

Aus dem Fachbereich Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

Klinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie
(Direktor Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Dr. habil. Robert Sader)

Beschleunigte Anthropometrie durch halbautomatische Datengewinnung und Verarbeitung

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin des Fachbereiches
Medizin der Johann Wolfgang Goethe – Universität Frankfurt am Main

vorgelegt von:

Michael Trolle
aus Leipzig

Frankfurt am Main
2007

INHALT:

1.0 Einleitung

1.1 Fragestellung

1.2 Hintergrund

1.3 Kephalometrie und Anthropometrie

1.4 Anthropometrie

2.0 Probanden und Methode

2.1 Material und Herstellung der Apparatur

2.2 Methode

2.3 Probanden

3.0 Ergebnisse

3.1 Auswertung der Meßdaten

4.0 Diskussion

4.1 Warum Anthropometrie?

4.2 Alternative Herangehensweisen

4.3 Vor- und Nachteile halbautomatischer Anthropometrie

4.4 Vergleich mit anderen Untersuchungsmethoden

5.0 Zusammenfassung

6.0 Summary

7.0 Appendix

7.1 Legende

7.2 Tabellen

7.3 Abbildungen

7.4 Literatur

7.5 Danksagung

7.6 Lebenslauf

7.7 Erklärung

1.0 Einleitung

1.1 Fragestellungen:

Die Erfassung kephalometrischer Messdaten in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie dient der Diagnostik, präoperativer Dokumentation von Normabweichungen und der postoperativen Kontrolle, z.B. in der Behandlung von Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten oder Dysgnathien.

Diese Arbeit soll die einfache und kostengünstige Anthropometrie schneller und genauer machen, wenn definierte Punkte (Farkas und Munro, 1986) des Weichgewebes und des Knochens im Vergleich zur vorherigen Arbeit (Landes et al., 2002a/b) gleichzeitig vermessen werden.

Es soll festgestellt werden, ob ein neues Messmittel mit dem exemplarisch zu verwendenden Programm Kephalmetrie 1.1(Landes et al., 2002) die sonst konventionell durchgeführte Messung vereinfachen kann. Diese vormals manuelle mittels einfachem Zirkel und Lineal vorgenommene Messung ist im Aufbau denkbar einfach, in der Durchführung aber zeitraubend. Ziel dieser Arbeit soll daher sein, Messungen durchzuführen, die eine echte Zeitersparnis bei gleich bleibender, oder verbesserter Messgenauigkeit erbringen können. Des Weiteren soll die Systemkompatibilität und das Handling des Messmittels im klinischen Gebrauch getestet werden. Kann dieses Messmittel von jedermann bedient werden und an jeden handelsüblichen Rechner einer Praxis oder Klinik angeschlossen werden?

Ein Vergleich anderer im Einsatz befindlicher Möglichkeiten zur kephalometrischen- oder anthropometrischen Untersuchung mit der hier eingesetzten halbautomatischen Messmethode wird diskutiert.

1.2 Hintergrund

Immer mehr Forschergruppen befassen sich mit 3D-Darstellungen knöcherner Strukturen und aufliegender Weichgewebe durch 3D-CT-Darstellung in Verbindung mit LASER-gestützten Abtastverfahren der Gesichtsoberfläche zur fotorealistischen Darstellung.

In dem Artikel *Computergraphische Simulationsmöglichkeiten in der orthopädischen Chirurgie* (Kessler et al., 2000) wird beschrieben, wie mit Hilfe dieser Computergraphischen 3D-Simulation nach kreisförmiger Abtastung des Schädels durch einen LASER-Strahl und graphischer Überlagerung mit CT-Daten des Schädels ein Modell des Kopfes und der aufliegenden Weichgewebsstrukturen erzeugt und bei Osteotomien sichergestellt werden kann, dass das aufliegende Weichgewebe nicht unkontrolliert oder funktionell-ästhetisch ungünstig verändert wird.

Die Symmetrie des Gesichtsschädels spielt dabei eine zentrale Rolle. Fernröntgenseitenaufnahmen vermögen nicht, asymmetrische Disharmonien aufzuzeigen und begründen die Notwendigkeit einer dreidimensionalen Darstellung der Strukturen.

Die Schwächen dieser Methode liegen in der Unfähigkeit der Darstellung der knöchernen Basis. Der LASER erfasst nur die Weichteile des zu vermessenden Patienten, die knöchernen Basis wird mittels Durchschnittswerten ermittelt. Fehlerquelle ist somit die unterschiedlich ausgeprägte Weichteilauflage.

In dem Artikel *Dreidimensionale photogrammetrische Erfassung von Gesichtsoberflächen* (Kakoschke et al., 1997) wird über die Möglichkeit der 3D-photogrammetrischen Erfassung von Gesichtsoberflächen mittels simultan agierender Digitalkameras berichtet, welche im Umfeld des Patienten so angeordnet werden, dass Bilder von frontal und jeweils von seitlich in einem Winkel von 45 Grad angefertigt, das Weichgewebe darstellen. Die digitalen Daten werden dafür in einem Computerprogramm verarbeitet und ergeben so eine 3-dimensionale Darstellung.

Auch hier wird festgestellt, dass konventionelle bildgebende Verfahren, wie Fernröntgen und zweidimensionale Fotografien, besonders bei komplexeren Behandlungsabläufen unzureichend sind.

Der Nachteil liegt in der nicht vorhandenen Möglichkeit der Darstellung von knöchernen Strukturen. Eine unterschiedlich stark ausgeprägte Weichteilaufgabe ist somit nicht darstellbar. Positionsveränderungen des Weichgewebes in Relation zur knöchernen Basis bleiben so unberücksichtigt und nicht diagnostiziert.

Kosten dieser Untersuchungsmethode wurden nicht angegeben, dürften aber aufgrund der vielen eingesetzten Kameras bei mehreren tausend EURO Anschaffungskosten liegen.

Eine Arbeitsgruppe äußerte sich auf dem Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie zum Thema *Profilverbessernde Operationen im Gesicht* (Wagner et al., 1996) dahingehend, dass die Aufnahme von Patientendaten präoperativ nicht nur metrischer Natur sein sollten. Auch psychosoziale Gesichtspunkte, sowie Motivation des Patienten müssen berücksichtigt werden. Die Anfertigung von Messwertaufnahmen, Planungs- und Verlaufsprotokollen bleibt trotzdem unerlässlich. Näher betrachtet wurden optoelektronische Abtastsysteme zur Digitalisierung von Gesichtswichteilkonturen sowie die Herstellung von Planungsmodellen auf Basis von CT-Daten mittels Stereolithographie Verfahren.

Das *Stereolithographie* - Verfahren (SLA) arbeitet ähnlich dem Lasersinterverfahren. 3D-CAD-Daten (STL - Daten) werden in 2D-Querschnitte umgewandelt. Ein computergesteuerter UV-Laserstrahl bildet die jeweiligen Konturen der Schichten auf einem flüssigen Polymerharz ab. Dort, wo der Laserstrahl auf das Harz trifft, härtet dieses aus. Das entstehende Kunststoff-Modell wird um eine Schichtdicke in das Harz abgesenkt und die nächste, darüberliegende Schicht kann ausgehärtet werden. Die dabei gemachten Angaben zu Fehlerquotienten bei Computergestütz-

ten Navigationssystemen LASER- gesteuert oder mechanisch), lagen bei 0,3 – 1,8mm.

In der Studie *Evaluation of Video imaging prediction in combined maxillary and mandibular orthognathic surgery* (Upton et al., 1997) wurden verschiedene Methoden zur Planung und Visualisierung von Gesichtprofilen vor chirurgischen Eingriffen verglichen. Hauptaugenmerk lag dabei auf einer schon kommerziell vertriebenen Planungssoftware (Quick Ceph. Image, Orthodontic Processing). Die Daten zur Rekonstruktion von Weichgewebe wurden kephalometrischen Vermessungen von Fernröntgenseitenaufnahmen (2-dimensional) entnommen.

Mit Hilfe des Programms sollte dem Operateur die Möglichkeit der Auswirkung von strukturellen Veränderungen des Gesichtsschädels auf das Weichgewebe und damit auf die Ästhetik gegeben werden.

Es wurde festgestellt, dass die vom Programm präoperativ errechneten Profile nur unzureichend mit der postoperativen Situation übereinstimmten. Abweichungen waren besonders dort zu erkennen, wo die Weichgewebsauflage dick ist, wie an Unterlippe und Kinn. Der Preis der Software lag bei rund \$ 15.000,-.

Hassfeld et al., (2001) veröffentlichten eine Abhandlung über dreidimensionale bildgebende Diagnostik vor dentalen Implantationen bei atrophierten Kiefern. Sie verglichen die unterschiedlichen Möglichkeiten der Darstellung von Weichgewebe und Knochenstrukturen sowie die mit den Untersuchungen verbundene Patientenbelastung durch Röntgenstrahlung.

Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass das MRT eine Alternative zum CT darstellt. Allerdings weist das MRT Defizite wie verlängerte Untersuchungsdauer und Vorteile durch geringere Strahlenbelastung der untersuchten Patienten auf. Die erheblichen Kosten beider Untersuchungsmethoden wurden nicht näher beleuchtet.

In der Studie *Erste Erfahrungen mit der digitalen dreidimensionalen Bildgebung* (Surwald et al., 2000), stand die Anwendung einer digitalen dreidimensionalen stereofotogrammetrischen Kamera anhand eines kommerziell erhältlichen Systems (Tricorder S4M, Tricorder Technology plc, 6 The Long Room, Copermill Look, Summerhouse Lane, Harefield, Middlesex, UB9 6JA, UK) im Mittelpunkt.

Entwickelt wurde das Gerät zur Erzeugung dreidimensionaler Abbildungen des menschlichen Gesichts zur Datengewinnung für die präoperative Planung und Vorhersage chirurgischer- und plastischer Operationen.

Alternative Planungsmethoden wie MRT und CT sowie deren Nachteile im Bereich Patientenbelastung, Auflösungsvermögen, fehlende Indikationsstellung und Mangel an Oberflächendarstellung, sowie Kosten- und Zeitfaktor wurden diskutiert.

Das System bestand aus vier im Raum um den Patienten angeordnete Kameras, die in drei Dimensionen jeden Punkt des Gesichts erfassen und durch unterschiedliche Belichtung den Kontrast noch erhöhen. Die Konstruktion des Bildes ermöglicht ein nachfolgend modifizierter adaptiver Korrelationsalgorithmus im Programm des verarbeitenden Rechners (auf NT-Basis) durch Kleinstquadratschätzung. Anschließend konnte das Modell noch durch Rendering, Glättung und Morphing bearbeitet werden.

Die prä- und postoperativ errechneten Bilder konnten mittels eines weiteren Programms aufeinander gelegt oder metrische Veränderungen vorgenommen werden.

Vorteil der Methode war laut der Autoren die verkürzte Belichtungszeit von ungefähr zwei Sekunden im Vergleich zu anderen Techniken, wie der Laserabtastung(6s.) Der einfachen Handhabung und Mobilität der Apparatur stehen einer noch immer nicht gelösten Problematik von fehlenden Beurteilungskriterien, sowie Graduierung von Weichteilveränderungen im Kopf-Hals-Bereich, die vergleichende Studien der Beziehung von Weich- zu Hartgewebsveränderungen zulassen würden, gegenüber.

Eine Methode zur Erfassung der Knochenpunkte und deren Abgleich mit dazu im Verhältnis stehenden Weichteilpunkten stellt dieses Verfahren nicht dar.

Der Autor griff weiterhin die kritische Frage der Notwendigkeit der millimetergenauen dreidimensionalen Vorhersage von profilverändernden Rekonstruktionen im Gesichtsbereich auf, da es sich immer um Annahmen des zu erwartenden Resultats handeln würde.

Der Preis der Kamera und des Bildverarbeitenden Programms liegen zwischen € 15.000,- bis € 20.000,-.

1.3 Kephalometrie und Anthropometrie

Die Kephalometrie kann in zwei Bereiche eingeteilt werden. Bei der indirekten Kephalometrie (Röntgenkephalometrie) wird das Fernröntgenseiten- oder Frontalbild zur metrischen Analyse knöcherner Punkte genutzt. Der Patient ist nicht direkt in den Analyseprozess involviert.

Die direkte Kephalometrie ist die Anthropometrie, gemessen unmittelbar am Patienten, ohne Zuhilfenahme von Röntgenaufnahmen.

Die Kephalometrie sowie Anthropometrie stellen die unmittelbarste Möglichkeit der metrischen Analyse des Gesichtsschädels dar. Durch sie können Informationen über den Aufbau des Gesichtsschädels, Beziehungen der Kieferbasen zueinander, sowie Wachstumstendenzen und -richtungen gesammelt werden.

Schon früh war man bei der Behandlung von Dysgnathien bemüht, nicht nur dentoalveoläre Fehlstellungen zu berücksichtigen, sondern ebenfalls Informationen über Wachstum, und damit Profilverläufe in das kieferorthopädische Behandlungskonzept mit einfließen zu lassen, welches dann gegebenenfalls chirurgisch ergänzt werden kann.

Erste Verfahren zur schädelbezogenen Orientierung dentaler Bezirke wurden Anfang des letzten Jahrhunderts entwickelt. Die nach Registrierung von Schädelpunkten (Porion, Orbitale) speziell geformten Gipsmodelle nach dem Simon`schen Gnathostatverfahren (1919 und 1921) waren zwar aufwendig, erlaubten aber doch schon eine recht gute anthropometrische Auswertung. Diese Vorgehensweise ermöglichte eine Zuordnung dentaler Bezirke zu definierten Schädelpunkten und hatte einen wesentlichen Einfluss auf die Entwicklung der Röntgenkephalometrie (Schopf, 1994).

Die Basis für eine systematische röntgenologische Kephometrie wurde von zwei Wissenschaftlern unabhängig voneinander gelegt (Broadbent, Hofrath, 1931).

Heute kennen wir Hunderte verschiedener Analyseverfahren, basierend auf den unterschiedlichen technischen Möglichkeiten. Fernröntgenseitenbilder in norma lateralis, dreidimensionale computertomographische Aufnahmen, mechanische Abtastung sowie der Einsatz von LASER vervielfachten die Möglichkeiten der Analyse, von der Vielzahl der zur Auswertung stehenden möglichen Punkte ganz abgesehen.

Die sich aus der Analyse von kephalometrischen Messdaten ergebenden Informationen, sind vielfältig nutzbar.

Achsstellungen von Zähnen, Lagebestimmungen der Kieferbasen, das Vorhandensein von Syndromen, sowie die Interdisziplinäre Planung und Korrektur von Weichteilen und Dysgnathien sind wichtige Eckpunkte heutiger Behandlungskonzepte.

Computergestützt kann der Operateur präoperativ intraoperatives Vorgehen und die zu erwartende postoperative Situation simulieren. Verläufe, Wachstumstendenzen und Profile sind so darstellbar. Interessant wird das zum Beispiel für das bei chirurgischen Kieferumstellungen entscheidende Weichgewebsmanagement. Es ist entscheidend für das Erscheinungsbild des Patienten postoperativ und einer der am schwersten zu kontrollierenden oder vorhersagbaren Bereiche eines Eingriffes.

Damit ist die Kephalmetrie nicht nur in der Kieferorthopädie, sondern auch in der Mund- Kiefer-Gesichtchirurgie diagnostisch eine Standardmaßnahme (Schopf, 1994).

Die Probleme dieser diagnostischen Maßnahme liegen in der Schwierigkeit der exakten Wiederherstellung situationsgleicher Aufnahmen, der Bestimmung von Referenzpunkten, sowie dem Vorhandensein von messmittel- und behandlerabhängigen Fehlern bei der Messung, mit entsprechenden Auswirkungen auf die Weichteilvorhersage.

1.4 Anthropometrie

Die Anthropometrie kennt heute viele verschiedene Messpunkte und Messtrecken. Sie ist eine anerkannte Technik in der klinischen Diagnostik. Die Messmethoden unterscheiden sich in der Verwendung unterschiedlicher Hilfsmittel, mit deren Unterstützung die Daten am Patienten ermittelt werden können.

Obwohl die Anthropometrie eine einfache, günstige und ungefährliche Methode ist, fand sie in der Vergangenheit nur ungenügende klinische Anwendung. Die Anthropometrie ist unter den leistungsfähigen diagnostischen Methoden die am seltensten und am schlechtesten praktizierte (Opitz et al., 1985).

Das klassische anthropometrische Messinstrumentarium besteht aus einem Zirkel mit etwa 10 Zentimeter Spanne für kleinere Distanzen und einem größerem Zirkel, der Distanzen bis 25 Zentimeter erfassen kann (Landes, et al., 2002). Um die so ermittelten Strecken mittels Algorithmus darzustellen und in räumliche Beziehung zueinander zu bringen, müssen die Daten nach Abnahme erst auf einem Blatt Papier notiert werden, um sie dann zum Beispiel in das Daten verarbeitende Programm **Kephalo-**

metrie (Diehl, 1998) zu übertragen. Das ist nicht nur zeitaufwendig, sondern birgt auch durch die umständliche Ermittlung und Übertragung der Daten die Gefahr eines erhöhten Fehlerquotienten.

Die halbautomatische Anthropometrie könnte die gewonnenen Erfahrungen im Einsatz der manuellen anthropometrischen Vermessung nutzen und effektiver umsetzen. Die am Patienten abgenommenen Daten werden in eine computerunterstützte Tabelle integriert, ohne dass eine Zwischenspeicherung auf manuellem oder elektronischen Weg erfolgen muss.

Ein einfacher und kostensparender Aufbau der Apparatur, sowie zeitsparende aber genaue Vermessung des Patienten ist Ziel dieser Arbeit. Das halbautomatische anthropometrische Messmittel sollte sich durch eine robuste Bauweise und einem benutzerfreundlichen Aufbau aller notwendigen elektronischen Komponenten auszeichnen. Das mechanische Abtasten der definierten Messpunkte und die folgende elektronische Übertragung und Datenverarbeitung durch Interface und Computer ist die Halbautomatik, die diesem System den Namen gibt.

Diese Methode, wenn sie denn in der Praxis einfacher und genauer ist, könnte das Interesse an der Anthropometrie anregen und zukünftig zu einer vermehrten Anwendung in der Diagnostik führen.

2.0 Probanden und Methode

2.1 Material und Herstellung der Apparatur

Die Grundlage der Messeinrichtung stellt ein handelsüblicher Personal Computer auf Windows NT® / 2000® oder Windows XP® Basis dar. Der in der Testreihe verwendete Standardrechner ist ausgestattet mit einem Intel Pentium3®-Prozessor und einem 256MB Arbeitsspeicher.

Ein zwischen das Messmittel und PC geschaltetes Interface (MTi 05) der Firma *IMP Ingenieurgesellschaft mbH/ 49085 Osnabrück*, speist die Daten als simulierte Tastaturdaten in das aktivierte Programm **Kephalometrie 1.3** (Diehl, 1998) des Computers ein. Dies geschieht über eine serielle Schnittstelle (SIO1/2).

Das Interface verfügt über fünf verschiedene Dateneingänge, die es möglich machen, verschiedenste Messdaten (von Raum-/Körpertemperatur bis Entfernungen) in Microsoft Access oder Excel® Datenbanken einzuspeisen.

Ein am Boden des Interfaces befindliches Stellrad erlaubt 16 unterschiedliche Einstellpositionen des Cursors nach Dateneingabe. Dies reicht von *Enter-*, *Space-*, *Tab-* bis *CR-* Funktion kombinierbar mit Signalausgabe. Das soll die schnelle Eingabe von Daten ohne dauerhafte Sichtkontrolle des Bildschirms erleichtern und stellt eine echte Zeitersparnis dar. Das Interface besitzt weiterhin einen Anschluss für einen Signalauslöser, der als Fuß- oder Handschalter einsetzbar ist. Dieser Auslöser befindet sich während der Messungen im kleinen Abstand zum Patienten, so dass nach einstellen der individuellen Messstrecke die Messung per Fuß vom Behandler ausgelöst werden kann.

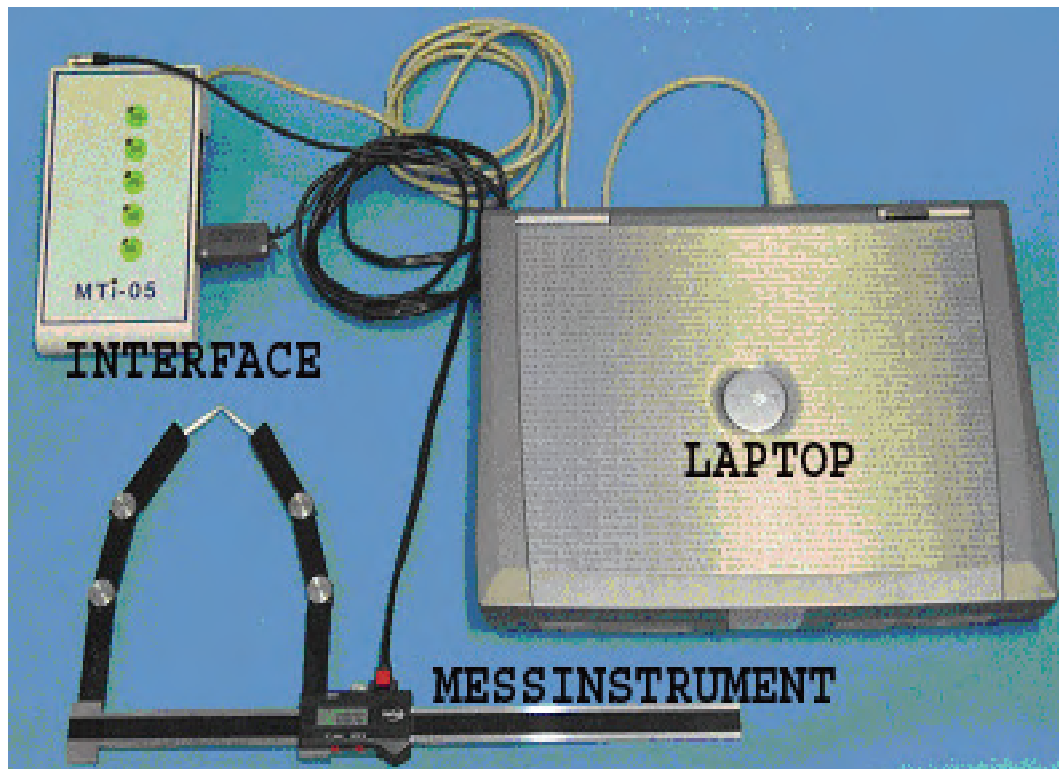


Abb.1 Aufbau des modifizierten Messgerätes (Fußtaster durch Mikrotaster ersetzt, Doppelgelenk-Tasterarme)

Eine große Schwierigkeit der Darstellung der ermittelten Daten im vorhandenen Datenverarbeitungsprogramm Kephalmetrie besteht in der Notwendigkeit der Eingabe aller Daten in Zentimeter und der Ausgabe aller Messdaten des Messinstruments in Millimeter. Diese werden sogar bis in den hundertstel Millimeter genau erfasst, können aber vom Chip des Interfaces nicht auf Zentimeter mit einer Kommastelle gerundet an den Rechner weitergegeben werden.

Versuche das Datenverarbeitungsprogramm Kephalmetrie dahingehend zu verändern, dass die kleineren Maßeinheiten des Messmittels vom Programm originalgetreu wiedergegeben, oder in Zentimeter umgerechnet und gerundet werden, schlugen fehl. Das Programm verarbeitet die Datensätze nicht und kann damit keine geometrischen Formen errechnen.

Daraufhin bekam das Interface einen neu programmierten Chip. Die Programmierung des Chips ist derart gestaltet, dass die durchlaufenden Daten umgerechnet und gerundet an den Rechner/Laptop weitergegeben werden. Die dort einlaufenden Daten werden jetzt in Zentimeter mit einer Kommastelle dargestellt.

Leider kann so das Potential des Messmittels nicht komplett ausgeschöpft werden, die erlangte Genauigkeit der Darstellung ist aber im einstelligen Millimeter Bereich klinisch absolut ausreichend.

Die Übertragung der Daten vom Messmittel zum Interface erfolgt über ein optisches Datenkabel der Firma *Steinwald Datentechnik GmbH*, welches einen Meter Länge misst und über einen 10pol-Stecker mit dem Interface verbunden ist. Hier ist die Belegung der Pole durch Umlöten einiger Kontakte verändert, da in der voreingestellten Konfiguration keine Daten vom angeschlossenen Messmittel übertragen werden konnten.

Der digitale Messschieber der Firma *Helios* besitzt nach Herstellerangaben einen Messbereich von 30 cm (11.81 inches). Eine Auflösung von 0,01 mm, bei einer max. Abweichung von +/- 0,03 mm, kann die abgenommenen Daten in *mm* sowie *inch* ausgeben. Der Datenausgang ist ein optical RS 232, optischer Datenausgang. Das Messmittel ist aus rostfreiem INOX- Spezialstahl aus der Flugzeugindustrie, der durch eine Nickel-Chrom Legierung extrem fest und unelastisch ist, gefertigt. Seine Elastizitätsgrenze liegt bei 0,2 %, wobei er bis zu 130 kg/mm Härte aufweist.

Um die individuell angefertigten Tasterarme am Messmittel anzubringen, werden die langen Scheren des Messschiebers abgetrennt, die kürzeren mit jeweils zwei Löchern versehen, um eine Verbindungsmöglichkeit herzustellen. Diese Arbeiten mussten von Spezialfirmen mittels Laserschneid- Technik durchgeführt werden, da sich der Stahl als zu hart für gehärtete Trennscheiben oder extra harte Spezialbohrer erwies.

Die Scheren zur Abtastung der zu vermessenden Oberfläche sind aus Aluminium gefertigt und im oberen Drittel in einem Winkel von 20 Grad einwärts gebogen. Sie werden mittels Schrauben an den vorgefertigten

Bohrungen der kleinen Scheren des Messmittels befestigt. An den Spitze der Tasterarme berühren sich die ebenfalls handgefertigten Aluminiumaufsätze, wenn der Schlitten des Schiebers in Richtung individuellen Nullpunkt verschoben wird.



Abb.2 Tasterarme der ersten Konstruktion aus Aluminiumprofil, nicht flexibel abwinkelbar

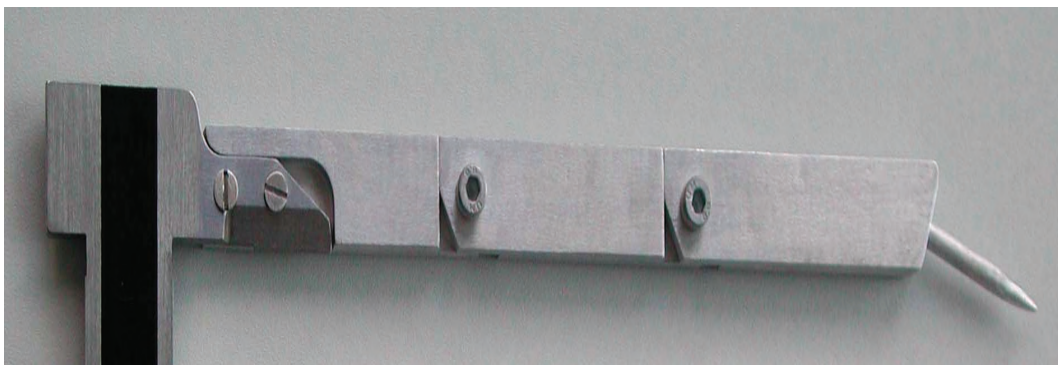


Abb.3 Tasterarme der 2.Generation mit neuartigem Scharniergelenk



Abb.4 3. Generation Tasterarme, pulverstrahlbeschichtet

Vor jeder Messreihe sollten diese auch erneut zusammengeführt werden um durch einen Knopfdruck am Messmittel ein *reset* durchzuführen. Der Nullpunkt wird so immer wieder überprüft und Fehlerquellen minimiert. Da der Messschieber auch eine Digitalanzeige besitzt, können die Daten zur Kontrolle parallel zur Dateneingabe in den Computer auch direkt am Gerät abgelesen werden.

Jede einzelne Messung wird durch betätigen des auf dem Boden befindlichen Fußschalters ausgelöst. Dieser ist mit dem Interface verbunden und löst den Datentransfer zwischen Messmittel und Computer aus.

In der praktischen Anwendung aufgetretene Probleme bei der Anwendung des Messgerätes veranlassten mich, dessen Design und Funktion zu verändern.

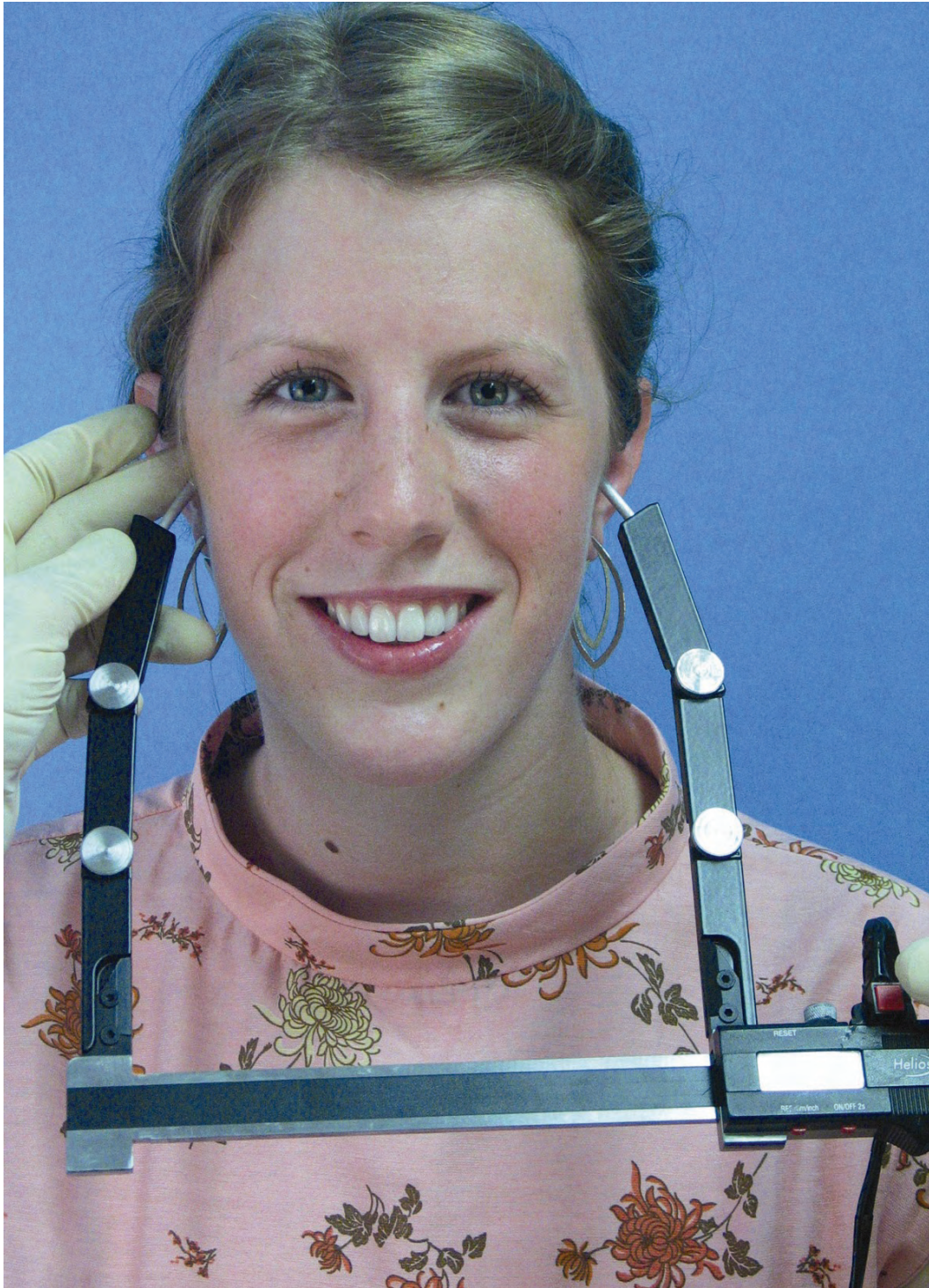


Abb.5 Tests des Messinstrumentariums der 3. Generation am Probanden



Abb.6 Test der Tasterarme der 3.Generation in der Mundhöhle

Probleme bei der Datenabnahme gab es bei räumlich beengten Verhältnissen, z.B.: intraoral, sowie bei komplizierten Streckenverläufen von intraoral nach extraoral, wobei die starren Tasterarme mit der einfachen Abwinkelung im oberen Drittel den anatomischen Gegebenheiten des Gesichtsschädels nicht ausreichend Rechnung tragen konnten.

Der von mir eingesetzte Fußschalter, der die einzelnen Messungen auslöst, hat sich als unpraktisch in Situationen erwiesen, bei denen der Behandler seine Position zum Patienten häufig wechseln muss.

Es muss sichergestellt sein, dass die Spitzen der Tasterarme sich in jeder Position berühren können. Ein Gelenk pro Arm bietet zu wenig Flexibilität und erlaubt auch keine von einander abweichenden Gelenkkonfigurationen der Tasterarme. Es sollten also jeweils zwei Gelenke pro Arm vorhanden sein, die einen Anschlag aufweisen und so den Radius der Bewegung begrenzen können. Die Gelenke müssen in der jeweils gewählten Position fest einstellbar sein. Die Winkel eines Armes könnten dann andere individuelle Winkel einnehmen als die Winkel des anderen Armes. Der Gesamtwinkel eines Armes sollte aber gleich dem Gesamtwinkel des anderen Armes sein, damit zu Beginn der Messung durch Berühren der Spitzen ein Nullpunkt gesetzt werden kann.

Mit diesen Vorgaben ist eine technische Zeichnung am Computer entstanden, die in 3D-Format auch einen räumlichen Eindruck der gesamten Arbeit vermittelt. Als Grundlage sind die Ausmaße des Messmittels, Kantenverläufe sowie bestehende Bohrungen in die Konstruktionsplanung eingeflossen. Die Konstruktion entstand in Anlehnung an die Funktionsweise eines Zirkels.

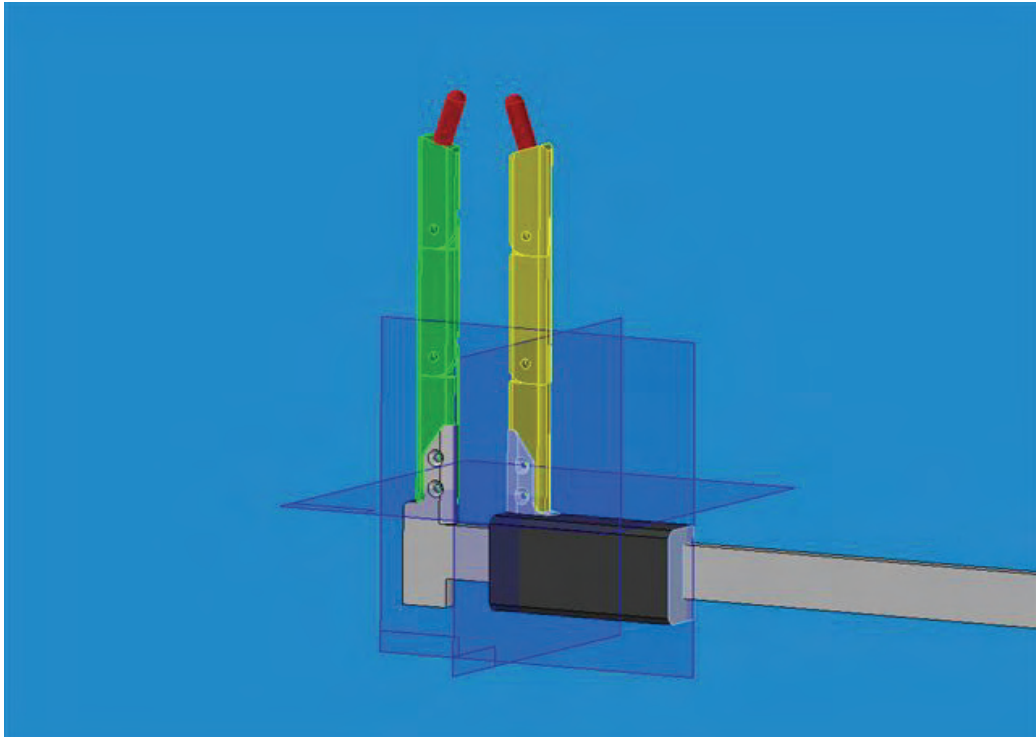


Abb.7 technische Konstruktionszeichnung der Tasterarme im 3D-Format

Die einzelnen Segmente sind so geplant, dass sie ineinander greifen und an den Kontaktpunkten jeweils um die Hälfte in ihrer Materialstärke reduziert sind. So ist eine möglichst glatte Oberfläche, mit wenigen Schmutznischen gewährleistet. Das Material aus dem die Arme gefertigt sind, ist Aluminium, da es leicht und stabil zugleich ist. Die in der Konstruktion erkennbaren, hier rot dargestellten Aufsätze/ Tasterspitzen sind abstrahiert und durch spitz zulaufende Enden am Arbeitsgerät ersetzt.

Am Verbindungselement zur eigentlichen Schieblehre werden die Arme mit einer Schraubenkonstruktion befestigt und so der Transport der Messeinheit erleichtert.

Die angefertigte 3D-Konstruktionszeichnung wurde in eine 2D-Grafik mit Längenangaben der Kanten transferiert. Die dabei einfließenden Daten des vorhandenen Messinstruments wurden natürlich berücksichtigt, denn die Tasterarme sollen optisch fließend in die Schieblehre übergehen.

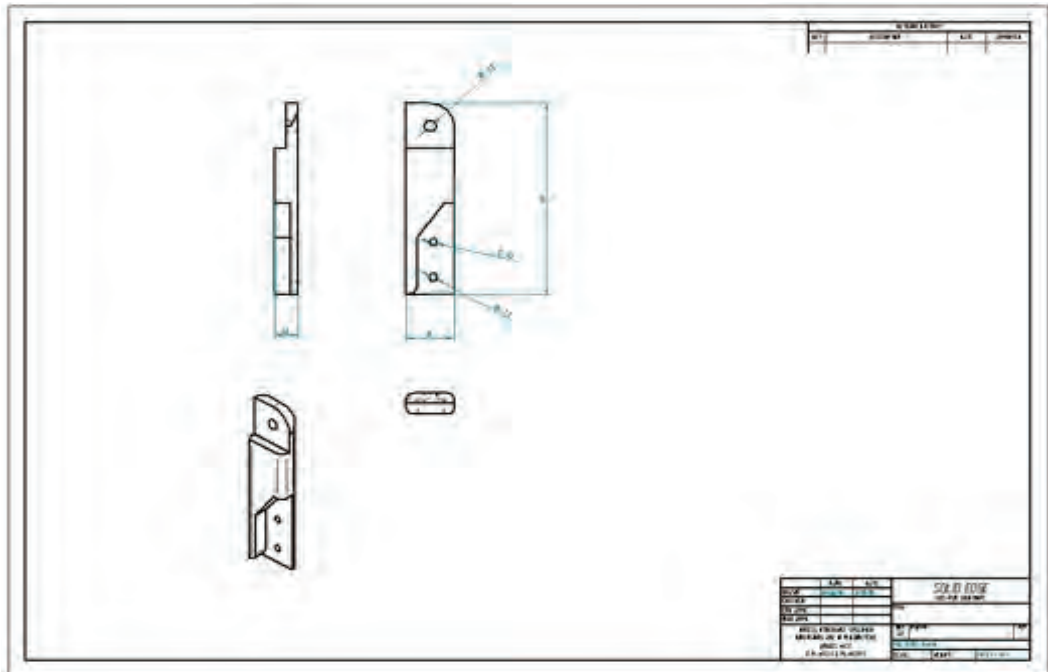


Abb.8 Kostruktionszeichnung der Einzelemente eines Tasterarmes

Die Maße des zur Verfügung stehenden Profils sind 8mm Stärke, 20mm Breite und etwa 200mm Länge. Sechs etwa 80mm lange Segmente werden aus dem Profil getrennt und anschließend in der Breite um 8mm durch Fräsung reduziert. Dazu muss das Werkstück in einen Schlitten eingespannt und unter dem Fräskopf positioniert werden. An den Rotationspunkten der Gelenke ist die Reduzierung der Stärke ebenfalls mittels Fräsmaschine (Typ FP3, Baujahr: ca. 1973, Deutschland) geschehen. Die Bohrung zur Rotationsführung sowie der Schnitt der Gewinde sind vor Veredelung der Oberfläche durch Sandstrahlung die letzten Arbeitsschritte.



Abb.9 Fräsmaschine FP3 im Ruhezustand

Rändelschrauben, welche einen ausladenden Kopf mit geriffeltem Rand besitzen, machen die Gelenke rotationsfähig und in jeder Position fixierbar. Sie erlangen die ausreichende Stabilität durch ein 4mm langes Gewinde, welches sich immer im unteren Teil des reduzierten Metalls im Gelenkbereich der Tasterarme befindet.

Das Metall wird nach der Oberflächenbearbeitung noch im Säurebad gereinigt und anschließend mit Sandpapier geschliffen. Die endgültige Oberflächenveredelung erfahren die Tasterarme durch eine Pulverstrahlbeschichtung in der Farbe Schwarz.



Abb.10 abgewinkelte Tasterarme mit austauschbarer Spitze

Als Verbindungselement zwischen Standardverbindungskabel und Interface dient ein kleiner Klinkenstecker, identisch einem Audiostecker der Stereoanlage. Die Verbindung zum Messinstrument wird durch einen dafür angelöteten Mikrotaster hergestellt, der mit dem optischen Datenkabel verbunden ist und mit diesem am Schlitten des Messinstruments in einer dafür vorgesehenen Halterung eingerastet wird. Stecker des Datenkabels und Mikrotaster können in einer Bewegung am Arbeitsgerät angebracht werden. Das Display liegt gut sichtbar neben dem Auslöser.



Abb.11 LED-Anzeige und Auslöser (roter, viereckiger Knopf) des Messinstruments

2.2 Methode

Die halbautomatische Apparatur zur Ermittlung anthropometrischer Messdaten wurde mit der vollmanuellen Methode (Landes et al., 2002) verglichen.

Durch identische Messpunkte ist es möglich, beide direkt miteinander zu vergleichen. Die halbautomatische anthropometrische Messung gibt, wie die direkte anthropometrische Messung, einen der Analyse von Fernröntgenseitenaufnahmen äquivalenten Überblick über Konformation knöcherner Strukturen, den dazu gehörenden Weichgewebsauflagen sowie Verlaufsdarstellung bei Wachstumsvorgängen.

Die vorbereitenden Maßnahmen zur Durchführung der Messung sind bei der Messung von Hand sowie der Messung mittels halbautomatischen Messinstrumentariums die gleichen.

Die Patienten nehmen bei beiden Methoden der Vermessung in aufrechter Sitzposition, im Idealfall auf einem drehbaren und höhenverstellbaren

Sessel platz, der sich etwa einen Meter vom Daten verarbeitenden Interface entfernt befindet.

Alle extraoral zu vermessenden Punkte werden mit wasserlöslichem Stift auf der Haut des Patienten markiert um die anschließend erfolgende Messung jeder einzelnen Strecke im Falle einer Fehlmessung wiederholbar zu machen. Anschließend gibt der Behandler die persönlichen Daten des Patienten in eine Maske des Computerprogramms *Kephalometrie* ein und startet die Messung am festgelegten Startpunkt <1>.

Als Ausgangsposition jeder Messreihe dient dabei die Entfernungsmessung zwischen Tragus rechts und Tragus links. Die Messung (Dateneingabe) wird durch ein Tonsignal am Interface bestätigt, so dass der Behandler nach jeder Messstrecke eine Rückmeldung über den Eingang jeder Einzelmessung erhält.

Wichtig für alle extraoralen Messungen ist es, darauf zu achten, dass der Mund des Patienten geschlossen bleibt, er also nicht aus Unachtsamkeit aus der Okklusion in die Ruheschwebelage kommt. Eine ungenaue Darstellung des Profils wäre die Folge. Alle Messpunkte unterhalb der Oberlippe bei den Weichteilmessungen sowie des Oberkiefers bei den Knochenmessungen würden verfälscht und Vertikal gestreckte oder verzogene Gesichts- und Schädelformen die Ergebnisse verändern.

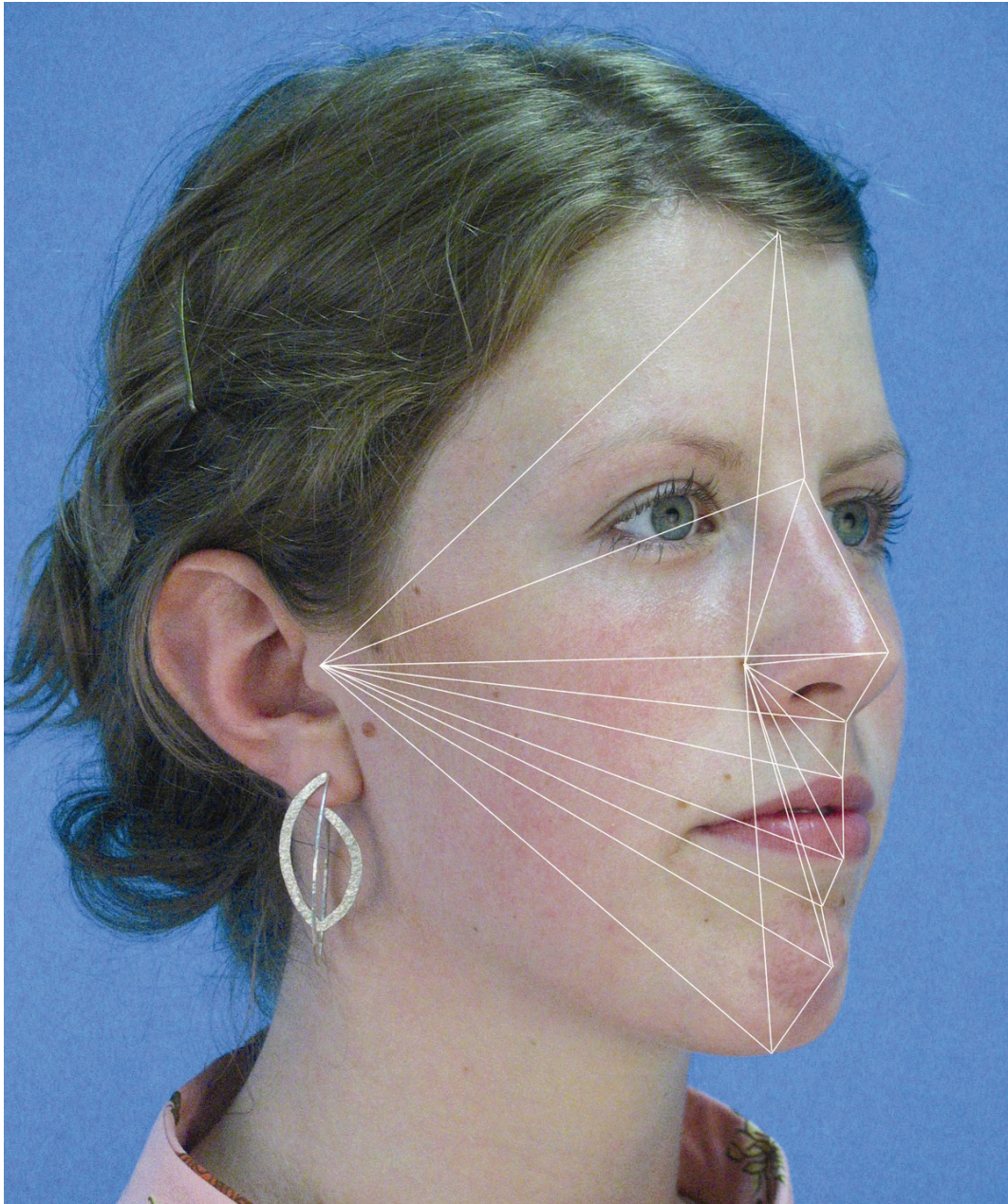


Abb.12 Messpunkte der Weichsteilmessung mit wasserlöslicher Farbe auf der Haut aufgebracht (Linien geben die zu vermessenden Strecken an, Bsp.: horizontal: Tragus – subnasale, aber auch vertikal: lab. superior – lab. inferior)

Die Reihenfolge der Messungen kann sich an computerunterstützten Tabellen orientieren, aber auch unabhängig davon mit jeder Excel oder Access Tabelle verknüpft werden. Die im Messwertformular einzutragenden Entfernungen sind in zwei Teile eingeteilt. Schädelgeometrieberechnung und

Weichteilmessung. Sie dienen zur getrennten Erfassung von Hartgewebe sowie dem aufliegenden Weichgewebe.

Bei der Messung von Hand wurden früher die Daten auf einem Papier notiert und später in das Computerprogramm überführt. Dies geschieht mit der halbautomatischen Methode ohne Zeitverlust direkt.

The screenshot shows a software window titled "Weichteilmessung" with a close button in the top right corner. The window contains the following data:

Untersuchungsdatum: 08.08.2003

Perpendicular Messungen:

Trichion - Nasion	5.3	Supramentale - Pogonion	1.9	Gonion rechts - Gnathion	0
Nasion - Pronasale	4.7	Pogonion - Gnathion	1.6	Gonion links - Gnathion	0
Pronasale - Subnasale	2.1	Alar curvatur rechts - links	0		
Subnasale - Labiale superius	1	Zygoma rechts - links	0		
Labiale superius - Labiale inferius	1	Gonion rechts - links	0		
Labiale inferius - Supramentale	0.9	Tragus rechts - links	15.1		

Lineare Messungen:

	rechts	links		rechts	links
Tragus - Trichion	13.6	13.6	Tragus - Labiale superius	14	14
Tragus - Nasion	12.5	12.5	Tragus - Labiale inferius	13.9	13.9
Tragus - Pronasale	14.2	14.2	Tragus - Submentale	14.2	14.2
Tragus - Subnasale	13.4	13.4	Tragus - Pogonion	15.4	15.4
			Tragus - Gnathion	15.3	15.3

Buttons: OK, Abbrechen

Abb.13 Messwerttabelle Weichteilmessungen

Im Rahmen der aufeinander folgenden Messungen ergeben sich Punkte, die für beide Messungen, d.h.: Knochenmessungen und Weichteilmessungen herangezogen werden. So zu Beispiel die Punkte Tragus und Nasion, die durch eine sehr geringe Auflage an Weichgewebe nicht nur für die Weichteilmessung herangezogen werden, sondern auch für die Knochenmessung. Hier kann allerdings auch einmal mit erhöhtem Anpress-

druck für die knöchernen Messpunkte und mit geringerem Anpressdruck für die Weichteilpunkte gearbeitet werden. Punkte, die die knöchernerne Struktur beschreiben, wie Mx- und Mn-Punkt (Maxillare / Mandibulare), wurden so gewählt, dass die Weichgewebsauflage möglichst gering ausfällt (Landes et al., 2002 a/b).

Das Trichion (Ti) als der Kreuzungspunkt der medialen saggital Linie und der anterioren Haarlinie ist der superiorste Punkt der Weichteilmessung. Nasion (N), Nasenspitze (Pn), Subnasale (Sn), oberer und unterer Lippenpunkt (Ls/Li), Supramentalpunkt (Sm), Pogonion (Pg) sowie Gnathion (Gn) wurden jeweils als inferiorster Punkt herangezogen (Farkas, Munro, 1986).

Die Ermittlung und Eintragung aller Wegstrecken zwischen Tragus links – Tragus rechts und den Schädelpunkten erfolgt nach der in der Messtabelle angegebenen Reihenfolge. Anschließend werden die Messpunkte der Weichteilmessung, wie vormals publiziert (Landes et al., 2002 a/b) vermessen und abgespeichert.

Die Ermittlung der 3D-Geometrie des menschlichen Schädels erfolgt als eine Abfolge vertikal sowie horizontal verlaufender Messstrecken. Die Punkte werden durch einen Algorithmus miteinander in Bezug gebracht und die für die Berechnung der Schädelform benötigten Dreiecke konstruiert.

Das Auffinden der Messpunkte innerhalb der Mundhöhle des Patienten bereitet die meisten Schwierigkeiten und birgt auch die größte Fehlerquelle. Punkte werden hier nicht markiert. Der Mund muss natürlich geöffnet werden. Gemessen werden die Strecken zwischen den anterioren dentoalveolären Basen des Oberkiefers und des Unterkiefers (Mx-Mn), sowie jeweils die Entfernung der Tuber-Region zum rechten (Mx-Tr) und linken Tuber maxillae (Mx-TI). Für diesen Teil der Messungen ist das halbautomatische Messinstrument mit seinen flexiblen Tasterarmen gut ausgestattet um auch komplizierte Punkte wie Postgingivale (Pr; PI) zu erreichen. Es wurde durch die flexiblen Tasterarme versucht, den vormals kleinen

Zirkel als zusätzliches Messmittel zum anthropometrischen Standartzirkel überflüssig zu machen.

Der Zahnbestand und die maximale Mundöffnung spielen eine wichtige Rolle bei der Auffindung dieser Punkte.



Abb.14 Auffinden zweier knöcherner Messpunkte (Mx-TI)

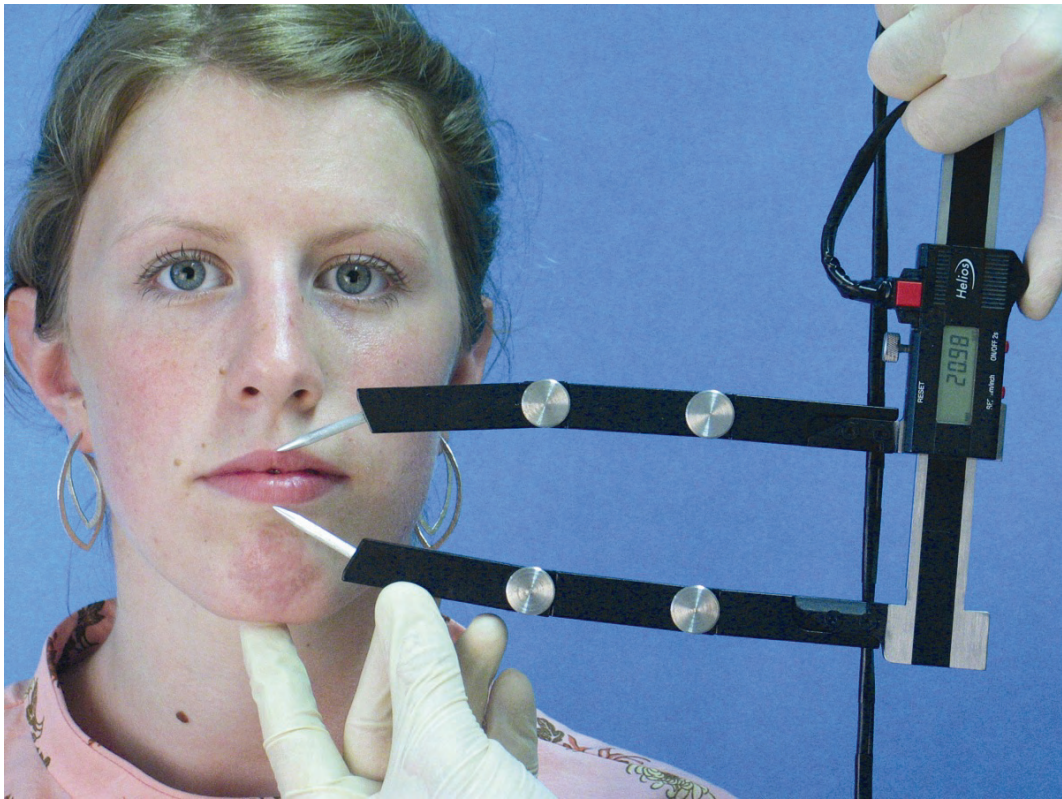


Abb. 15 Auffinden zweier Weichteilmesspunkte (Li-Ls)

Nach dem Einlesen aller Daten fordert der Computer den Benutzer auf, den Datensatz zu speichern. Ist dies geschehen, kann eine Berechnung der Strecken erfolgen und das Profil des Patienten angezeigt werden.

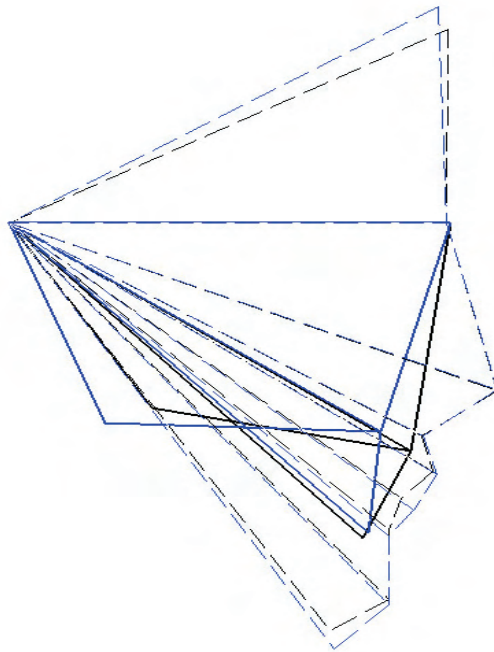


Abb.16 Darstellung nach erfolgreicher Datensatzaufnahme

Kommt es zu Datenfehlern, ist also eine Messung versehentlich an vertauschten Messpunkten vorgenommen worden, oder wurde die Messung nicht ausgelöst, kann das dazu führen, daß alle weiteren Punkte in der Messreihe verrutschen. In der Folge kann das Programm mit dem vorhandenen Datensatz kein Bild konstruieren, also das Profil auch nicht darstellen.

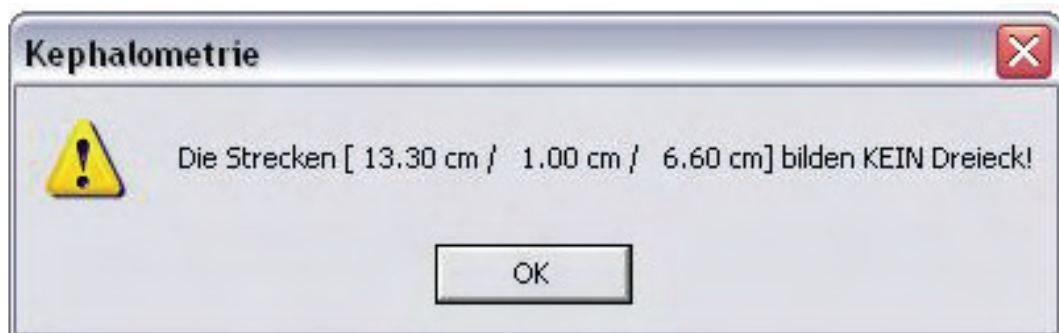


Abb.17 Beispiel für einen Datensatz nach fehlerhafter Streckenmessung

In diesem Fall besteht für den Behandler die Möglichkeit, mittels Mauszeiger quer in den Datensatz einzusteigen und die Messung zügig vom Punkt des Fehlers an, zu wiederholen, oder auch nur eine einzelne Messung erneut einzulesen.

2.3 Probanden

Bei den Probanden handelt es sich z.B.: um Patienten mit Dysgnathien, oder kombinierten Fehlstellungen der Zähne und Kieferbasen, die eine kieferorthopädisch-kieferchirurgische Intervention notwendig machen.

Bei allen Probanden wird eine kieferorthopädische Vorbehandlung mittels Multibandapparatur zur Ausformung der Zahnbögen, vor einer chirurgischen Lageveränderung der knöchernen Kieferbasen zueinander, durchgeführt.

Zum Zweck der Verlaufskontrolle der gesamten Behandlung, sowie der genauen Analyse der Dysgnathien eines jeden Patienten wurden anthropometrische Messungen, wie angegeben (*Landes et al., 2002*), unter Zuhilfenahme des neu zu entwickelnden halbautomatischen Messmittels vorgenommen.

Die einfach untersuchte Gruppe umfasst 28 Patienten, von denen 20 Patienten für den intraindividuellen Reliabilitätsvergleich zweifach untersucht werden konnten. Aus dieser zweimal untersuchten Gruppe stellten wiederum 10 Probanden die Gruppe einer dritten Untersuchung zur Ermittlung des interindividuellen Vergleichs bei einem zweiten Behandler.

Die jüngste Probandin war zum Zeitpunkt der Untersuchung 14 Jahre, der älteste untersuchte 41 Jahre alt. Der Mittelwert liegt bei 26,5 Jahren, vier waren über 30 Jahre und vier unter 20 alt. Insgesamt 11 Frauen und 9 Männer.

Die nur einmal untersuchten Probanden, ebenfalls präoperativ vermessen, finden nicht in Zahlen sondern in der Beschreibung von Handling und Durchführbarkeit der Messung mittels des neuen Messinstruments Eingang in diese Arbeit.

3.0 Ergebnisse

3.1 Auswertung der Messdaten

Nicht alle ermittelten Daten können für alle zu prüfenden Eigenschaften des Testgerätes herangezogen werden, da nur einmal vermessene Patienten keinen Rückschluss in Hinsicht auf die Messgenauigkeit des Gerätes zulassen. Ohne Vergleichsdaten einer vorausgegangenen Messung ein und derselben Person sind lediglich die Anwendbarkeit im Allgemeinen und die Geschwindigkeit der Durchführung einer Messung im speziellen überprüfbar.

Die zum Aufbau der Messeinrichtung benötigte Zeit, inklusive Interface, Fußtaster und Meßmittel beträgt 4 Minuten (+/- 1min). Die gesamte Messeinheit kann an jedem handelsüblichen PC, auf Microsoft WINDOWS basierend, angeschlossen werden.

Der Vorgang der Messung dauert im Vergleich zur konventionellen Methode (Landes, et al., 2002) mit etwa 15 Minuten (+/- 3 min) nur etwa 7 Minuten (+/- 2 min).

Diese Ergebnisse zeigen im direkten Vergleich miteinander eine deutliche Verkürzung der zur Messung notwendigen Zeit pro Messintervall und Patient.

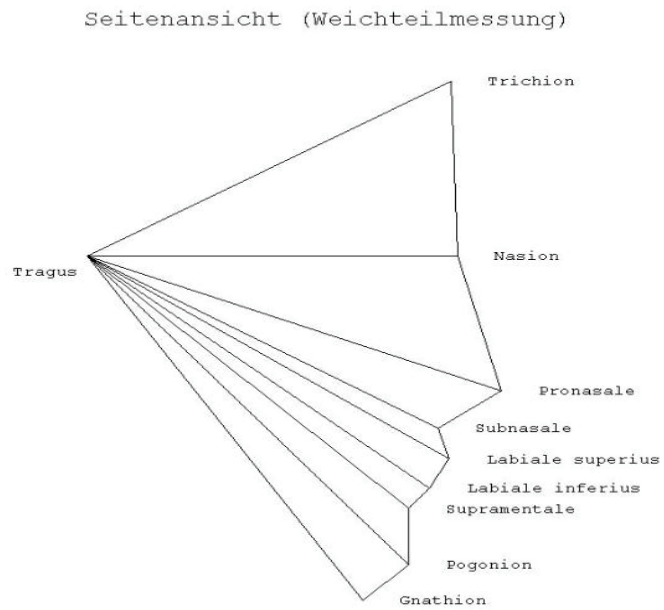
Der zu erbringende Aufwand, zum Datengewinn ist erheblich gesunken. Durch die Anwendungserprobung ergaben sich interessante Verknüpfungen zwischen der Messmethode von Hand mittels kleiner Zirkel, anthro-

pometrischer Standardzirkel und der halbautomatischen Messung. Der entscheidende Unterschied zu den starren Tasterarmen, wie etwa beim Anthropometrischen Zirkel, wurde durch eine Aufteilung der jeweiligen Arme in drei Segmente erzielt. Diese sind durch sie verbindende Gelenke jeweils um 90° zueinander abwinkelbar und erlauben so, gegenüber den vormalig starren Armen, eine verbesserte, anatomisch individuell einstellbare Form. Die sich an den Enden der Tasterarme befindlichen Tastköpfe sind austauschbar und der jeweiligen Situation angepasst zu nutzen. Sie sind durch ein Gewinde leicht zu wechseln und trotzdem fest zu arretieren. Voneinander abweichende Abwinkelungen der Arme sind möglich. Es muss aber sichergestellt sein, dass die Tastköpfe zusammengeführt werden können und der Abstand dann auf Null kalibriert wird. Der so übereinstimmende Gesamtwinkel aller zueinander unterschiedlich abgewinkelten Teilsegmente der Tasterarme ist die Voraussetzung für eine justierte Messung am Patienten. Durch diesen Zugewinn an Flexibilität könnten jetzt auch Messungen in anatomisch schwer zugänglichen Stellen leicht durchgeführt werden. Das Messinstrument in der ursprünglichen Form hatte dabei noch erhebliche Mängel im Handling. Zudem bietet die Oberfläche der neu konstruierten Tasterarme ebenere Flächen, die den Gesamteindruck des Messmittels verbessern und die Reinigung erleichtern.

Alle Patienten, die sich zu zwei oder drei Messungen zur Verfügung stellen, wurden in kurzen Zeitabständen von wenigen Tagen bis Wochen von mir, ZA Michael Trolle in Hinsicht auf den intraindividuellen Fehlerquotienten und zusätzlich von PD. Dr. Dr. Constantin Landes zur Erlangung des interindividuellen Fehlerquotienten vermessen. Die so gewonnenen Daten können miteinander verglichen und graphisch sowie tabellarisch ausgewertet werden.

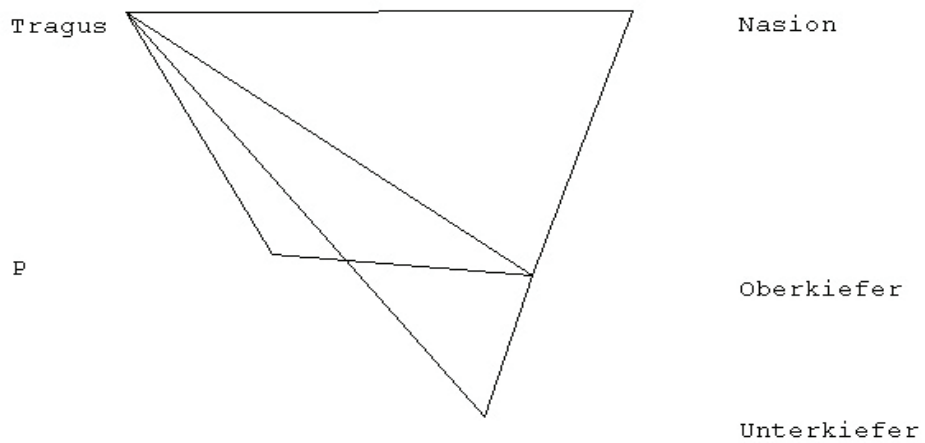
Zur visuellen Auswertung sind dem Behandler verschiedene Möglichkeiten an die Hand gegeben. Die ermittelten Daten aller untersuchten Patienten können durch die Software **Kephalometrie 1.3** (Diehl, 1998) in den unterschiedlichsten Varianten graphisch abgebildet werden.

I. Seitenansicht (Weichteilmessung):

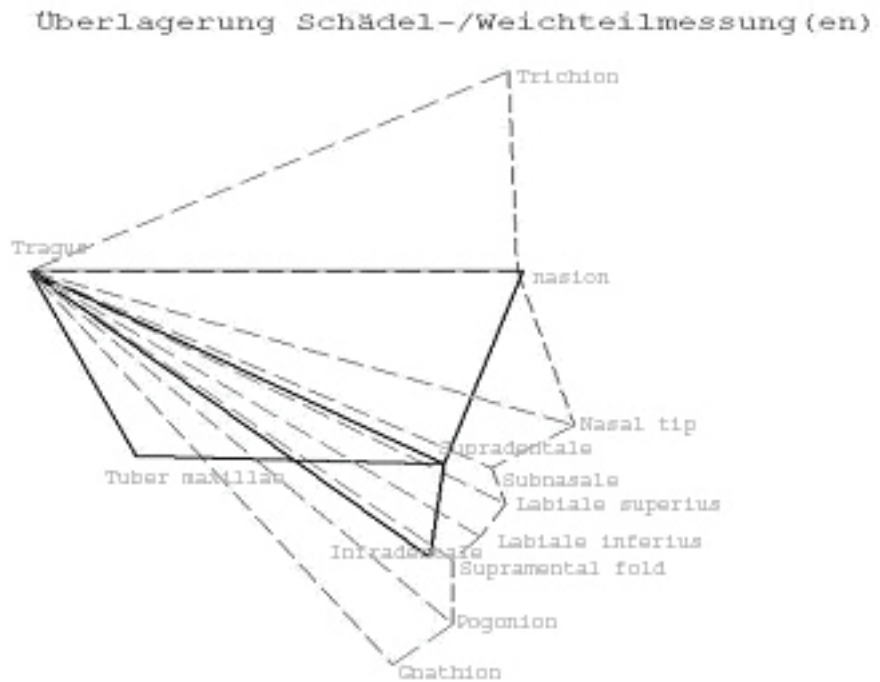


II. Seitenansicht (Schädelmessung):

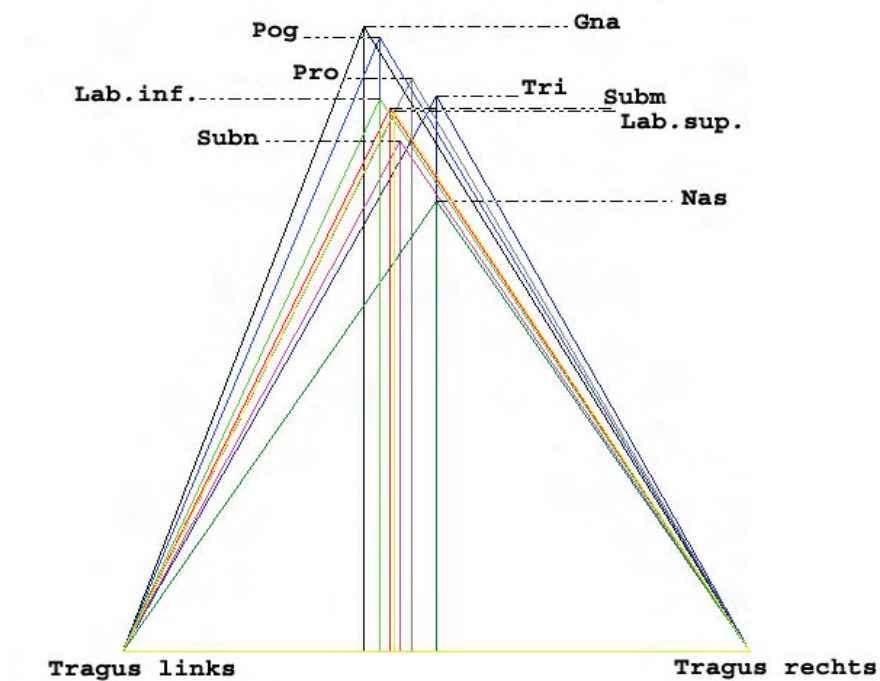
Seitenansicht



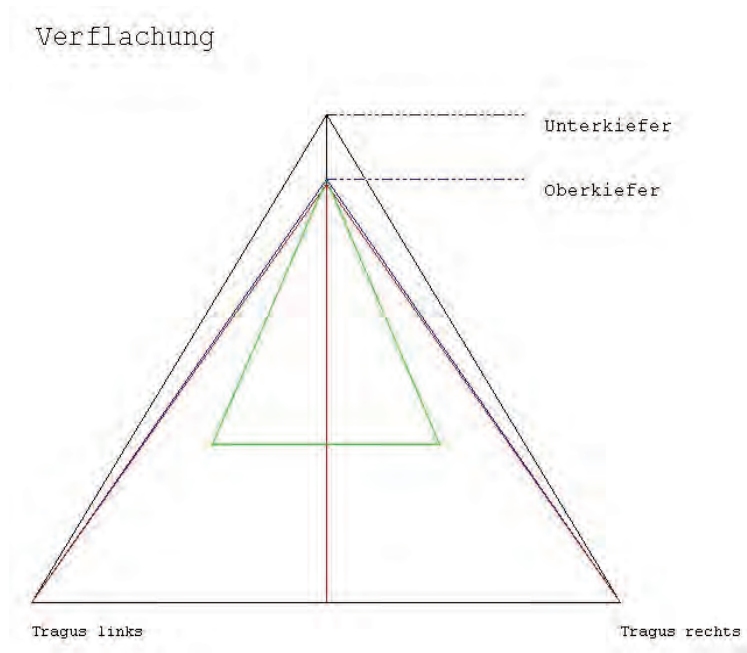
III. Seitenansicht (Weichteil-/ Schädelmessung):



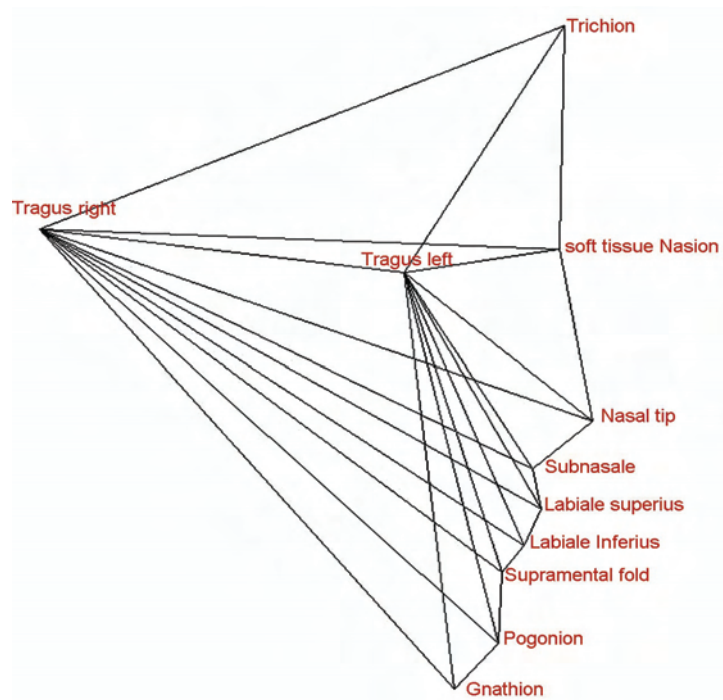
IV. Verflacht in der Draufsicht (Weichteilmessung):



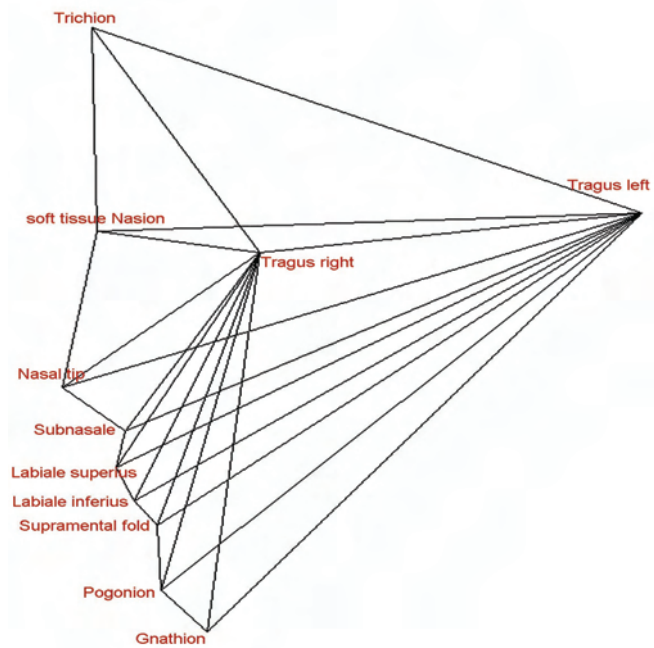
V. Verflacht in der Draufsicht (Knochenmessung):



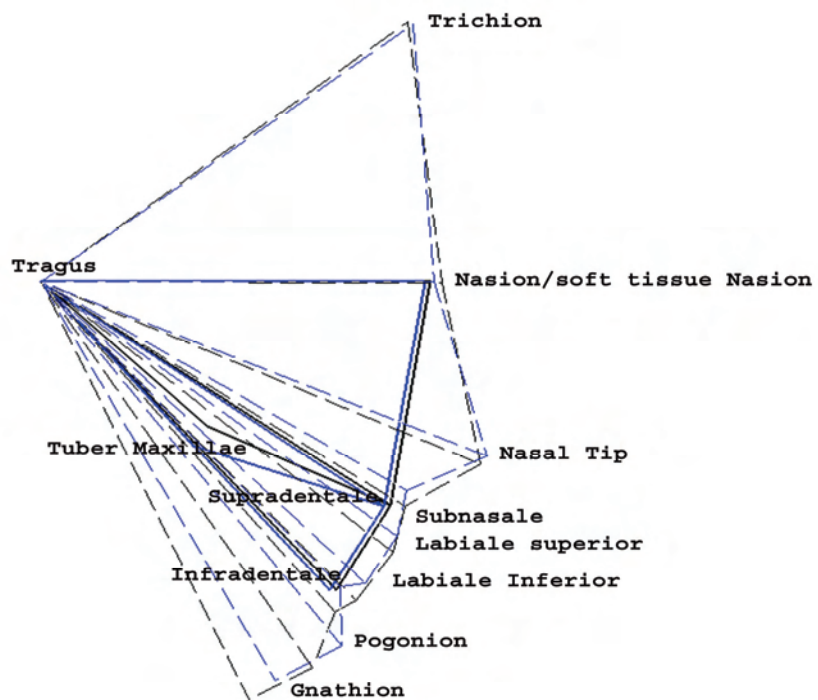
VI. Halbprofil rechts:



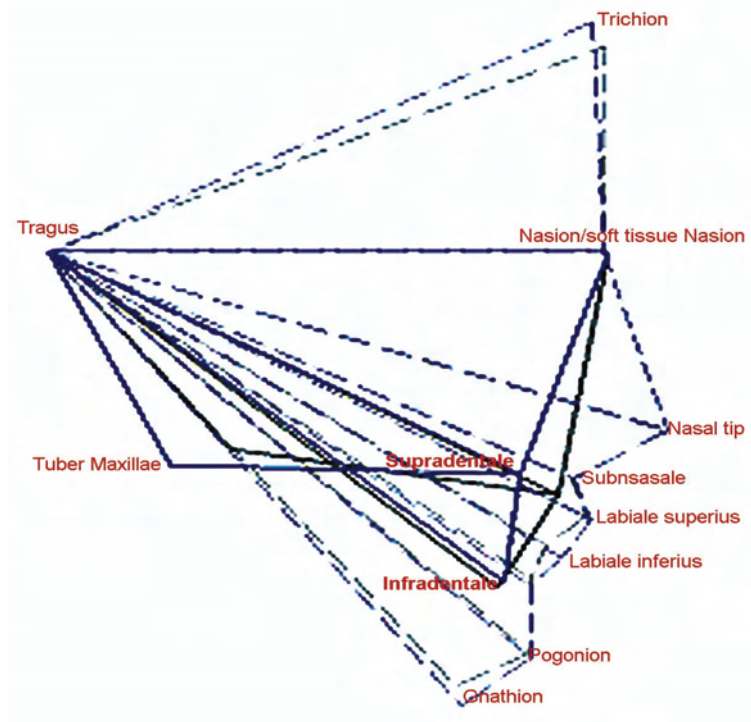
VII. Halbprofil links:



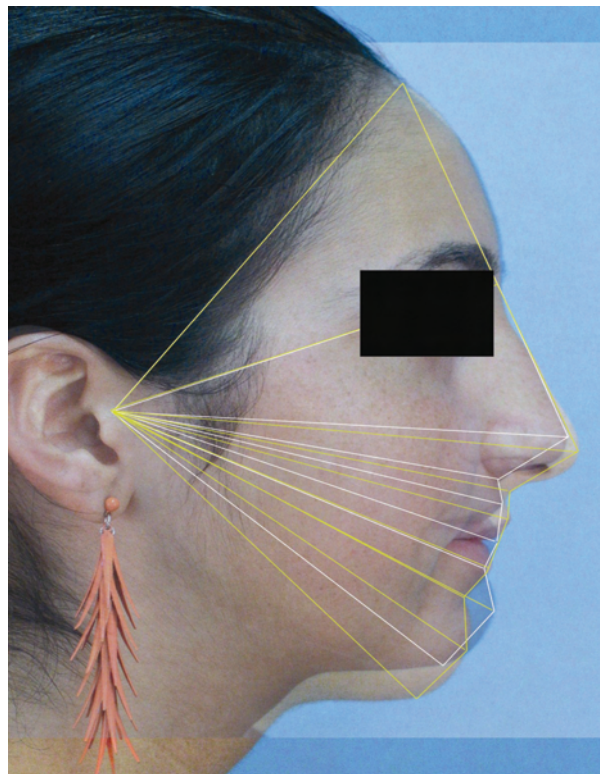
VIII. Wachstumskontrolle in KfO-Behandlung:



IX. Verlaufsdarstellung (operat. OK/ UK Vor-, bzw.Rückverlagerung):



X. und als Verlaufsdarstellung durch Überlagerung:



Ziel dieser Arbeit war jedoch die Geschwindigkeit und das Maß an Genauigkeit der Messungen sowie die Handhabbarkeit des neuen Messmittels zu beurteilen, nicht die Darstellung von Patientenverläufen.

Durch den Vergleich aller von mir vorgenommenen Messungen mittels halbautomatischen Messinstruments ergibt sich ein intraindividueller Fehlerquotient, der dem Fehlerquotient bei Messungen unter zu Hilfenahme der vormals gebräuchlichen Zirkel entspricht.

Der intraindividuelle Fehlerquotient (Untersucher -Trolle) liegt im Durchschnitt bei 1,4 % [$\pm 1,7\%$]. Das entspricht einem Mittelwert des absoluten Fehlers von 1,4 mm [$\pm 1,6$ mm] bei 43 zu vermessenden Strecken pro Patient und mittleren Gesamtstrecke von 97,4 mm [± 6 mm].

Diese Daten ergeben sich aus der Summe der Einzelwerte der absoluten Fehler eines jeden Patienten (1,4 mm) und der Mittelwertstrecke (97,4 mm) aller vermessenen Strecken zwischen den Messpunkten.

Der interindividuelle Fehlerquotient (Untersucher - Landes / Trolle) beträgt 2,2 % [$\pm 0,9\%$], was einem absoluten Fehler von 2,1 mm [$\pm 0,6$ mm] bei ebenfalls 43 zu vermessenden Einzelstrecken und einer Gesamtlänge der Einzelstrecken von 99,9 mm [± 6 mm] entspricht.

Die Standardabweichung ist in der Stochastik ein Maß für die Streuung der Werte einer Variable um ihren Mittelwert.

Die erhöhte Standardabweichung bei der intraindividuellen Wiederholungsmessung ist durch die doppelt so große Anzahl vermessener Patienten zu erklären.

4.0 Diskussion

4.1 Warum Anthropometrie?

Anthropometrische Untersuchungen sind im Vergleich zu anderen Untersuchungsmethoden, die z.B. durch Foto- oder CT-Abbildungen indirekt Distanzen messen oder 3D-Konformationen reproduzieren, einfach und kostengünstig durchzuführen. Der zu vermessende Patient kann durch die ausbleibende Strahlenbelastung, wie sie bei computertomographischen Untersuchungen sowie Fernröntgenseitenbildern für kephalometrische Vermessungen auftreten, auch problemlos mehrmals Vermessen werden. Der so darstellbare Verlauf von kieferorthopädischen Behandlungen, chirurgischen Eingriffen bei Lippen-, Kiefer-, Gaumenspalten oder Dysgnathen zählen zu den Vorteilen der anthropometrischen Vermessung. Da Messungen mit dem halbautomatischen Messinstrumentarium im Vergleich zur vollmanuellen Methode doppelt so schnell bei gleichbleibender Genauigkeit erfolgen können, stellt die Entwicklung des Gerätes eine deutliche Erleichterung der bestehenden Messmethodik dar. Es kann noch effizienter gearbeitet werden.

Die Kosten für anthropometrische Vermessungen sind gering. Der zur Messung von Hand zur Verwendung stehende Zirkel, mit Anschaffungskosten von € 450,- stehenden Anschaffungskosten der halbautomatische Messeinrichtung von rund E€ 1500,- gegenüber. Eine Alternative auf der Basis einer bewährten Methode, die im Vergleich zu weiteren Möglichkeiten der anthropometrischen Datengewinnung, wie Computertomographie, Laserabtastung, Stereophotogrammetrie oder Morphoanalyse, kostengünstiger ist.

Ein allen kephalometrischen oder anthropometrischen Untersuchungsmethoden entgegenstehendes Problem ist die nur schwer einzuschätzende Stärke der Weichgewebsauflage auf knöchernen Strukturen.

Bei anthropometrischen Untersuchungen ist der Behandler in der Lage, den Druck auf solche Weichgewebspartien zu erhöhen um eine relativ kor-

rekte Aussage über die Lage der knöchernen Strukturen machen zu können. Dieser Vorteil ist aber auch ein Nachteil, da dieser individuelle Druck bei der nächsten Messung des gleichen, oder eines anderen Behandler anders ausfallen und zu abweichenden Ergebnissen führen kann.

Das ideale 3D-Darstellungssystem muss genau arbeiten, knöcherner- sowie Weichteilstrukturen schnell aufnehmen und darstellen können. Es sollte keine Strahlung verursachen und eine möglichst einfache Handhabung aufweisen. Verlässlichkeit in der Archivierung und Speicherung von Daten, sowie Reproduzierbarkeit sind wichtige Aspekte. Funktionalität und Kosteneffektivität solcher Systeme sollten im Mittelpunkt stehen, um Chirurgen immer vielfältigere Möglichkeiten in Voraussage, Planung und Ausführung von chirurgischen Veränderungen zu geben.

4.2 Alternative Herangehensweisen

Die Ausgangssituation der Datengewinnung per Hand mittels anthropometrischen Zirkels ist Ursprung der Idee, eine schnellere und vergleichbar genaue Messapparatur zu entwickeln.

Ein modifizierter Zirkel wäre eine alternative Apparatur um den Ablauf der Messung zu beschleunigen und die Datenaufnahme vereinfachen.

Die Unterbringung aller elektronischen Bauteile zur Datengewinnung und -übertragung auf einem schmalen Aluminium-Zirkel könnte durch kleinste elektronische Bauteile realisierbar sein. Die erwünschte flexible Einsatzmöglichkeit des Messinstruments auch im Patientenmund bedeutet, daß der notwendige Messbereich 30mm bis 300mm umfassen sollte. Mit einer Vorrichtung ähnlich einem Schlitten auf einer halbkreisförmigen Metallschiene als Teil des Zirkels, könnten halbautomatische Entfernungsmessungen durchgeführt werden. Der auf der Schiene abgefahrene Bereich müsste durch einen Sensor erfasst werden und könnte dann im Bogenmaß die tatsächliche Strecke ermitteln. Diese Daten könnten durch Infra-

rot, bluetooth oder Funk an einen Empfänger weitergegeben werden. Die Art des Auslösers könnte ein Taster ähnlich dem tatsächlich eingesetzten sein. Der Empfänger des Signals am Computer des Behandlers muss die übersendeten Daten verarbeiten oder wenigstens an ein verarbeitendes Interface weitergeben können. Problematisch erscheint die Form der Taster, die die Messung auch intraoral gewährleisten müsste. Da mit jedem weiteren Grad der Öffnung des Zirkels der Abstand der Tasterspitzen rasch zunimmt, kann die Form der Taster eigentlich nur entweder für extra- oder intraoral ideal sein. Die Messarme müssen extraoral leicht nach innen zueinander gebogen sein um der extremsten Messung, Tragus-Tragus, Rechnung zu tragen. Die intraorale Messung der Punkte P- links und P- rechts könnten eine Form der Taster erfordern, die einer Schiebellehre für Innendurchmesser, z.B.: für Rohrdurchmesser entspricht. Das bedeutet, daß zwischen den Messungen ein Wechsel der Tasterarme notwendig wäre.

Eine Weiterentwicklung der halbautomatischen Datengewinnung mittels individualisierter Messlehre wäre der Einsatz von Aufsätzen mit Drucksensoren, um einen immer wieder zu reproduzierbaren Druck auf das Gewebe ausüben zu können. Vorstellbar wären Sensoren mit unterschiedlicher akustischer Signalausgabe ähnlich einer Ausparkhilfe an PkW's. Dieser dann genau festzulegende Anpressdruck bei Weichteil- und Knochenmessungen würde die Genauigkeit der Messungen noch erhöhen und die Aussagekraft verstärken.

4.3 Vor- und Nachteile halbautomatischer Anthropometrie

Die Vorteile der halbautomatischen Datengewinnung liegen in der geringen zur Messung benötigten Zeit. Diese konnte auf halbiert werden und ermöglicht kürzere Behandlungszeiten. Die Messung, die jetzt nur noch

etwa 7 Minuten dauert, schafft mehr Raum für einen Ausbau der zu messenden Parameter. Neue Messpunkte könnten der Messung hinzugefügt werden und so zu noch aussagekräftigeren Datensätzen führen. Verkürzte Behandlungszeiten sind andererseits für die Patienten ein echter Zuegewinn an Lebensqualität, da ihnen so zeitintensive Untersuchungen anderer diagnostischer Methoden erspart bleiben.

Ein wirtschaftlicheres Arbeiten ist durch den geringen Anschaffungswert der Messeinrichtung dieser Methode, im Vergleich zu anderen Untersuchungsmethoden erklärt.

Alle durchgeführten Messungen können ohne Folgekosten durchgeführt werden. Die Darstellung von kieferorthopädischen- oder chirurgischen Therapieverläufen zum Beispiel, ist so ausgesprochen praxisnah durchzuführen. Das bedeutet möglicherweise, kurze Zeitintervalle zwischen den Untersuchungen verschiedener Patienten bei einem überschaubaren Aufwand an Technik und Material zu einem minimalen Kostenaufwand. Die Daten geben wie schon bei der Methode der Messung von Hand einen guten Überblick über Knochenbewegungen und Weichgewebsposition im Symmetrievergleich sowie im Profil. Das halbautomatische Messinstrument steht der Benutzung eines handelsüblichen Zirkels oder eines anthropometrischen Zirkels zur Erlangung anthropometrischer Daten in der Handhabbarkeit in nichts nach. Durch speziell gehärteten Stahl ist das Messinstrumentarium leicht und sehr widerstandsfähig. Das Glasfaserkabel zwischen Interface und Messinstrument ist enorm schnell und kaum bruchgefährdet.

Durch die einfache Anbindung des Interfaces an handelsübliche Computer ist die Messapparatur multipel einsetzbar. Datensätze aller Körperregionen der verschiedensten medizinischen Disziplinen könnten aufgenommen werden.

Als nachteilig ist das Vorhandensein eines Kabels zur Datenübertragung anzusehen. Diese Art der Datenübertragung ist sicher und relativ kosten-

günstig, bringt aber leider auch ein verschlechtertes Handling mit sich. Bei der Erfassung der Daten am Patienten kann es unter Umständen zu Situationen kommen, in denen das Kabel am Patient beim Übergreifen hängen bleibt. Mit einer teureren aber slübliche rfacesrtragung nd Messinstrument sind strumentarium sehr Widerstandfähig. metrischen Zirkels in nichts nach.auch einfacher zu handhabenden Lösung der Datenübertragung mittels Infrarot oder Funk könnte Abhilfe geschaffen werden. Aus Kostengründen wurde auf diese Möglichkeit verzichtet. Der Nachteil, der sich auf der knöchernen Unterlage verschiebenden Weichteilauflage, bei der Erfassung der Knochenpunkte verbleibt der halbautomatischen Messung wie der Messung per anthropometrischen Zirkel.

Gegenwärtig werden anthropometrische Messungen durchgeführt, um die Zuverlässigkeit der Integration von Messpunkten zu testen. Diese sind: Endocanthion, Exocanthion, Alare, Chelion und Gnathion. Folglich werden die „sozialen“ Profile (paramedian) in die Analyse integriert. Algorithmen könnten die Vorhersagegenauigkeit chirurgischer Eingriffe verbessern (Khambay et al., 2002).

4.4 Vergleich mit anderen Untersuchungsmethoden

Die aktuellen Standards für kephalometrische Analysen und Dokumentationen von Gesichtsstrukturen resultieren aus der Datengewinnung von zweidimensionalen Fotos und Röntgenbildern. Jedoch bestehen gravierende Mängel bei der Darstellung von Tiefe und Form eines Objektes, wie zum Beispiel des menschlichen Gesichts. Zusätzlich kommen Probleme beim Verständnis der Patienten der postoperativen Prognosen auf, da sie normalerweise in lateraler Ansicht dargestellt werden, Patienten aber nicht ihr Profil im Spiegel betrachten, sondern die Frontale oder ihr Halbprofil. Um diese Probleme zu beheben, bedarf es der 3D-Ansicht. Neueste tech-

nologische Fortschritte machen dreidimensionale Abbildung und Analyse möglich. Während bei der Analyse von zweidimensionalen Bildern nur lineare Abstände und Winkel bestimmt werden, können volumetrische Daten über Weichgewebe und Oberflächentopographie genau gemessen werden (Honrado, Larrabee, 2004).

Obwohl dreidimensionale Darstellungen häufig bei der Computeranimation benutzt werden, stecken sie im Bereich der Medizin noch in den Kinderschuhen. Neueste technologische Fortschritte liefern eine Vielfalt an 3D-Techniken um die Gesichtstopographie darzustellen und um die Defizite konventioneller fotografischer und röntgentechnischer Methoden zu überwinden. Sie beinhalten Kephalmetrie, Magnetresonanztomographie (Haßfeld et al., 2001), Morphoanalyse, Moire Topographie (Hajeer et al., 2002), 3D-CT (Grayson et al.: 1988), LASER-Scannung (Da Silveira et al., 2003) und digitale Stereophotogrammetrie (Surwald & Ward-Booth, 2000). Die Genauigkeit bewegt sich zwischen 0,2mm bis 1mm, was bedeutet, dass diese Methoden sehr zuverlässig bei der Aufnahme von Gesichtsmorphologie sind und die erfassten Daten zur Berechnung von Prognosen nach chirurgischen Eingriffen genutzt werden können. Während unterschiedlichste innovative Technologien vergleichbare Resultate liefern, existieren noch keine Standards bei der Messtechnik.

Moire-Topographie

Diese Methode beinhaltet das Abschätzen von Veränderungen feinkurviger Oberflächen in drei Dimensionen. Ein Raster aus geraden Linien wird auf das Gesicht projiziert. Aus den verformten Linien werden Moirestreifen konstruiert. Computersoftware erfasst und analysiert das Streifenmuster und produziert daraus 3D-Koordinaten für jeden beliebigen Punkt auf der Oberfläche des Gesichts.

Probleme treten auf, wenn die Oberfläche scharfe Kanten oder Konturen aufweist, was diese Methode nur auf "weichen" Oberflächen anwendbar macht. Die stabile, ja starre Kopfposition während der Messung ist sehr

wichtig, da kleine Positionsveränderungen des Kopfes Fehler beim resultierenden Streifenmuster erzeugen (Hajeer et al., 2002).

Nachteilig auf die Anwendung in der Mund-, Kiefer- und plastischen Gesichtschirurgie ist die alleinige Nutzung der Daten zur Darstellung von Oberflächen. Keinerlei Knochenstrukturen, deren Lage prä- oder postoperativ dokumentiert werden müssten, können dargestellt werden. Da nur Aussagen über Textur und Weichteilprofil getroffen werden könnten, und ein erheblicher Technischer Aufwand besteht, ist das Verfahren nur sehr eingeschränkt im klinischen Alltag einsetzbar.

Computertomographisch unterstützte dreidimensionale Abbildung

Sequentielle, axiale CT's können durch Oberflächenrendering so rekonstruiert werden, dass daraus ein 3D-CT-Bild entsteht (Xia et al., 2000). Ein entsprechendes Gesichtsnetz wird aus drei verschiedenen Farbfotos, die aus drei verschiedenen Winkeln, jedoch auf derselben horizontalen Ebene aufgenommen wurden, hergestellt und individualisiert. Dieses Netz wird dann auf das vom 3D-CT erzeugtem Kopfmodell "texture-mapped" gelegt. Daraus resultiert ein farbiges Modell eines menschlichen Kopfes, der in jede Richtung gedreht und aus jedem Winkel betrachtet werden kann.

Der Vorteil dieser Methode liegt in der hohen Aussagekraft des aus der Aufnahme entstehenden Modells. Es kann um alle Achsen gedreht werden und vermittelt so einen genauen Eindruck vom gescannten Areal. Die Möglichkeit ein CAD-gefrästes Modell aus den Daten der Animation herzustellen, macht es für die Anwendung in der plastischen Chirurgie äußerst interessant. Syndrome, Nichtanlagen oder unfallbedingte Fehlstellungen können präoperativ eine genauere Planung ermöglichen und den Erfolg der operativen Eingriffe erheblich verbessern. Transplantate aus Keramik oder Hydroxylapatit können durch Spiegelung intakter Knochenareale hergestellt und intraoperativ eingesetzt werden. Die Herstellung solcher CAD-Modelle ist Allerdings sehr teuer und für den Routinefall zu aufwendig.

Die Nachteile dieser Methode liegen in der Strahlung, der die zu vermessenden Patienten ausgesetzt werden. Bei Geräten früherer Generation bestand das Problem der groben Auflösung, ausgelöst durch die zu grobe Rasterung des CT (normalerweise 5mm). Artefakte, hervorgerufen durch Metallobjekte im oralen Bereich, können ebenfalls zu Darstellungsproblemen führen. Segmentale Knochenbewegungen sind immer noch ein Problem der computertomographischen Darstellung.

Dreidimensionaler LASER-Scan

Die Technik, ein Gesicht per Laser zu scannen, basiert auf der Fähigkeit, ein bekanntes Lichtmuster auf das Gesicht zu projizieren, um daraus die Form zu schlussfolgern. Dieses Licht kann in Form eines hellen LASER-Punktes, oder als feiner LASER-Streifen eingesetzt werden. Dabei wird der LASER auf das Gesicht gerichtet, während von triangulär um das Gesicht positionierten Kameras fotografiert wird. Veränderungen in der Form des Lichts entsprechen den Konturen der gescannten Oberfläche. Diese Veränderungen werden gemessen und für die Konstruktion eines 3D-Objektes genutzt. Es gibt Systeme, die das Objekt abtasten, während es in seiner Position fixiert bleibt, und andere, die das Objekt drehen, während die Lichtquelle fixiert bleibt.

Durch die geometrische Anordnung von Objekt, Lichtquelle und Kamera ist es möglich, die Entfernung, aus der der LASER-Streifen auf das Objekt trifft, zu errechnen (Halazonetis, 2001). So können 3D-Koordinaten der Gesichtsoberfläche errechnet und mit entsprechender Computersoftware ein 3D-Modell erzeugen werden.

Die Produkte, die in der digitalen Gesichtsabbildung genutzt werden, sind der HEAD AND FACE 3D-COLOR SCANNER (Model 3030RGB) mit der PS Bewegungsplattform (CYBERWARE LAB., Inc. USA, Monterey, CA.), der MINOLTA VIVID SCANNER 910 3D (MINOLTA USA, Ramsey, NJ) und der FASTSCAN (POLHEMUS, Colchester, VT). Der CYBERWARE Scanner nutzt einen vertikalen LASER-Streifen, wobei der Digitalisierer bewegt wird und der Patient unbewegt bleibt.

Einen horizontalen LASER-Streifen nutzt der MINOLTA VIVID SCANNER um das Objekt von oben bis unten zu scannen. Die Bilder werden in weniger als einer Sekunde aufgenommen. Außerdem ist der Scanner mit einem Gewicht von 9kg bis 11kg portabel. Da aber das Scannen mit stationärem Objekt und stationärer Kamera ausgeführt wird, kann nur der Bereich der zur Kamera zeigt, gescannt werden. Als zusätzliches Bauelement kann eine Drehscheibe eingesetzt werden, um diesen Nachteil der Unbeweglichkeit des Lasers zu eliminieren. Die gerade Linie des LASERs wird an Stellen des Gesichts, wie dem Bereich unter den Brauen, Nase, Lippe und Kinn behindert, was zu Artefakten bei der Konstruktion eines 3D-Modells führen kann. Dem vorzubeugen, stellt man den LASER auf den Kopf und scannt das Objekt von unten nach oben, was zu weniger Störung führt (Hayashi et al., 2003).

Ein weiteres Produkt, welches einen LASER-Streifen nutzt, ist das FASTSCAN (POLHEMUS). Es ist ein tragbares Gerät, das es dem Behandler ermöglicht, ein Objekt aus jeder Richtung zu scannen. Das System basiert auf zwei Kameras, die den LASER erfassen und einem elektromagnetischen Sensor, der die Position und Orientierung des Scanners ermittelt. Ein Empfänger am Kopfband des Probanden verfolgt unfreiwillige Bewegungen. Bei LASER-Scan kann es bis zu 10 Sekunden dauern, das Objekt zu scannen, wobei Störungen und Artefakte auftreten können. Die Augen des Patienten sollten zum Schutz geschlossen sein. Insgesamt bietet der LASER-Scan eine genaue Methode zum erstellen von 3D-Modellen.

Neu entwickelte Scanner schaffen Scans in weniger als einer Sekunde. Die Genauigkeit und Wiederholbarkeit der Messungen mittels moderner LASER Scanner, wie dem VIVID 910 3D konnte an Test- Dummies erprobt werden. Weniger als 7% aller Messergebnisse lagen außerhalb von 2mm im Vergleich zur Referenzmessung (Sader et al., 2006).

Allerdings ist es mit dieser Methode allein nicht möglich Knochen- und Weichteilprojektionen übereinander zu legen. Erst unter Zuhilfenahme von CT-Daten des Patienten und der „image-fusion“- Technik, mit der die Da-

tensätze übereinander gelegt werden können, ist die Weichteilprojektion erkennbar. Das ist eine Voraussetzung um Weichteilveränderungen durch kieferchirurgische Knochenumstellungen zu ermitteln: präoperativ als Teil eines Behandlungsplans, während der Umstellung als Verlaufsprotokoll oder postoperativ zur Kontrolle bereits durchgeführter Eingriffe.

Stereophotogrammetrie

Genau wie der LASER-Scan basiert sie auf der Triangulation zweier Kameras. Diese werden als ein Stereopaar aufgestellt. Indem der Abstand und die Brennweite in Relation zum Objekt erfasst wird, kann die Form des Objektes errechnet werden (Khambay et al., 2002).

Ein Produkt, das nicht kommerziell erhältlich ist, welches jedoch umfassend genutzt wurde, um 3D-Daten zu ermitteln, ist das von der Glasgow University Dental School entwickelte C3D image-based Capture System (Honrado, Larrabee Jr., 2004).

Zwei Stationen, jeweils bestehend aus zwei Monochromkameras, die ein Stereobild aufnehmen, einer digitalen Farbkamera, die Hauttextur aufnehmen kann, einem Blitzlicht (weißes Licht) und einem "geflecktem" Blitz, der ein Zufallsmuster projiziert, werden auf beiden Seiten des Gesichts platziert. Die Bildaufnahme dauert nur 50 Millisekunden und ein Computerprogramm konstruiert ein 3D-Modell aus beiden Stationen.

Ein weiterer 3D-Sensor ist 3DMD-FACE digital imager (3DMD, Atlanta, GA). Ein zufälliges Lichtmuster wird auf das Gesicht projiziert, das Bild wird von präzise synchronisierten digitalen Kameras aus verschiedenen Perspektiven aufgenommen. 3DMD-Systeme können aufgrund der Lichtmuster auf dem Gesicht die Bilder so überlagern, dass eine komplette 360° Ansicht des Objekts in einer Aufnahme erstellt werden kann.

Die Bildgenauigkeit bewegt sich um 1mm, bei einer Auflösung von bis zu 40000 Polygonen pro Quadratzoll. Das Bild hat eine Farbtiefe von 24 bit. Die Aufnahme dauert nur knapp 2 Millisekunden, bei nur geringer Störungsempfindlichkeit, was es sehr nützlich in der Anwendung bei Kindern macht. Entfernungen, Winkel und volumetrische Daten können anschlie-

ßend mit der Computersoftware berechnet werden. Das 3DMD FACE System erlaubt es weiterhin, mehr als 22 Frames pro Sekunde festzuhalten. So ist die "real time mode" -Option des Geräts optimal für den Einsatz im sprach- oder bewegungsanalytischen Bereich. Hologramme dieser Art bieten nur Abbilder der Oberfläche von Patienten.

Auch diese Technik vermag es nicht, ohne auf CT-Daten zurückzugreifen, knöcherne Strukturen und aufliegendes Weichgewebe darzustellen

Bei allen vorgestellten Methoden ist der enorme Kostenfaktor ein Problem. Anschaffungskosten zwischen € 50.000 und € 70.000 ohne Software (nochmals € 10.000) sind da leicht erreicht.

Das Instrumentarium zur beschleunigten anthropometrische Datengewinnung ist durch den geringen Aufwand an Hardware schnell zu installieren und in kürzester Zeit Einsatzbereit.

Die Durchführung der Messung ist durch die manuelle Abtastung aller Messpunkte etwas langsamer als digitale Verfahren wie CT oder LASER-Scan, es zeigt sich jedoch eine enorme Verbesserung im Vergleich mit anderen manuellen Methoden, wie zum Beispiel der Kephalometrie. Mit dieser halbautomatischen Methode ist es in einem Durchlauf möglich Knochen-, sowie Weichteilpunkte aufzunehmen. Hier liegt der große Vorteil anderen Messmethoden gegenüber, ohne ein Mehr an Belastung für den Patienten kann ein kompletter Datensatz zur Diagnostik oder Verlaufsdarstellung gewonnen werden. Es ist nicht notwendig unterschiedliche Darstellungsverfahren zu kombinieren, wie es unter anderem auch bei der Stereophotogrammetrie oder 3D LASER-Scan unerlässlich ist um Knochenpunkte mit aufliegendem Weichgewebe abbilden zu können.

Moderne 3D CT's vermögen es ebenfalls diese Oberflächen zu kombinieren, bergen allerdings das Risiko von Strahlenschäden bei Patienten.

Image Fusion ist eine alternative Methode ohne Strahlenbelastung der Darstellung von Oberflächen. Aus Punkten wird ein Drahtkäfig zusammengesetzt, der aber nur durch geübte Benutzer richtig interpretiert wer-

den kann und so im Vergleich, hinter der unkomplizierten Darstellung der anthropometrischen Datensätze in **Kephalometrie 1.3** (Diehl, 1998) im Einsatz am Patienten zurücksteht.

5.0 Zusammenfassung

Die Anthropometrie liefert den direktesten und einfachsten Weg, Dimensionen des Gesichts- und Schädelskeletts zu erfassen. Die Effektivität der herangezogenen Messpunkte ist das Ergebnis einer getesteten und bereits eingeführten Messmethode (Landes et al., 2002). Obwohl diese Methode einfach, kostengünstig und reproduzierbar ist, leidet die Akzeptanz anthropometrischer Messungen im klinischen Alltag am zeitlichen Aufwand. Die Möglichkeit diesen Prozess der anthropometrischen Datenerfassung, herkömmlich vollmanuell durchgeführt, durch ein neuartiges halbautomatisches Messgerät zu ein paar Mausklicks zusammenzufassen, könnte eine weit verbreitete Nutzung enorm beschleunigen, da ohnehin alle notwendigen Normwerte und Messsequenzen schon verfügbar sind. Um dieses halbautomatische Messgerät mit der vollmanuellen Messmethode auf Geschwindigkeit und Genauigkeit der Messung zu vergleichen wurden 20 Probanden durch einen Behandler wiederholt untersucht, zehn davon ein drittes Mal von einem zweiten Behandler.

Messfehler der halbautomatischen Methode:

Der intraindividuelle absolute Fehler lag im Mittel bei 1,4mm [$\pm 1,6$ mm] was einem relativen Fehler von 1,4% [$\pm 1,7\%$] entspricht. Der interindividuelle absolute Fehler liegt im Mittel bei 2,1mm [$\pm 0,6$ mm] entsprechend einem relativen Fehler von 2,2% [$\pm 0,9\%$].

Messfehler der vollmanuellen Methode:

Der Intraindividuelle absolute Fehler lag im Mittel bei 2,1mm [$\pm 1,9$ mm] was einem relativen Fehler von 2,1% [$\pm 1,9\%$] entspricht. Der interindividuelle absolute Fehler liegt im Mittel bei 3,2mm [$\pm 2,1$ mm] entsprechend einem relativen Fehler von 3,2% [$\pm 2,1\%$].

Die zur Vermessung der Parameter notwendige Zeit bei der vollmanuellen Methode wurde von 16min [± 3 min] durch zu Hilfenahme des halbauto-

matischen Messinstrumentariums auf die Hälfte reduziert. Gerade einmal 6min[+/-2min] sind noch notwendig alle Daten zu erfassen und als Gittermodell oder in einem Normdiagramm darzustellen.

Durch die klinische Erprobung wurden Verbesserungen am Messmittel durchgeführt. Es ist robuster, vielseitiger und besitzt ein gutes Handling. Es besitzt einen geringen Anschaffungswert von rund € 1500,- und spart enorm viel Zeit in der Erfassung unterschiedlichster Daten. Ein anthropometrischer Zirkel kostet im Vergleich etwa € 450,-.

6.0 Summary

Anthropometry provides the most direct and easiest way to capture data of craniofacial proportion. The used landmarks are standardized and result from collected experiences, with reduced resilience of soft tissue cover above osseous landmarks. Although this method is easy, reasonable and reproducible, the acceptance of anthropometric measures suffers in the daily clinical routine due to the needed amount of time. The possibility to accelerate this process, which has usually been carried out with the manually operated measuring instrument, by using the new semi automatic measuring instrument to a few mouse clicks could render the method more popular, since all required standards and measure sequences are already available.

Measuring error using semi automatic Method:

The intra-individual absolute error was 1,4 mm [+/- 1,6 mm], which corresponds to relative error 1,4% [+/- 1,7%]. The inter-individual absolute error was 2,1 mm [+/- 0,6mm] corresponding to a relative error of 2,2% [+/-0,9mm].

Measuring error using manually operated Method:

The intra-individual absolute error was 2,1 mm [\pm 1,9 mm], which corresponds to relative error 2,1% [\pm 1,9%]. The inter-individual absolute error was 3,2 mm [\pm 2,1mm] corresponding to a relative error of 3,2% [\pm 2,1mm].

The necessary amount of time to measure the parameter by using the manually operated Method was reduced from 16min [\pm 3min] to 6min [\pm 2min] use of the semi automatic Method. Only seven minutes are needed to capture all the data and to present it as a wire-frame or a norm diagram. During the clinical testing period possibilities came up to improve the usage of the semi automatic measure devices, which were carried out during the completion of this thesis. It is more robust and versatile.

The expenditure is about € 1500,- concerning to anthropometric standard circle with € 450,-.

7.0 Appendix

7.1 Legende

Die hier folgend abgebildeten Tabellen sind Messwerttabellen der vom Behandler zweimal vermessenen Probanden zur Ermittlung des intraindividuellen Fehlerquotienten. Im Anschluss an den ersten Tabellenblock ist ein zweiter Tabellenblock angehängt, der die Messungen zur Erlangung des interindividuellen Fehlerquotienten zwischen ersten und zweiten Behandler darstellt. Die Probanden wurden jeweils einmal von Untersucher II einmal und von Untersucher I zweimal vermessen.

In der Kopfzeile sind die Patienteninitialen angegeben. Die Zeile darunter gibt das Datum der ersten, sowie der zweiten Messung an. Außerdem sind alle zu vermessenden Strecken in einer festgelegten Reihenfolge in der

ersten Spalte jeder Patiententabelle aufgelistet. Die Ergebnisse der einzelnen Streckenmessungen sind in den Spalten dahinter aufgeführt. Die sich aus den unter Umständen von einander abweichenden Streckenmessungen ergebenden Differenzen werden in der Spalte 'Differenz' dargestellt. Am Fuß der Spalten '1 von 1', sowie '2 von 2' usw. sind die Summen der ermittelten Einzelstrecken erfasst.

Am Fuß der Spalte 'Differenz' sind die Summen aller Abweichungen der Einzelstrecken dokumentiert.

Aufgeteilt werden die Messwerte auch hier in Knochenmessung und Weichteilmessung. Dies gilt für intra- und interindividuelle Messergebnisse.

Der Mittelwert aller Streckenmessungen, der Mittelwert des absoluten Fehlers sowie des relativen Fehlers sind die Ergebnisse der tabellarisch aufgelisteten Einzelmessungen. Die Messgenauigkeit sowie die Standardabweichung wurden für die intraindividuellen, sowie die interindividuellen Messungen bestimmt. Die Standardabweichungen der Strecken sind, wie die Strecken selbst, in cm, die Standardabweichung des Fehlerquotienten in Prozent angegeben.

7.2 Tabellen

a) Messung mittels halbautomatischen Messinstruments

Mittelwert des abs. Fehlers /cm	0,140581395	(+/- 0,16cm)
Mittelwert Strecke /cm	9,735178571	(+/- 0,55cm)
Rel. Fehler(%)	1,444055641	(+/- 1,7%)

Abb.18 Ergebnisse des intraindividuellen Vergleichs anthropometrischer Messdaten

Mittelwert des abs. Fehlers /cm	0,214079365	(+/-0,064cm)
Mittelwert Strecke /cm	9,995595238	(+/-0,6cm)
Rel Fehler(%)	2,151741442	(+/- 0,9%)

Abb19. Ergebnisse des interindividuellen Vergleichs anthropometrischer Messdaten

b) Messung per Hand

Mittelwert des abs. Fehlers /cm	0,20981	(+/- 0,19cm)
Mittelwert Strecke /cm	9,90881	(+/- 1,1cm)
Rel Fehler(%)	2,06248	(+/-1.9%)

Abb20. Ergebnisse des intraindividuellen Vergleichs anthropometrischer Messdaten p. H.

Mittelwert des abs. Fehlers /cm	0,31778	(+/- 0.21cm)
Mittelwert Strecke /cm	9,80994	(+/-1,3 cm)
Rel Fehler(%)	3,23355	(+/- 2.1%)

Abb21. Ergebnisse des interindividuellen Vergleichs anthropometrischer Messdaten p. H.

Gei.	1 von 5		2 von 5		1 von 6		2 von 6		1 von 7		2 von 7		1 von 8		2 von 8		Differenz
	16.05.2003	Differenz	01.08.2003	Differenz	20.06.2003	Differenz	27.06.2003	Differenz	08.08.2003	Differenz	09.08.2003	Differenz	04.04.2003	Differenz	16.05.2003	Differenz	
Knochenmaessung																	
T-T	13,6	0,1	13,7	0,1	12,6	12,7	0,1	12,7	0,1	12,9	12,4	12,4	12,9	12,9	12,8	0,1	
H-T	11,9	0,1	12	0,1	10,5	10,5	0	10,5	0	12,3	12,4	12,4	11,4	11,4	11,3	0,1	
H-Tlinker	11,9	0,1	12	0,1	10,5	10,5	0	10,5	0	12,3	12,4	12,4	11,4	11,4	11,3	0,1	
Ok-T-rechter	12,4	0,1	12,5	0,1	10,7	10,7	0	10,8	0,1	12,9	13,3	13,3	12,1	12,1	12,1	0	
Ok-T-linker	12,4	0,1	12,5	0,1	10,7	10,7	0	10,8	0,1	12,9	13,3	13,3	12,1	12,1	12,1	0	
Ok-T-rechter	13,5	0	13,5	0	11,3	11,3	0	11,3	0	13,3	13,1	13,1	11,9	11,9	11,3	0,1	
Ok-T-linker	13,5	0	13,5	0	11,3	11,3	0	11,3	0	13,3	13,1	13,1	11,9	11,9	11,3	0,1	
H-Ok	5,9	0	5,9	0	5,5	5,5	0	5,6	0,1	5,4	5,3	5,3	6,3	6,3	6,5	0,1	
H-Ok	5,5	0	5,5	0	5,5	5,6	0,1	5,6	0,1	5,4	5,3	5,3	6,3	6,3	6,5	0,1	
Pl-Pr	5,7	0,2	5,9	0,2	5,4	5,4	0	5,5	0,1	6,1	6,1	6,1	6	6	6,1	0,1	
Ok-P-rechter	5,8	0	5,8	0	5,4	5,4	0	5,4	0	5,8	5,8	5,8	6,2	6,2	6,1	0,1	
Ok-P-linker	5,8	0	5,8	0	5,4	5,4	0	5,4	0	5,8	5,8	5,8	6,2	6,2	6,1	0,1	
Tre-Pre	6,9	0	6,9	0	6,1	6,1	0	6	0,1	6,5	7,2	7,2	6,8	6,8	6,9	0,1	
Tst-Pst	6,9	0	6,9	0	6,1	6,1	0	6	0,1	6,5	7,2	7,2	6,8	6,8	6,9	0,1	
Tre-Pst	11,5	0,1	11,5	0,1	10,5	10,5	0	10,5	0,2	11,8	11,9	11,9	11	11	11,1	0,1	
Tst-Pre	11,5	0,1	11,5	0,1	10,5	10,5	0	10,5	0,2	11,8	11,9	11,9	11	11	11,1	0,1	
Weichteilmessung																	
Tr-N	5,9	0,1	6	0,1	6,8	6,8	0	6,8	0	6,4	6,6	6,6	6,9	6,9	7	0,1	
K-Pst	4,9	0,1	5	0,1	4,6	4,6	0	4,6	0	4,9	4,8	4,8	4,9	4,9	5	0,1	
Pst-Sst	1,8	0	1,8	0	2	2	0	2	0	2,8	2,7	2,7	2	2	2,1	0,1	
Sst-Lr	1,3	0	1,3	0	1,6	1,6	0	1,6	0	1,3	1,3	1,3	1,5	1,5	1,5	0	
Lr-Li	1,3	0	1,3	0	1,6	1,6	0	1,6	0	1,3	1,3	1,3	1,5	1,5	1,6	0,1	
Li-Sm	1,2	0	1,2	0	1,1	1,1	0	1,2	0	0,8	0,8	0,8	0,7	0,7	0,6	0,1	
Sm-Pst	1,7	0,1	1,7	0,1	1,9	1,9	0	1,9	0	2,3	2,1	2,1	1,9	1,9	2	0	
Pst-Gst	1,9	0	1,9	0	1,9	1,9	0	1,9	0	1,8	1,8	1,8	1,8	1,8	1,8	0	
Tre	13,3	0,1	13,3	0,1	12,9	12,9	0	13	0,1	14,3	14,2	14,2	13,5	13,5	13,6	0,1	
Tst	13,3	0,1	13,3	0,1	12,9	12,9	0	13	0,1	14,3	14,2	14,2	13,5	13,5	13,6	0,1	
Tst-re	12,1	0	12,1	0	10,5	10,5	0	10,4	0,1	12,2	12,4	12,4	11,5	11,5	11,4	0,1	
Tst-li	12,1	0	12,1	0	10,5	10,5	0	10,4	0,1	12,2	12,4	12,4	11,5	11,5	11,4	0,1	
Tst-re	14	0,1	14	0,1	11,8	11,8	0	11,7	0,1	14,3	14,4	14,4	13,7	13,7	13,6	0,1	
Tst-li	14	0,1	14	0,1	11,8	11,8	0	11,7	0,1	14,3	14,4	14,4	13,7	13,7	13,6	0,1	
Tst-re	13,1	0	13,1	0	11,2	11,2	0	11,2	0	12,9	12,9	12,9	12,3	12,3	12,3	0	
Tst-li	13,1	0	13,1	0	11,2	11,2	0	11,2	0	12,9	12,9	12,9	12,3	12,3	12,3	0	
Tst-re	13,6	0,1	13,6	0,1	12	12	0	12,1	0,1	13,5	13,6	13,6	12,9	12,9	12,9	0,1	
Tst-li	13,6	0,1	13,6	0,1	12	12	0	12,1	0,1	13,5	13,6	13,6	12,9	12,9	12,9	0,1	
Tst-re	13,7	0	13,7	0	12,1	12,1	0	12,2	0,1	13,8	13,8	13,8	13,1	13,1	13,1	0	
Tst-li	13,7	0	13,7	0	12,1	12,1	0	12,2	0,1	13,8	13,8	13,8	13,1	13,1	13,1	0	
Tst-re	13,9	0	13,9	0	12,2	12,2	0	12,2	0	13,8	14	14	12,9	12,9	12,9	0	
Tst-li	13,9	0	13,9	0	12,2	12,2	0	12,2	0	13,8	14	14	12,9	12,9	12,9	0	
Tst-re	15,1	0	15,1	0	12,4	12,4	0	12,4	0	15,1	15,1	15,1	14	14	13,9	0,1	
Tst-li	15,1	0	15,1	0	12,4	12,4	0	12,4	0	15,1	15,1	15,1	14	14	13,9	0,1	
Tst-re	15,4	0,1	15,4	0,1	12,2	12,2	0	12,2	0	14,9	14,9	14,9	14,4	14,4	14,5	0,1	
Tst-li	15,4	0,1	15,4	0,1	12,2	12,2	0	12,2	0	14,9	14,9	14,9	14,4	14,4	14,5	0,1	
Zusammenfassung																	
10.02.2007	10,05	0,0488	8,990476	8,928571	0,0744	10,0881	10,140476	0,2279	9,63095	9,647619	0,006						

Tab.2 Intraindividuellem Vergleich anthropometrischer Messdaten; Pat.5-8

Keil.	2 von 3		Differenz	Kutt.		Differenz	Land.		Differenz	Led.		Differenz	
	1 von 3	08.08.2003		1 von 10	06.06.2003		2 von 10	13.06.2003		1 von 11	02.05.2003		2 von 11
Knochenmassenzug													
Tr-T	13,2	13,7	0,5	13,8	13,7	0,1	13,7	13,7	0	13,7	14,2	0,5	
ht-Trechr	11,9	11,7	-0,2	11,8	11,7	-0,1	11,7	11,7	0	11,8	12,4	0,6	
ht-Finlr	11,9	11,7	-0,2	11,8	11,7	-0,1	11,7	11,7	0	11,8	12,4	0,6	
Ok-Trechr	12,1	12,3	0,2	12,1	12,3	0,2	12,1	12,3	0,2	12,1	12,6	0,5	
Ok-Finlr	12,1	12,3	0,2	12,1	12,3	0,2	12,1	12,3	0,2	12,1	12,6	0,5	
Uk-Trechr	12,5	12,8	0,3	12,5	12,8	0,3	12,5	12,8	0,3	12,5	13,3	0,8	
Uk-Finlr	12,5	12,8	0,3	12,5	12,8	0,3	12,5	12,8	0,3	12,5	13,3	0,8	
ht-Ok	5,6	5,6	0	5,6	5,6	0	5,6	5,6	0	5,6	5,6	0	
ht-Ok	5,6	5,6	0	5,6	5,6	0	5,6	5,6	0	5,6	5,6	0	
Pl-Pr	5,5	5,2	-0,3	5,1	5,1	0	5,1	5,1	0	5,1	5,4	0,3	
Ok-Prechr	5,4	5,6	0,2	5,4	5,6	0,2	5,4	5,6	0,2	5,4	5,6	0,2	
Ok-Finlr	5,4	5,6	0,2	5,4	5,6	0,2	5,4	5,6	0,2	5,4	5,6	0,2	
Trs-Pre	7	6,6	-0,4	7	6,9	-0,1	7	7	0	7,2	7,4	0,2	
Tr-Finlr	7	6,6	-0,4	7	6,9	-0,1	7	7	0	7,2	7,4	0,2	
Trs-P-ll	10,8	10,9	0,1	10,8	10,9	0,1	10,8	10,9	0,1	10,8	11,1	0,3	
Tr-Finlr	10,8	10,9	0,1	10,8	10,9	0,1	10,8	10,9	0,1	10,8	11,1	0,3	
Wickeltillmasszug													
Tr-R	6,1	5,9	-0,2	6	6,1	0,1	6,1	6,1	0	6,3	6,5	0,2	
ht-P-ll	4,9	4,3	-0,6	5,5	5,5	0	5,5	5,5	0	5,3	5,7	0,4	
P-ll-Sn	2,3	2,3	0	2,3	2,3	0	2,3	2,3	0	2,6	2,4	-0,2	
Sn-L	0,9	0,9	0	0,9	0,9	0	0,9	0,9	0	0,9	0,9	0	
Li-Li	1	1,1	0,1	1,1	1,1	0	1,1	1,1	0	1,1	1,3	0,2	
Li-Sm	0,6	0,7	0,1	0,7	0,7	0	0,7	0,7	0	0,9	0,9	0	
Sm-Pag	1,5	1,4	-0,1	2	2	0	2	2	0	1,9	1,5	-0,4	
Pag-Sn	2,2	2,2	0	2,2	2,2	0	2,2	2,2	0	2,3	2,2	-0,1	
Tr-Tre	14,5	14,4	-0,1	13	13,1	0,1	13,1	13,1	0	14,1	14,4	0,3	
Tr-Finlr	14,5	14,4	-0,1	13	13,1	0,1	13,1	13,1	0	14,1	14,4	0,3	
Tr-Tre	11,8	11,8	0	11,8	11,8	0	11,8	11,8	0	12	12,5	0,5	
ht-Finlr	11,9	11,9	0	11,9	11,9	0	11,9	11,9	0	12	12,5	0,5	
Tr-P-ll	13,9	13,7	-0,2	14,3	14,5	0,2	14,5	14,5	0	14,7	14,6	-0,1	
Tr-Finlr	13,9	13,7	-0,2	14,3	14,5	0,2	14,5	14,5	0	14,7	14,6	-0,1	
Tr-Snre	13,2	12,4	-0,8	13,1	13,1	0	13,1	13,1	0	13,8	12,9	-0,9	
Tr-Finlr	13,2	12,4	-0,8	13,1	13,1	0	13,1	13,1	0	13,8	12,9	-0,9	
Tr-Snre	12,5	12,7	0,2	13,3	14	0,7	14	14	0,7	13,4	13,3	-0,1	
Tr-Finlr	12,5	12,7	0,2	13,3	14	0,7	14	14	0,7	13,4	13,3	-0,1	
Tr-Tre	12,9	12,9	0	12,9	12,9	0	12,9	12,9	0	13,4	13,1	-0,3	
ht-Tre	12,9	12,9	0	12,9	12,9	0	12,9	12,9	0	13,4	13,1	-0,3	
Tr-Finlr	12,9	12,9	0	12,9	12,9	0	12,9	12,9	0	13,4	13,1	-0,3	
Tr-Snre	13,1	12,9	-0,2	13,9	14,1	0,2	14,1	14,1	0,2	13,8	13,6	-0,2	
Tr-Finlr	13,1	12,9	-0,2	13,9	14,1	0,2	14,1	14,1	0,2	13,8	13,6	-0,2	
Tr-Snre	13,3	13,9	0,6	15,3	15,3	0	15,3	15,3	0	14,7	14,6	-0,1	
Tr-Finlr	13,3	13,9	0,6	15,3	15,3	0	15,3	15,3	0	14,7	14,6	-0,1	
Tr-P-ll	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Snre	13,7	13,4	-0,3	15,6	15,4	-0,2	15,4	15,4	-0,2	14,4	14,6	0,2	
Tr-Finlr	13,7	13,4	-0,3	15,6</									

Müli.	1 von 13		2 von 13		1 von 14		2 von 14		1 von 15		2 von 15		1 von 16		2 von 16		Differenz	
	16.05.2003		13.06.2003		01.08.2003		02.08.2003		30.05.2003		11.07.2003		20.06.2003		27.06.2003			
Knochenmaessung																		
T-T	12,4	T-T	12,4	0	T-T	13,7	T-T	13,6	T-T	12,3	T-T	12,3	T-T	14	T-T	13,3	0,2	
N-Treschr	11	N-Treschr	10,9	0,1	N-Treschr	11,7	N-Treschr	11,8	N-Treschr	10,6	N-Treschr	10,6	N-Treschr	11,9	N-Treschr	11,9	0	
N-T-linker	4	N-T-linker	10,9	0,1	N-T-linker	11,7	N-T-linker	11,8	N-T-linker	10,6	N-T-linker	10,6	N-T-linker	11,9	N-T-linker	11,9	0	
Ole-Treschr	10,8	Ole-Treschr	10,8	0	Ole-Treschr	11,8	Ole-Treschr	11,8	Ole-Treschr	11,6	Ole-Treschr	11,5	Ole-Treschr	12,6	Ole-Treschr	12,5	0,1	
Ole-T-linker	10,9	Ole-T-linker	10,8	0,1	Ole-T-linker	11,8	Ole-T-linker	11,8	Ole-T-linker	11,6	Ole-T-linker	11,5	Ole-T-linker	12,6	Ole-T-linker	12,5	0,1	
Ule-Treschr	10,7	Ule-Treschr	10,6	0,1	Ule-Treschr	13,2	Ule-Treschr	13,3	Ule-Treschr	12,7	Ule-Treschr	12,6	Ule-Treschr	14,1	Ule-Treschr	13,9	0,2	
Ule-T-linker	10,7	Ule-T-linker	10,6	0,1	Ule-T-linker	13,2	Ule-T-linker	13,3	Ule-T-linker	12,7	Ule-T-linker	12,6	Ule-T-linker	14,1	Ule-T-linker	13,9	0,2	
N-Ok	5,9	N-Ok	5,7	0,2	N-Ok	7,3	N-Ok	7,2	N-Ok	6,2	N-Ok	6,2	N-Ok	6	N-Ok	5,8	0,2	
Ok-Uk	2	Ok-Uk	2,1	0,1	Ok-Uk	2,9	Ok-Uk	3	Ok-Uk	3,7	Ok-Uk	3,7	Ok-Uk	3	Ok-Uk	2,9	0,1	
Pl-Pz	5,5	Pl-Pz	5,6	0,1	Pl-Pz	4,8	Pl-Pz	4,8	Pl-Pz	5	Pl-Pz	5,1	Pl-Pz	5,9	Pl-Pz	5,6	0,1	
Ok-P-Freschr	5,1	Ok-P-Freschr	5,6	0,1	Ok-P-Freschr	5,6	Ok-P-Freschr	5,7	Ok-P-Freschr	5,5	Ok-P-Freschr	5,5	Ok-P-Freschr	5,1	Ok-P-Freschr	5,6	0,1	
Ok-P-linker	5,7	Ok-P-linker	5,6	0,1	Ok-P-linker	5,6	Ok-P-linker	5,7	Ok-P-linker	5,5	Ok-P-linker	5,6	Ok-P-linker	5,1	Ok-P-linker	5,6	0,1	
T-re-P-re	5,8	T-re-P-re	5,6	0,2	T-re-P-re	7,4	T-re-P-re	7,3	T-re-P-re	6,5	T-re-P-re	6,5	T-re-P-re	7,3	T-re-P-re	7,4	0,1	
T-li-P-li	5,8	T-li-P-li	5,6	0,2	T-li-P-li	7,4	T-li-P-li	7,3	T-li-P-li	6,5	T-li-P-li	6,6	T-li-P-li	7,3	T-li-P-li	7,4	0,1	
T-re-P-li	10,4	T-re-P-li	10,4	0	T-re-P-li	10,6	T-re-P-li	10,8	T-re-P-li	9,9	T-re-P-li	9,7	T-re-P-li	12,3	T-re-P-li	12,7	0,1	
T-li-P-re	10,4	T-li-P-re	10,4	0	T-li-P-re	10,6	T-li-P-re	10,8	T-li-P-re	9,9	T-li-P-re	10	T-li-P-re	12,3	T-li-P-re	12,7	0,1	
Weichteilmessung																		
T-N	6,3	T-N	6,2	0,1	T-N	6,6	T-N	6,6	T-N	6,3	T-N	5,7	T-N	6	T-N	5,9	0,1	
N-P-N	4	N-P-N	4,1	0,1	N-P-N	5,8	N-P-N	5,7	N-P-N	4,5	N-P-N	4,4	N-P-N	4,8	N-P-N	4,8	0	
P-N-Sn	1,9	P-N-Sn	1,7	0,2	P-N-Sn	2	P-N-Sn	2	P-N-Sn	1,8	P-N-Sn	1,8	P-N-Sn	2,2	P-N-Sn	2,2	0,1	
Sn-Lr	0,9	Sn-Lr	1	0,1	Sn-Lr	1,5	Sn-Lr	1,4	Sn-Lr	1,2	Sn-Lr	1,1	Sn-Lr	1,2	Sn-Lr	1,2	0	
Lr-Li	1,5	Lr-Li	1,4	0,1	Lr-Li	1,1	Lr-Li	1	Lr-Li	1,1	Lr-Li	1,1	Lr-Li	1,5	Lr-Li	1,6	0,1	
Li-Sm	0,4	Li-Sm	0,5	0,1	Li-Sm	1,8	Li-Sm	1,8	Li-Sm	0,6	Li-Sm	0,7	Li-Sm	1,1	Li-Sm	1	0,1	
Sm-Paq	1,5	Sm-Paq	1,6	0,1	Sm-Paq	2,8	Sm-Paq	2,8	Sm-Paq	1,3	Sm-Paq	1,4	Sm-Paq	1,6	Sm-Paq	1,6	0	
Paq-Sn	1,8	Paq-Sn	1,8	0	Paq-Sn	1,4	Paq-Sn	1,4	Paq-Sn	2,1	Paq-Sn	2	Paq-Sn	2,6	Paq-Sn	2,6	0	
T-T-re	13,3	T-T-re	13,3	0	T-T-re	13,8	T-T-re	13,9	T-T-re	12,6	T-T-re	12,6	T-T-re	13,8	T-T-re	13,9	0,1	
T-T-li	13,3	T-T-li	13,3	0	T-T-li	13,8	T-T-li	13,9	T-T-li	12,6	T-T-li	12,6	T-T-li	13,8	T-T-li	13,9	0,1	
T-N-re	11,1	T-N-re	11	0,1	T-N-re	11,8	T-N-re	11,9	T-N-re	10,8	T-N-re	10,7	T-N-re	11,8	T-N-re	11,8	0	
T-N-li	11,1	T-N-li	11	0,1	T-N-li	11,8	T-N-li	11,9	T-N-li	10,8	T-N-li	10,7	T-N-li	11,8	T-N-li	11,8	0	
T-P-re	12	T-P-re	12	0	T-P-re	13,2	T-P-re	13,3	T-P-re	13,1	T-P-re	13,1	T-P-re	13,7	T-P-re	13,7	0	
T-P-li	12	T-P-li	12	0	T-P-li	13,2	T-P-li	13,3	T-P-li	13,1	T-P-li	13,1	T-P-li	13,7	T-P-li	13,7	0	
T-Sn-re	10,9	T-Sn-re	10,9	0	T-Sn-re	11,8	T-Sn-re	12	T-Sn-re	11,8	T-Sn-re	11,8	T-Sn-re	12,7	T-Sn-re	12,8	0,1	
T-Sn-li	10,9	T-Sn-li	10,9	0	T-Sn-li	11,8	T-Sn-li	12	T-Sn-li	11,8	T-Sn-li	11,8	T-Sn-li	12,7	T-Sn-li	12,8	0,1	
T-L-re	11	T-L-re	11	0	T-L-re	12,8	T-L-re	12,8	T-L-re	12,8	T-L-re	12,1	T-L-re	13,5	T-L-re	13,5	0	
T-L-li	11	T-L-li	11	0	T-L-li	12,8	T-L-li	12,8	T-L-li	12,8	T-L-li	12,1	T-L-li	13,5	T-L-li	13,5	0	
T-Li-re	11,6	T-Li-re	11,4	0,2	T-Li-re	12,9	T-Li-re	13	T-Li-re	13,1	T-Li-re	13,4	T-Li-re	14,3	T-Li-re	14,2	0,1	
T-Li-li	11,6	T-Li-li	11,4	0,2	T-Li-li	12,9	T-Li-li	13	T-Li-li	13,1	T-Li-li	13,4	T-Li-li	14,3	T-Li-li	14,2	0,1	
T-Sm-re	11,8	T-Sm-re	11,6	0,2	T-Sm-re	13,5	T-Sm-re	13,5	T-Sm-re	13,5	T-Sm-re	13,1	T-Sm-re	14,5	T-Sm-re	14,4	0,1	
T-Sm-li	11,8	T-Sm-li	11,6	0,2	T-Sm-li	13,5	T-Sm-li	13,5	T-Sm-li	13,5	T-Sm-li	13,1	T-Sm-li	14,5	T-Sm-li	14,4	0,1	
T-Paq-re	12,5	T-Paq-re	12,5	0	T-Paq-re	15,1	T-Paq-re	15,1	T-Paq-re	13,1	T-Paq-re	13,5	T-Paq-re	15,8	T-Paq-re	15,8	0,2	
T-Paq-li	12,5	T-Paq-li	12,5	0	T-Paq-li	15,1	T-Paq-li	15,1	T-Paq-li	13,1	T-Paq-li	13,5	T-Paq-li	15,8	T-Paq-li	15,8	0,2	
T-Sn'-re	12,4	T-Sn'-re	12,4	0	T-Sn'-re	14,5	T-Sn'-re	14,6	T-Sn'-re	13,2	T-Sn'-re	13,2	T-Sn'-re	15,7	T-Sn'-re	15,5	0,2	
T-Sn'-li	12,4	T-Sn'-li	12,4	0	T-Sn'-li	14,5	T-Sn'-li	14,6	T-Sn'-li	13,2	T-Sn'-li	13,2	T-Sn'-li	15,7	T-Sn'-li	15,5	0,2	
8,7805		8,6805	0,0767		9,77381		9,8668687	0,0744		9,22381		9,21905	0,186		10,2452		10,1929	0,0684

Tab.4 Intraindividueller Vergleich anthropometrischer Messdaten; Pat.13-16

Steinb.	2 von 17		Yog.		2 von 18		Vet.		2 von 19		Vint.		Differenz
	1 von 17	Differenz	1 von 18	Differenz	2 von 18	Differenz	1 von 19	Differenz	2 von 19	Differenz	1 von 20	2 von 20	
	25.07.2003	26.07.2003	16.05.2003	17.05.2003	06.06.2003	25.07.2003	04.04.2003	05.04.2003					
Kaackhammerzug													
T-T	13,5	13,4	13,7	13,7	13,7	13,7	13,4	13,4	13,4	13,4	13,3	13,3	0
N-Treschr	11,4	11,5	11,4	11,4	11,4	11,4	11,2	11,2	11,2	11,2	11,2	11,2	0
N-Tlinkr	11,4	11,5	11,4	11,4	11,4	11,4	11,2	11,2	11,2	11,2	11,2	11,2	0
Ok-Treschr	12,6	12,5	13	13	13	13	12,2	12,2	12,2	12,2	11,7	11,7	0,1
Ok-Tlinkr	12,6	12,5	13	13	13	13	12,2	12,2	12,2	12,2	11,7	11,7	0,1
Uk-Treschr	13,6	13,8	12,4	12,4	12,4	12,4	13	13	13,1	13,1	12,1	12,1	0,1
Uk-Tlinkr	13,6	13,8	12,4	12,4	12,4	12,4	13	13	13,1	13,1	12,1	12,1	0,1
N-Ok	6	6	7	7	7	7	6,3	6,3	6,1	6,1	6,1	6,2	0,1
Ok-Uk	2,9	2,9	2,5	2,4	2,4	2,4	2,5	2,5	2,5	2,5	2,8	2,8	0
Pl-Pr	5,4	4,7	5,6	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,6	5,6	5,3	5,3	0
Ok-Prreschr	5,4	5,5	5	5,2	5,2	5,2	5,5	5,5	5,5	5,5	5,9	5,9	0
Ok-Flinkr	5,4	5,5	5,2	5,2	5,2	5,2	5,5	5,5	5,5	5,5	6	6	0,1
Tre-Pre	7,5	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,4	7,4	7,5	7,5	6,4	6,5	0,1
T-H-Pli	7,5	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2	7,4	7,4	7,5	7,5	6,4	6,5	0,1
Tre-P-li	11,1	11	10,7	10,5	10,5	10,5	11,5	11,5	11,4	11,4	10,2	10,3	0,1
T-H-Pre	11,1	11	10,7	10,5	10,5	10,5	11,5	11,5	11,4	11,4	10,2	10,3	0,1
Wackelhammerzug													
T-H	6,1	6,2	6	6	6	6	7,7	7,7	7,8	7,8	6,2	6,2	0,3
N-PN	5	5,1	4,6	4,5	4,5	4,5	4,3	4,3	4,4	4,4	4,5	4,4	0,1
P-N-Sh	1,8	1,9	2	2,1	2,1	2,1	2,2	2,2	2,2	2,2	2,1	2,2	0,1
Sh-Lr	1,3	1,5	0,7	0,8	0,8	0,8	1,7	1,7	1,8	1,8	0,9	0,9	0,2
Lr-Li	0,4	0,8	2,3	2,3	2,3	2,3	1,3	1,3	1,4	1,4	1,3	1,7	0,1
Li-Sm	1,1	1,1	0,9	0,9	0,9	0,9	1	1	1,2	1,2	0,7	0,7	0
Sm-Pag	1,5	1,6	1,6	1,6	1,6	1,6	1,8	1,8	2	2	1,3	1,8	0,5
Pag-Gn	1,8	1,6	1,6	1,7	1,7	1,7	2	2	2,1	2,1	1,4	1,8	0,1
T-Treze	13,7	13,7	13,6	13,5	13,5	13,5	14,4	14,4	14,3	14,3	13,3	13,3	0
T-T-ll	13,7	13,7	13,6	13,5	13,5	13,5	14,4	14,4	14,3	14,3	13,2	13,2	0
T-H-re	11,6	11,8	12,1	11,9	11,9	11,9	11,9	11,9	11,8	11,8	11,3	11,3	0
T-H-ll	11,6	11,8	12,1	11,9	11,9	11,9	11,9	11,9	11,8	11,8	11,3	11,3	0
T-P-ure	13,9	14,3	14,3	14,1	14,1	14,1	13,4	13,4	13,6	13,6	13,1	13,2	0,1
T-P-lli	13,6	14,3	14,3	14,1	14,1	14,1	13,4	13,4	13,6	13,6	13,1	13,2	0,1
T-S-ure	13,6	13,3	13,2	13	13	13	12,4	12,4	12,3	12,3	12	12,2	0,2
T-S-lli	13,6	13,3	13,2	13	13	13	12,4	12,4	12,3	12,3	12	12,2	0,2
T-L-ure	13,5	13,9	13,6	13,5	13,5	13,5	13	13	12,8	12,8	12,3	12,3	0,2
T-L-ll	13	13	13,6	13,5	13,5	13,5	13	13	12,8	12,8	12,3	12,3	0,2
T-L-ure	13,9	14,3	13,7	13,7	13,7	13,7	13,8	13,8	13,8	13,8	12,9	12,9	0
T-L-lll	13,1	13,1	13,7	13,7	13,7	13,7	13,8	13,8	13,8	13,8	12,9	12,9	0
T-S-ure	14	14	13,4	13,2	13,2	13,2	13,8	13,8	13,7	13,7	12,7	12,7	0,2
T-S-lli	13,2	13,2	13,4	13,2	13,2	13,2	13,8	13,8	13,7	13,7	12,7	12,7	0,2
T-S-lli	13,2	13,2	13,4	13,2	13,2	13,2	13,8	13,8	13,7	13,7	12,7	12,7	0,2
T-P-ure	15,4	15,4	15,5	15,5	15,5	15,5	14,4	14,4	14,6	14,6	13,4	13,8	0,4
T-P-lli	14,1	14,3	14,3	14,3	14,3	14,3	14,4	14,4	14,6	14,6	13,4	13,8	0,4
T-G-ure	15,5	15,8	15,6	15,3	15,3	15,3	15,2	15,2	15	15	13,6	13,7	0,1
T-G-ll	14,6	14,4	13,6	13,3	13,3	13,3	15,2	15,2	15	15	13,6	13,7	0,1
	9,86667	9,90952	9,85714	9,80952	9,80952	9,80952	9,94524	9,94524	9,94762	9,94762	9,30476	9,36905	0,1093

Tab.5 Intraindividueller Vergleich anthropometrischer Messdaten; Pat.17-20

Kutt.		Led.		Pfeif.		Steinb.	
Messung Beh.1	Messung Beh.2	Messung Beh.1	Messung Beh.2	Messung Beh.1	Messung Beh.2	Messung Beh.1	Messung Beh.2
1 von 5	2 von 5	1 von 6	2 von 6	1 von 7	2 von 7	1 von 8	2 von 8
06.06.2003	26.05.2003	03.08.2003	28.06.2003	01.08.2003	20.08.2003	25.07.2003	25.07.2003
Differenz	Differenz	Differenz	Differenz	Differenz	Differenz	Differenz	Differenz
Kauchmananzus							
T-T	13,8	14	14,9	13,7	14	13,5	13,8
H-Treschb	11,8	12	12,4	11,7	11,9	11,4	11,8
H-Tinder	11,8	12	12,4	11,7	11,9	11,4	11,8
Ök-Treschb	13,1	13,2	13,6	11,3	12	12,6	12,8
Ök-Tinder	13,1	13,2	13,6	11,3	12	12,6	12,8
Ök-T-Treschb	14	14,2	13,5	13,2	13,5	13,6	13,9
Ök-T-Tinder	14	14,2	13,5	13,2	13,5	13,6	13,9
H-Ök	7,1	7	6,3	7,3	7,2	6	6,9
Ök-Ök	3,6	3,6	2,5	2,9	3	2,8	3
PH-Pr	6,1	6,2	5,4	6,8	6,7	5,4	5,5
Ök-Pr	6,4	6,3	5,6	6,8	6,7	5,4	5,5
Ök-P-Treschb	6,4	6,3	5,6	6,8	6,7	5,4	5,5
Ök-P-Tinder	6,4	6,3	5,6	6,8	6,7	5,4	5,5
Tres-Pre	7	7,3	7,4	7,4	7,6	7,5	7,6
T-Treschb	7,2	7,2	7,5	7,4	7,6	7,5	7,7
T-Tinder	7,2	7,2	7,5	7,4	7,6	7,5	7,7
Tres-P-ii	12,3	12,5	11,1	10,6	10,9	11,1	11,4
T-T-Pre	12,3	12,5	11,1	10,6	10,9	11,1	11,4
Weichtilanzus							
T-H	6	5,1	7	6,6	6,8	6,1	6,5
H-P-H	5,5	5,5	6	5,8	6,2	5	5,4
PH-Sn	2,3	2,2	2,4	2,4	2,2	1,8	2
Sn-L	1,5	1,5	1,5	1,5	1,7	1,3	1,5
Le-Li	1,5	1,6	1,5	1,1	1,2	0,9	1,1
Li-Sm	0,7	0,7	0,6	0,8	0,8	1,1	1,4
Sm-Paq	2	2,1	1,8	2,8	3	1,5	1,7
Pag-Gn	2	2,1	2,1	1,4	1,5	1,8	2
T-Tres	13	13,3	14,4	13,8	14	13,7	14
T-Tinder	13	13,3	14,4	13,8	14	13,7	14
Tres-Pre	11,8	12	13	11,8	12	11,6	11,9
T-H-ii	11,9	12	13	11,8	12	11,6	11,9
T-P-Pre	14,3	14,6	14,8	14,2	14,5	14,9	15,2
T-Phll	14,3	14,6	14,8	14,2	14,5	14,9	15,2
T-Snre	13,1	13,4	13,1	13,3	13,2	13,6	13,8
T-Snli	13,1	13,4	13,1	13,3	13,2	13,6	13,8
T-Lure	13,8	14,1	13,5	13,5	13,6	13,5	13,6
T-L-ii	13,8	14,1	13,5	13,5	13,6	13,5	13,6
T-Lure	14,1	14,2	13,8	14,2	14,2	14,2	14,2
T-L-ii	14,1	14,2	13,8	14,2	14,2	14,2	14,2
T-L-ii	14,2	14,3	13,7	14,3	14,3	14,1	14,3
T-Snre	14,2	14,2	13,7	14,3	14,3	14,1	14,3
T-Snli	14,2	14,2	13,7	14,3	14,3	14,1	14,3
T-Pag-Pre	15,2	15,3	14,8	15,1	15,5	15,4	15,6
T-Pag-ii	15,2	15,3	14,8	15,1	15,5	15,4	15,6
T-Gn-Pre	15,5	16	14,9	14,5	14,8	15,5	15,7
T-Gn-ii	15,5	16	14,9	14,5	14,8	15,5	15,7
0,2							
10,2619	10,45238	10,0881	10,25714	9,77381	9,8452381	9,86667	10,283333
		0,2		0,3071		0,3476	
						0,4167	

Tab.7 interindividueller Vergleich anthropometrischer Messdaten; Pat.5-8

Vog.		Messung Beh.2		Differenz		Vet.		Differenz	
Messung Beh.1						Messung Beh.1		Messung Beh.2	
1 von 9		2 von 9		1 von 10		2 von 10		13.03.2003	
16.05.2003		13.03.2003		06.05.2003					
Knochenmaessung									
T-T	13,7		14,2	0,5	T-T		13,4	T-T	13,6
H-T-rechtr	11,4		11,6	0,2	H-T-rechtr		11,8	H-T-rechtr	12
H-T-linkr	11,4		11,6	0,2	H-T-linkr		11,8	H-T-linkr	12
Ok-T-rechtr	13		13,3	0,3	Ok-T-rechtr		12,2	Ok-T-rechtr	12,5
Ok-T-linkr	13		13,3	0,3	Ok-T-linkr		12,2	Ok-T-linkr	12,5
Uk-T-rechtr	12,4		12,6	0,2	Uk-T-rechtr		13	Uk-T-rechtr	13,1
Uk-T-linkr	12,4		12,6	0,2	Uk-T-linkr		13	Uk-T-linkr	13,1
H-Ok	7		7,2	0,2	H-Ok		6,3	H-Ok	6,5
Ok-Ok	2,5		2,6	0,1	Ok-Ok		3,5	Ok-Ok	3,5
Pl-Pr	5,6		5,6	0	Pl-Pr		5,5	Pl-Pr	5,5
Ok-P-rechtr	5		5,3	0,3	Ok-P-rechtr		5,5	Ok-P-rechtr	5,5
Ok-P-linkr	5,2		5,4	0,2	Ok-P-linkr		5,5	Ok-P-linkr	5,5
T-re-P-re	5,3		5,4	0,1	T-re-P-re		7,4	T-re-P-re	7,6
T-li-P-li	5,3		5,4	0,1	T-li-P-li		7,4	T-li-P-li	7,6
T-re-P-li	10,7		11	0,3	T-re-P-li		11,5	T-re-P-li	11,7
T-li-P-re	10,7		11	0,3	T-li-P-re		11,5	T-li-P-re	11,7
Weichteilmessung									
T-N	6		6,2	0,2	T-N		7,7	T-N	8
N-P-N	4,6		4,8	0,2	N-P-N		4,3	N-P-N	4,5
PH-Sn	2		2,2	0,2	PH-Sn		2,2	PH-Sn	2,2
Sn-Lr	0,7		0,9	0,2	Sn-Lr		1,7	Sn-Lr	1,8
Lr-Li	2,3		2,4	0,1	Lr-Li		1,3	Lr-Li	1,5
Li-Sm	0,9		1,1	0,2	Li-Sm		1	Li-Sm	1,2
Sm-Paq	0,9		1,1	0,2	Sm-Paq		1,8	Sm-Paq	2
Paq-Gn	1,6		1,7	0,1	Paq-Gn		2	Paq-Gn	2,1
T-I-re	13,6		13,8	0,2	T-I-re		14,4	T-I-re	14,5
T-I-li	13,6		13,8	0,2	T-I-li		14,4	T-I-li	14,5
T-N-re	12,1		12,4	0,3	T-N-re		11,9	T-N-re	12
T-N-li	12,1		12,4	0,3	T-N-li		11,9	T-N-li	12
T-P-re	14,3		14,6	0,3	T-P-re		13,4	T-P-re	13,4
T-P-li	14,3		14,6	0,3	T-P-li		13,4	T-P-li	13,4
T-S-re	13,2		13,5	0,3	T-S-re		12,4	T-S-re	12,5
T-S-li	13,2		13,5	0,3	T-S-li		12,4	T-S-li	12,5
T-L-re	13,6		13,8	0,2	T-L-re		13	T-L-re	13
T-L-li	13,6		13,8	0,2	T-L-li		13	T-L-li	13
T-Li-re	13,7		14	0,3	T-Li-re		13,6	T-Li-re	13,8
T-Li-li	13,7		14	0,3	T-Li-li		13,6	T-Li-li	13,8
T-Sm-re	13,4		13,6	0,2	T-Sm-re		13,8	T-Sm-re	14
T-Sm-li	13,4		13,6	0,2	T-Sm-li		13,8	T-Sm-li	14
T-Paq-re	13,5		13,8	0,3	T-Paq-re		14,4	T-Paq-re	14,6
T-Paq-li	13,5		13,8	0,3	T-Paq-li		14,4	T-Paq-li	14,6
T-Gr-re	13,6		14	0,4	T-Gr-re		15,2	T-Gr-re	15,3
T-Gr-li	13,6		14	0,4	T-Gr-li		15,2	T-Gr-li	15,3
	9,65714		9,895238	0,2381			9,945238		10,08095
									0,1357

Tab.8 interindividueller Vergleich anthropometrischer Messdaten; Pat.9-10

7.3 Abbildungen

Abbildung 1: Aufbau des modifizierten Messgerätes (Fußtaster durch Mikrotaster ersetzt, Doppelgelenk-Tasterarme).....	13
Abbildung 2: Tasterarme der ersten Konstruktion aus Aluminiumprofil, nicht flexibel abwinkelbar.....	15
Abbildung 3: Tasterarme der 2.Generation mit neuartigem Scharnier-Gelenk.....	15
Abbildung 4: 3. Generation Tasterarme, Pulverstrahlbeschichtet.....	16
Abbildung 5: Tests des Messinstrumentariums der 3. Generation am Probanden.....	17
Abbildung 6: Test der Tasterarme der 3.Generation in der Mundhöhle..	18
Abbildung 7: technische Konstruktionszeichnung der Tasterarme im 3D-Format.....	20
Abbildung 8: Kostruktionszeichnung der Einzelelemente eines Tasterarmes.....	21
Abbildung 9: Fräsmaschine FP3 im Ruhezustand.....	22
Abbildung10: abgewinkelter Tasterarm mit austauschbarer Spitze.....	23

Abbildung 11: LED-Anzeige und Auslöser (roter, viereckiger Knopf) des Messinstruments.....	24
Abbildung 12: Messpunkte der Weichteilmessung mit wasserlöslicher Farbe auf der Haut aufgebracht (Linien geben die zu vermessenden Strecken an, Bsp.: Tragus - subnasale)....	26
Abbildung 13: Messwerttabelle Weichteilmessungen.....	27
Abbildung 14: Auffinden zweier Messpunkte (Mx-TI).....	29
Abbildung 15: Auffinden zweier Weichteilmesspunkte (Li-Ls).....	30
Abbildung 16: Darstellung nach erfolgreicher Datensatzaufnahme.....	31
Abbildung 17: Beispiel für einen Datensatz nach fehlerhafter Streckenmessung.....	31
Abbildung 18: Ergebnisse des intraindividuellen Vergleichs anthropometrischer Messdaten.....	55
Abbildung 19: Ergebnisse des interindividuellen Vergleichs anthropometrischer Messdaten.....	56
Abbildung 20: Ergebnisse des intraindividuellen Vergleichs anthropometrischer Messdaten p. H.	56
Abbildung 21: Ergebnisse des interindividuellen Vergleichs anthropometrischer Messdaten p. H.	56

7.4 Literatur

Ayoub, A.F., et al: Three-dimensional modelling for modern diagnosis and planning in maxillofacial surgery. . Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 1996, 11:225-233

Da Silveira, A.C. et al.: Craniofacial applications of three dimensional laser surface scanning. J Craniofac Surg 2003, 14: 449-456

Farkas, L.G., Kolar, J.C., Munro, I.R.: Geography of the nose: a morphometric study. Aesthetic Plast Surg. 1986; 10(4):191-223.

Grayson, B. et al.: The three-dimensional cephalogram: theory, technique and clinical application. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988, 94:327-337

Hajeer, M.Y., Ayoub, A.F., Millett, D.T.: Three-dimensional imaging in orthognathic surgery: the clinical application of a new method. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 2002, 17:318-330

Halazonetis, D.J.: Acquisition of 3-dimensional shapes from images. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2001, 119: 556-560

Hassfeld, S., et al.: Magnetresonanztomographie zur Planung vor dentaler Implantation. Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie 2001, 5: 186-192

Honrado, C.P., Larrabee Jr., W.F.: Update in three-dimensional imaging in facial plastic surgery. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg. 2004 Aug; 12(4):327-331

Kakoschke, D., et al.: Dreidimensionale photogrammetrische Erfassung von Gesichtsoberflächen; Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie (1997) 1: 61-64

Kessler, P., et al.: Computergraphische Simulationsmöglichkeiten in der orthopädischen Chirurgie; Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie (2000) 4: 373-376

Khambay, B., Nebel, J., Bowman, J.: 3D Stereophotogrammetric image superposition onto 3D CT scan images: the future of orthognathic surgery. Int. J Adult Orthodon Orthognath Surg 2002, 17:331-341

Krimmel, M., et al.: Dreidimensionale Bildakquisition zur Analyse der primären, spaltbedingten Gesichtsdeformitäten mit einem optoelektronischen Oberflächenscanner. Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie 2002, 6: 158-161

Krimmel, M., et al.: Feasibility of intraoperativ Diagnosis with a mobile computed tomography Scanner. Mund Kiefer Gesichtschirurg. 2002 Sep;6(5):346-50.

Landes, C. A., et al.: Introduction of a three-dimensional anthropometry of the viscerocranium. Part I: measurement of craniofacial development and establishment of standard values and growth functions. J Craniomaxillofacial Surg. 2002 Feb; 30(1):18-24.

Landes, C. A., et al.: Introduction of a three-dimensional anthropometry of the viscerocranium. Part II: evaluating osseous and soft tissue changes following orthognathic surgery. J Craniomaxillofacial Surg. 2002 Feb; 30(1):25-34.

Marmulla, R.: New possibilities of temporomandibular Joint registration during orthodontic operations. Mund- Kiefer Gesichtschirurg.1999 Mar; 3(2):67-72.

Opitz, J.M., Mendez, H.M., Hall, J.G.: Growth analysis in clinical genetics. Prog. Clin. Biol. Res. 1985, 200:33-63

Sader, R., et al.: Accuracy and precision of the three-dimensional assessment of the facial surface using a 3-D laser scanner. IEEE Trans Med Imaging. 2006 Jun; 25(6):742-54.

Schopf, P.: Kephalemetrie/ Funktionsanalyse
Curriculum Kieferorthopädie I+II : 215-275

Surwald, C., Ward-Booth, P.: Erste Erfahrungen mit der digitalen dreidimensionalen stereofotogrammetrischen Bildgebung.
Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie 2000, 4: 183-186

Upton, M., et al.: Evaluation of video- imaging prediction in combined maxillary and mandibular orthognathic surgery. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 1997, 112(6):656-65.

Wagner, H., et al.: Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie im Spannungsfeld zwischen Standardisierung und Individualität. Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie 1997, 1: 71-72 Kongressbericht

Xia, J., Samman, N., Yeung, R.: Three dimensional virtual reality surgical planning and simulation workbench for orthognathic surgery. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 2000, 15:265-282

Young, S.C., et al.: Acrocephalosyndactyly: comparison of morphometric measurements in Pfeiffer, Saethre-Chatzen, Carpenter and Apert syndrome. Dtsch. Mund Kiefer Gesichtschir. 1986 Nov-Dec;10(6):436-43

Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand an der Poliklinik für Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie der Universitätsklinik Frankfurt/ Main (Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Dr. habil. Robert Sader)

Mein Dank gilt Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Dr. habil. Robert Sader für die freundliche Betreuung und wertvolle Kritik.

Hervorheben möchte ich PD. Dr. med. Dr. med. dent. Constantin A. Landes für die hervorragende Betreuung und Motivation sowie der Ermöglichung eines weitgehend autonomen Arbeitens.

Ein weiterer Dank gilt der mir mit Rat und Tat zur Seite stehenden Firma IMP-Ingenieurgesellschaft mbH, die es ermöglichte diverse Umbauten am Dateninterface vorzunehmen und somit entscheidend dazu beizutragen, es multipel einsetzbar zu machen

Im speziellen danke ich meinen Freunden Daniel, Dean und Michael die Ihre Kenntnisse der Elektronik, Elektrotechnik und Mechatronik haben einfließen lassen sowie meiner fleißigen Leserin Susann.

Abschließend möchte ich meiner Freundin Ricarda, meinen Eltern sowie meiner Tante Erna für moralische aber auch finanzielle Unterstützung danken.

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name: Michael Trolle
Wohnort: Thomas-Mann-Straße 25
60439 Frankfurt
Tel.: 069 6959 8666
Geburtstag: 21.01.1975
Geburtsort: Leipzig
Familienstand: ledig

Schulbildung

09/1981 - 02/1986 Ernst Thälmann Oberschule Sangerhausen
03/1986 - 02/1989 Friedrich-Engels-Sportschule Halle/Saale
03/1989 - 07/1990 Ernst Thälmann Oberschule Sangerhausen
08/1990 - 06/1992 Hohe Landesschule Hanau/Main
08/1992 - 05/1995 Lichtenberg Oberstufen Gymnasium Bruchköbel

Zivildienst

11/1995 - 02/1997 Ausbildung zum Rettungshelfer/ DRK GN

Berufliche Ausbildung

ab WS 97/98 Studium der Zahnmedizin an der Johann Wolfgang
Goethe-Universität Frankfurt/Main
09/2000 Physikum in Frankfurt/Main
07/2003 Approbation als Zahnarzt in Frankfurt/Main
09/2003 - 12/2005 Assistenzarzt in privater Praxis Offenbach/Main
01/2006 niedergelassener Zahnarzt in Frankfurt/Main

Frankfurt/Main, 15.07.2007

Michael Trolle

7.7 Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

„Beschleunigte Anthropometrie durch halbautomatische Datengewinnung und Verarbeitung“

im Zentrum der Kiefer- und Plastischen Gesichtschirurgie des Klinikums der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main

unter Betreuung und Anleitung von
PD. Dr. med. Dr. med. dent. Constantin A. Landes

ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keiner in- und ausländischen Medizinischen Fakultät bzw. Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt. Die vorgestellte Arbeit wurde Anfang Juni 2007 durch das Journal 'Annals of Plastic Surgery' veröffentlicht. (Ann Plast Surg 2007;58: 698-703)

Frankfurt/ Main, 15.07.2007

Michael Trolle