|
| Patient G | | | | | |
| | 0 | 0 | 0 | N | ϵ 0.22 |
| | 0 | 0 | -75 | S | ϵ 0.24 |
| | 0 | -35 | -96 | Ba | ϵ 0.17 |
| | 5 | -53 | -15 | A | ϵ 0.17 |
| | 6 | -93 | -26 | B | ϵ 0.15 |
| | 29 | 10 | -5 | OI | ϵ 0.25 |
| | -29 | 8 | -4 | Or | ϵ 0.18 |
| | 41 | -44 | -37 | ZI | ϵ 0.28 |
| | -45 | -46 | -35 | Zr | ϵ 0.23 |
| | 45 | -65 | -84 | Gol | ϵ 0.89 |
| | -38 | -67 | -88 | Gor | ϵ 0.26 |

| | | | | | |
|------------------|------|-----|-----|-----|-----------------|
| Patient H | | | | | |
| | 0 | 0 | 0 | N | ϵ 0.20 |
| | 0 | 0 | -74 | S | ϵ 0.21 |
| | 0 | -39 | -95 | Ba | ϵ 0.25 |
| | -3 | -62 | -6 | A | ϵ 0.22 |
| | 5 | -95 | -20 | B | ϵ 0.16 |
| | 33 | 10 | -5 | OI | ϵ 0.21 |
| | -307 | 8 | -6 | Or | ϵ 0.14 |
| | 52 | -51 | -32 | ZI | ϵ 0.19 |
| | -49 | -53 | -24 | Zr | ϵ 0.18 |
| | 50 | -74 | -87 | Gol | ϵ 0.20 |
| | -56 | 62 | -83 | Gor | ϵ 0.30 |



Abb. 11 LT-Modell des Patienten A.

Fig. 11 Le modèle LT du patient A.

Bei Patient C lag der linke Jochbogenpunkt in der Sagittalebene dorsaler als der rechte. Der rechte Gonionpunkt war in der Vertikalebene weiter von der Mittellinie entfernt als der linke Gonionpunkt, zudem lag der linke in der Sagittalebene caudaler als der rechte Gonionpunkt.

Beim Patienten D zeigten der Subspinal- und Supramentalpunkt in der Vertikalebene eine Abweichung von der Mittellinie nach links. Der Supramentalpunkt lag in der Horizontalebene im Vergleich zum Subspinalpunkt dorsal. Der linke Orbitapunkt befand sich in der Sagittalebene caudaler und in der Horizontalebene dorsaler als der rechte Orbitapunkt. Der rechte Jochbogenpunkt und der rechte Gonionpunkt waren in der Vertikalebene weiter von der Mittellinie entfernt als ihre Symmetriepunkte der linken Seite. In der Sagittalebene lagen der linke Jochbogen- und der linke Gonionpunkt caudaler als diejenigen der rechten Seite, zudem befand sich der linke Jochbogenpunkt in der Horizontalebene dorsaler als der rechte.

Die Punkte des linken Jochbogens und Gonions waren beim Patienten E in der Vertikalebene weiter von der Mittellinie entfernt als die Punkte der rechten Seite. Der rechte Jochbogenpunkt lag in der Horizontalebene dorsaler als der linke. Hingegen lag der linke Gonionpunkt in der Horizontalebene dorsaler als der rechte Gonionpunkt.

Der Supramentalpunkt von Patient F zeigt in der Vertikalebene eine Abweichung von der Mittellinie nach links. Der linke Gonionpunkt lag in der Sagittalebene caudaler als der rechte. Die Orbita- und Jochbogenpunkte waren hingegen unauffällig.

Beim Patienten G wichen in der Vertikalebene der Subspinalpunkt und der Supramentalpunkt von der Mittellinie nach links ab. Der rechte Gonionpunkt lag in der Vertikalebene näher an der Mittellinie und in der Horizontalebene dorsaler als der linke. Die Orbita- und Jochbogenpunkte waren unauffällig.

Bei Patient H wich in der Vertikalebene der Subspinalpunkt von der Mittellinie nach rechts ab, der Supramentalpunkt nach links. Der rechte Jochbogenpunkt war in der Horizontalebene im Vergleich zum linken nach anterior versetzt. Der rechte Gonionpunkt lag in der Sagittalebene cranialer, in der Horizontalebene weiter anterior als der linke Gonionpunkt, zudem war er näher bei der Mittellinie.

Diskussion

Für die Diagnostik und Planung operativer Eingriffe bei Gesichtsschädelsymmetrien mit der konventionellen 2D-Cepha-

lometrie ist ein hohes Mass an klinischer Erfahrung nötig. Zudem ist diese Technik nur bei Asymmetrien in der Sagittalebene zuverlässig anwendbar. Symmetrische Deformitäten, die im 3D-Raum klar zu diagnostizieren waren, sowie Asymmetrien in der Transversalebene konnten mit den traditionellen cephalometrischen 2D-Messmethoden nicht effektiv erfasst werden (CUTTING et al. 1985).

Die 2D-Cephalometrie hat folgende Nachteile (ONO et al. 1992):

1. Bei den Schädel-p.a.-Aufnahmen ist die Reproduzierbarkeit in der Frontalebene oft nicht ausreichend.
2. Bei FRS-Aufnahmen variiert der Vergrößerungsfaktor zwischen den verschiedenen Regionen im Verhältnis der betreffenden Punkte zum Röntgenfilm.
3. Die Unterscheidung zwischen der rechten und der linken Seite ist bei FRS-Aufnahmen aufgrund von Überlagerungen schwierig.

Auf Grund von CT-Daten entwickelten ONO et al. (1992) ein Computerprogramm zur Darstellung von Gesichtsschädelsymmetrien. Sie erarbeiteten ein 3D-Vermessungssystem, um 67 Punkte am Schädel rechnerisch zu erfassen und auszuwerten. Das Resultat war ein 3D-Gitternetz-Schädelmodell, welches dem Operateur die Diagnostik von craniofacialen Asymmetrien erleichterte.

Ein Nachteil war die zeitaufwändige Koordinatenbestimmung aller 67 Punkte.

Fortschritte in der Computertechnologie ermöglichten die Raumdarstellung von CT-Daten (ARVIER et al. 1994, FUHRMANN et al. 1996).

Auf Grund der Darstellungsmöglichkeit von Knochenhöhlen sowie der Nachformung von knöchernen Kanälen erfüllte das LT-Verfahren die Forderungen nach einer Verbesserung der Modellherstellung zur präoperativen Diagnostik, Operationsplanung sowie Operationssimulation (WOLF et al. 1992).

Die Möglichkeit der Sterilisierbarkeit der LT-Modelle und ihrer direkten Nutzung während des Eingriffs (BILL et al. 1995) ergab einen weiteren Vorteil der Methode.

Um operativ befriedigende Lösungen im kranio-maxillo-fazialen Bereich zu erreichen, war eine quantitative Erfassung der Asymmetrieverhältnisse bezüglich einer Symmetrieebene in einem 3D-Modell hilfreich (SCHIEL et al. 1996).

Die Beurteilung der Symmetrieverhältnisse am LTM mittels dem FlashPoint®-3D-Digitizer lieferte ein hohes Mass an Informationen über die Asymmetriesituation. Anhand der gemessenen Raumkoordinaten für die Messpunkte am LTM errechnete der Computer die sagittale Symmetrieebene. Sie basierte wie bei der 2D-Cephalometrie auf den Vermessungspunkten der Schädelbasis: Sella, Nasion und Basion.

Die weiteren acht Messpunkte wurden bezüglich der vektorgeometrisch festgelegten Vertikal- und Horizontalebene definiert. Die Positionen der Messpunkte am LTM wurden zu den drei Raumebenen berechnet.

Die Resultate der Messungen liessen Rückschlüsse auf die anatomische Situation zu und belegten die Asymmetrieverhältnisse am LTM. Messungenauigkeiten wurden durch die folgenden Modifikationen vermieden:

- Einbau von Gipszahnkränzen in das LTM mittels eines Splints (SCHIEL et al. 1996),
- Markierung der Messpunkte nach der CT-Datenerfassung, die Punkte erschienen am LTM als kleine Vertiefungen,
- gestraffte mathematische Rechenoperationen und
- Messungen auf sechs Dezimalstellen, um Rundungsfehler zu minimieren.

Anhand der gemessenen Zahlenwerte konnte die Asymmetrie beurteilt werden. Dem Operateur standen nun Informationen über die Symmetrieverhältnisse des Schädels zur Verfügung, die anhand einer alleinigen Modellanalyse schwierig zu beurteilen gewesen wären. Die anatomische Situation, sichtbar am LTM, wurde durch die Tabellenwerte unterstrichen.

Es ergibt sich sogar die Möglichkeit, ein korrigiertes LTM zu vermessen, um die neuen Symmetrieverhältnisse zu überprüfen.

Die Zahlenwerte vermitteln ein Bild der Asymmetrie. Mehr Symmetriepunkte zu erfassen, würde den zeitlichen Rahmen der Modellanalyse erweitern, ohne Verbesserung der Informationen für den Operateur, der für spezielle Fragestellungen auf das LTM zurückgreifen kann.

Mit diesem standardisierten 3D-LTM-Digitizer-Messsystem ergab sich die Möglichkeit, die Asymmetrieverhältnisse quantitativ zu erfassen und ihre Abweichungen bezüglich der Sagittal-, Transversal- und Horizontalebene zu bestimmen.

Die Schädelasymmetrie konnte bezüglich der Okklusionsebene beurteilt werden, entsprechend ihrer Abweichung in allen drei Symmetrieebenen.

Mit der von FUHRMANN (1996) entwickelten 3D-Cephalometrie konnte der Asymmetriegrad von ossären Strukturen beurteilt werden. Am PC liessen sich anhand eines frei definierbaren Messgitters die entsprechenden Distanzen auf der Knochenoberfläche direkt an den 3D-Rekonstruktionen am Bildschirm vermessen.

Diese neue Methode zur quantitativen Beurteilung der Asymmetrie bot dem Operateur eine umfassende Orientierung über die skelettalen Verhältnisse.

Die Methode ist zwar aufwändig, liefert aber genauere Informationen als der ebenfalls mögliche Einsatz von Programmen, welche am Monitor skelettale Anteile mathematisch spiegeln. Bei diesen Programmen sind gerade die eventuell vorliegenden transversalen Diskrepanzen nicht berücksichtigt. Sie eignen sich nicht für die orthognathe Chirurgie, sondern eher für die Traumatologie und Tumorchirurgie (LAMBRECHT 1995).

Das 3D-LTM-Digitizer-Messsystem lieferte vergleichbare Daten in einem kurzen Zeitrahmen.

Vergleichbare Bestrebungen, Gesichtsasymmetrien quantitativ rasch zu beurteilen, beschränkten sich auf das Weichgewebe (FERRARIO et al. 1994, RAS et al. 1994).

Die 3D-LTM-Digitizer-Messmethode konnte – bei Patienten mit komplexen Dysgnathien – die konventionelle 2D-Cephalometrie, die LTM-Analyse und die Operationsplanung unterstützen und Informationen bezüglich Asymmetrien in allen drei Raumebenen liefern.

Danksagungen

Die Herstellung der Stereolithografmodelle wurde durch die Firma Proform AG, CH-1723 Marly 2, durchgeführt. An dieser Stelle möchten die Autoren Herrn Dr. P. Bernard, Geschäftsführer der Proform AG, für die LT-Unterlagen und die Fotografien danken.

Herrn Prof. Dr. W. Steinbrich, Chefarzt der Klinik für diagnostische Radiologie der Universität Basel wird für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes zur Durchführung der Messungen gedankt.

Speziellen Dank Herrn P. Rudolf, Informatikverantwortlicher, Amt für Industrie, Gewerbe und Arbeit, Graubünden in Chur für die grafische Umsetzung der Abbildungen 3 und 10.

Für die Korrektur, Durchsicht und Anregungen der vektorgeometrischen Rechenoperationen gebührt Herrn dipl. phys. ETH H. Alder, Kantonsschule Chur, besonderen Dank.

Literaturverzeichnis

- ARVIER J, BARKER T, YAU Y, D'URSO P, ATKINSON R, McDERMANT G: Maxillofacial biomodelling. *Brit J Oral Maxillofac Surg*: 32: 276–283 (1994)
- AUSTERMANN K H: Chirurgische Behandlung der Dysgnathien. In: HORCH H H, *Praxis der Zahnheilkunde. Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie II*, Band 10/II. München: Urban & Schwarzenberg: 105–196 (1991)
- BERNHARD P: Proform AG, Marly: Spezialausgabe SwissTech 96: Information 11/96
- BILL J, REUTHER J, DITTMANN W, KÜBLER N, MEIER J, PISTNER H, WITTENBERG G: Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 24: 98–103 (1995)
- BRIX F, LAMBRECHT J TH: Individuelle Schädelmodellherstellung auf der Grundlage computertomographischer Informationen. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 32: 74–77 (1987)
- CHEN L: Surface shading in the Cuberille Environment IEEE. *Trans Comput Graph Appl* 5: 33–43 (1985)
- CUTTING C, BOOKSTEIN F, GRAYSON B, FELLINGHAM L, MCCARTHY J: 3D computer-assisted design of craniofacial surgical procedures: Optimization and interaction with cephalometric and CT-based models. *Variety Club Center for Craniofacial Rehabilitation, New York Medical Center*: 877–885 (1985)
- FERRARIO V, SFORZA C, POGGIO C, TARTAGLIA G: Distance from Symmetry: A three-dimensional evaluation of facial asymmetry. *J Oral Maxillofac Surg* 52: 1126–1132 (1994)
- FLEINER B, HOFFMEISTER B, KREUSCH TH, LAMBRECHT J TH: Dreidimensionale Operationsplanung am Modell – eine kritische Bestandsaufnahme. *Fortschr Kiefer Gesichtschir*: 39: 13–16 (1994)
- FUHRMANN R, FEIFEL H, SCHAPPAUF A, DIEDRICH P: Integration von dreidimensionaler Kephalmetrie und 3D-Schädelmodellen bei der kombinierten orthodontisch/chirurgischen Behandlungsplanung. *J Orofac Orthop* 57: 32–45 (1996)
- HEMMY D, DAVID D: Three dimensional reconstruction of craniofacial deformities using computer tomography. *Neurosurgery* 13: 534–541 (1983)
- HILLISCH R: Stereolithographie – Anwendung von CAD, Lasertechnik und Photopolymerisation zum Bau von Prototypen. *Österreichische Kunststoff-Zeitschrift* 22 7/8: 196–200 (1991)
- KRAGSKOV J, SINDET-PETERSEN S, GYLDENSTED C, JENSEN K: A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. *J Oral Maxillofac Surg* 54: 402–411 (1996)
- KREUSCH TH, LAMBRECHT J TH: Die Planung präprothetisch-chirurgischer Eingriffe mit Hilfe individueller Modellherstellung. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* 16: 44–46 (1992)
- LAMBRECHT J TH, BRIX F: Planning orthognathic surgery with threedimensional models. *Int J Ad Orthod Orthognath Surg* 4: 141–144 (1989)
- LAMBRECHT J TH, BRIX F: Individual skull model fabrication for craniofacial surgery. *Cleft Palate Craniofac J* 27: 382–386 (1990)
- LAMBRECHT J TH: 3-D modeling technology in oral and maxillofacial surgery. *Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin* (1995)
- MILLES W, LINDNER A, EGLMEIER R, SCHOBEL G, GLASER C: Unterkieferwiederherstellung unter Zuhilfenahme stereolithographischer 3D-Modelle. *Dtsch Z Mund KieferGesichtschir* 19: 221–225 (1995)
- ONO I, OHURA T, NARUMI E, KAWASHIMA K, MATSUNO I, NAKAMURA S, OHHATA N, UCHIYAMA Y, WATANABE Y, TANAKA F, KISHINAMI T:

- Three-dimensional analysis of craniofacial bones using three-dimensional computer tomography. *J Craniomaxillofac Surg* 20: 49–60 (1992)
- ONO I, GUNJI H, SUDA K, KANEKO F: Method for preparing an exact-size model using helical volume scan computed tomography. *J Plast Reconstr Surg*: 1363–1371 (1994)
- RAS F, HABETS L, VAN GINKEL F, PRAHL-ANDERSEN B: Three-dimensional evaluation of facial asymmetry in cleft lip and palate. *J Cleft Palate Craniofac* 31: 116–121 (1994)
- SCHIEL H, HAMMER B, JACOB A, LAMBRECHT J TH: Maxillofacial asymmetry related to the occlusal plane? – CAS with Laser Technology Models. In: LEMKE H, VANNIER M, INAMURA K, FARMAN A. *Computer assisted Radiology*, Springer Verlag, Berlin: 1359–1363 (1996)
- SCHIEL H, HAMMER B, JACOB A, LAMBRECHT J TH: Transfer to the dental arch situation into 3D Laser-Technology-Models (LTM). In: LEMKE H, VANNIER M, INAMURA K, FARMAN A. *Computer assisted Radiology*, Springer Verlag, Berlin: 705–711 (1996)
- VIG P, HEWITT A: Asymmetrie of the human facial skeleton. *Angle Orthod* 45: 125–132 (1975)
- WOLF H, LINDNER A, SCHINDLER E, GROHMANN R, MILLESI W, EWERS R: Konstruktion 3-dimensionaler Schädelmodelle mittels Stereolithographie. *Z Stomat* 90/6: 303–311 (1992)
- Z'GRAGGEN M: *Med. Diss. Basel* 2000