

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie

der Universität Würzburg

Direktorin: Prof. Dr. med. dent. Angelika Stellzig-Eisenhauer

**3D-Weichgewebsanalyse – Ermittlung von Durchschnittswerten und  
Korrelationen zur FRS-Analyse**

Inaugural – Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt

von

Susanne Petra Schneck

aus München

Würzburg, Juli 2010

Referentin: Prof. Dr. med. dent. Angelika Stellzig-Eisenhauer

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. Josip S. Bill

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 16.11.2010

**Die Promovendin ist Zahnärztin.**

Meiner geliebten Familie

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
1.1	Methoden der Gesichtsvermessung.....	1
1.1.1	Zweidimensionale Gesichtsvermessung.....	1
1.1.1.1	Fernröntgenseitenaufnahme .....	1
1.1.2	Dreidimensionale Gesichtsvermessung.....	8
1.1.2.1	Anthropometrie .....	9
1.1.2.2	Laser .....	9
1.1.2.3	Holografie .....	10
1.1.2.4	Computertomografie / digitale Volumetomografie .....	10
1.1.2.5	Stereophotogrammetrie.....	11
<b>2</b>	<b>ZIEL DER ARBEIT .....</b>	<b>13</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAL UND METHODE.....</b>	<b>14</b>
3.1	Probandengut .....	14
3.1.1	Allgemeine Auswahlkriterien .....	14
3.1.1.1	Alter.....	15
3.1.1.2	Body Mass Index (BMI) .....	15
3.2	Gesichtsvermessung .....	16
3.2.1	Fernröntgenseitenaufnahme (FRS) .....	16
3.2.1.1	Aufnahmetechnik .....	16
3.2.1.2	Röntgenkephalometrische Analyse .....	18
3.2.1.2.1	Messpunkte .....	18
3.2.1.2.2	Winkel und Strecken .....	19
3.2.1.3	Interpretation der Messwerte.....	19
3.2.2	Dreidimensionale Stereophotogrammetrie.....	20
3.2.2.1	Aufnahmetechnik .....	20
3.2.2.2	Dreidimensionale Weichteilanalyse .....	26
3.2.2.2.1	3D - Messpunkte .....	26
3.2.2.2.2	3D - Winkel und Strecken.....	27
3.3	Statistische Auswertung .....	30
3.3.1	Univariate Datenanalyse .....	30
3.3.2	Multivariate Datenanalyse .....	31
3.3.3	Methodenfehler .....	34
<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>36</b>
4.1	Durchschnittswerte .....	36
4.1.1	Durchschnittswerte der Fernröntgenseitenanalyse.....	36
4.1.2	Durchschnittswerte der dreidimensionalen Weichteilanalyse .....	37
4.2	Reliabilität der verwendeten Messwerte.....	40
4.2.1	Fernröntgenseitenanalyse.....	40

4.2.2	Dreidimensionale Weichteilanalyse.....	42
4.3	Korrelationen zwischen den vertikalen Werten des FRS und der dreidimensionalen Weichteilanalyse .....	43
4.4	Regressionsgleichung für den Gesichtsschädelaufbau anhand einer Diskriminanzanalyse.....	45
<b>5</b>	<b>DISKUSSION.....</b>	<b>49</b>
5.1	Patientengut.....	49
5.2	Untersuchungsmethode .....	50
5.2.1	Fernröntgenseitenanalyse.....	50
5.2.2	Stereophotogrammetrie.....	52
5.3	Ergebnisse.....	55
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>66</b>
<b>7</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>69</b>
<b>8</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....</b>	<b>85</b>
<b>9</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS.....</b>	<b>86</b>
<b>10</b>	<b>ANHANG .....</b>	<b>87</b>
10.1	Tabellen .....	87
10.2	Definitionen der Messpunkte und Winkel der Fernröntgenseitenanalyse .....	91
10.3	Definitionen der Messpunkte und Winkel der dreidimensionalen Weichteilanalyse.....	94
<b>11</b>	<b>DANKSAGUNG.....</b>	<b>98</b>
<b>12</b>	<b>LEBENS LAUF.....</b>	<b>99</b>

# **1 Einleitung**

## **1.1 Methoden der Gesichtsvermessung**

### **1.1.1 Zweidimensionale Gesichtsvermessung**

#### ***1.1.1.1 Fernröntgenseitenaufnahme***

Mit der Entdeckung der Röntgenstrahlung durch den deutschen Physiker Wilhelm Conrad Röntgen begann 1895 weltweit ein neues Zeitalter für die Medizin. Die Röntgenaufnahme ist seither Bestandteil der medizinischen und zahnmedizinischen Diagnostik.

Als 1896 zum ersten Mal eine Röntgenaufnahme von Zähnen durchgeführt wurde, betrug die Belichtungszeit 25 Minuten, wobei die Fixierung des Zahnfilmes durch den behandelnden Zahnarzt erfolgte. In den folgenden Jahren führten zahlreiche Studien zu gewaltigen Fortschritten in der Aufnahmetechnik, die unter Anderem eine Verkürzung der Belichtungszeit, eine Verringerung der Strahlenbelastung und standardisierte Aufnahmen ermöglichten.

In der Kieferorthopädie ist seit Beginn der Schädelvermessung insbesondere das Fernröntgenseitenbild wichtiger Bestandteil der diagnostischen Verfahren.

Im Jahre 1931 entwickelten Broadbent [15] in den USA und Hofrath [44] in

Deutschland unabhängig voneinander standardisierte Methoden für die Anfertigung von Fernröntgenseitenaufnahmen, auf denen der Schädel verzerrungsarm und nahezu größenrichtig abgebildet wurde.

Die Möglichkeit, zukünftig Strukturmerkmale des Gesichtsschädels, Weichteilrelationen sowie den Einbau und die Metrik der Kiefer beurteilen zu können, eröffnete völlig neue Perspektiven für Diagnosestellung, Behandlungsplanung und Beurteilung des Therapieerfolges.

Im Rahmen der Bolton–Studie befasste sich Broadbent [16] 1975 erstmals damit, kephalometrische Auswertungen durchzuführen und zu analysieren. Dabei fand er heraus, dass sich Winkel und Strecken während des Wachstums alters- und geschlechtsabhängig verändern und betonte, dass diese Erkenntnis in zukünftige Behandlungsplanungen miteinbezogen werden müsse.

Eine Innovation gelang Broadbent 1931 mit dem sogenannten Kephaloostat, welcher eine bis zu diesem Zeitpunkt nicht erreichte standardisierte und vor allem reproduzierbare Positionierung des Patienten ermöglichte. Ein solcher Kephaloostat bestand im Wesentlichen aus drei Teilen: dem Röntgenapparat, dem Filmhalter und einer speziellen Kopfhalterung. Diese Halterung erlaubte es, den zu röntgenden Schädel mit seiner Mediansagittalebene parallel zur Filmebene einzustellen.

Durch weitere Verfeinerungen in der Aufnahmetechnik (z.B. Weichteilfilter) gelang neben der Abbildung der knöchernen Strukturen bald auch die des Weichgewebeprofiles.

Eine zusätzliche Verbesserung der simultanen Darstellung von knöchernen Strukturen und Weichteilen gestattete die digitale Aufnahmetechnik nach ihrer Einführung im Jahre 1970. Gegenüber der konventionellen Film-Folien-Technik war damit erstmals eine Bearbeitung des gewonnenen Bildmaterials am Computer durchführbar. Eine vergleichende Untersuchung hierzu lieferte Ruppenthal 1991. [74]

In den darauffolgenden Jahrzehnten wurden klinische Relevanz und wissenschaftlicher Wert des Fernröntgenseitenbildes von zahlreichen

Autoren, wie Richardson (1966) [69], Gravely und Benzies (1974) [37] sowie Wylie (1987) [98] untersucht. Aufgrund der großen Variabilität anatomischer Strukturen erschien es schwierig, verschiedene Knochenpunkte so genau zu definieren, dass sie von unterschiedlichen Untersuchern in gleicher Weise aufgefunden und analysiert werden konnten. [76]

Schließlich untersuchten Baumrind et al. 1971 [8] die Fehlerquellen kephalometrischer Messungen und unterteilten sie in drei grundsätzliche Fehlerarten, die sich zum Gesamtfehler der Analyse addierten:

#### a) Identifikationsfehler

Das Problem der Lokalisierungsdifferenzen wurde vielfach untersucht (Freisfeld 1973 [32], Houston 1983 [49] u.a.): Der Fehler bei der Identifikation der Referenzpunkte erwies sich als zu groß, um ignoriert werden zu können. Um den Identifikationsfehler zu minimieren, forderte Baumrind, Referenzpunkte präziser zu definieren und Punkte zu vermeiden, die sich nur schwer bestimmen ließen. [8]

Houston verdeutlichte, dass die Identifizierung der kephalometrischen Referenzpunkte als eine der größten Fehlerquellen anzusehen sei. [49] Im Jahr 1986 erklärte er zudem, dass der Identifikationsfehler stark von der individuellen Erfahrung und Präzision des Untersuchers abhängt, die Punkte mitunter unzureichend definiert seien und somit dem Untersucher Raum für Interpretationen ließen. [50]

#### b) Messfehler

1983 kritisierte Houston [49] die oft fehlende Beurteilung der Messgenauigkeit und zweifelte damit den wissenschaftlichen Wert der Ergebnisse an.

Auch Miethke [61] wies 1989 auf den erheblichen Einfluss des individuellen Messfehlers hin und betonte die Bedeutung von persönlicher Erfahrung und Sorgfalt des Untersuchers.

Um die Genauigkeit der Messungen zu ermitteln, wurden im Verlauf



diverser Studien unterschiedliche statistische Verfahren verwendet (Dahlberg 1940 [23], Houston 1983 [49], Bland und Altman 1990 [13]).

### c) röntgentechnische Fehler

Jung et al. betonten 1984 [52], dass es aufgrund der zweidimensionalen Darstellung eines dreidimensionalen Körpers und der damit verbundenen Projektion der beiden Seiten übereinander zu Überlagerungen und dadurch zu Fehlinterpretationen kommen könne; die Genauigkeit der Fernröntgenanalyse und die damit verbundene Auswertung müsse also in Frage gestellt werden. Jung erklärte außerdem, dass Schädelasymmetrien, die in gewissem Maße immer vorlägen, selbst bei noch so exakter Positionierung des Schädels zu Verzerrungen führten. Nach Eliasson [27] treten diese sogenannten „Distorsionen“ bei jeder Struktur auf, die nicht genau in der Mediansagittalen steht.

Skotnicky [83] erkannte 1972, dass die Projektionsverzerrung durch einen möglichst großen Fokus-Objektstand (min. 3m) und einen möglichst kleinen Objekt-Filmabstand (10cm) reduziert werden könne. Auf diese Weise könne zudem erreicht werden, dass Bilateralpunkte, wie z.B. die Konturen der Mandibula, möglichst nah beieinander projiziert werden; er betonte jedoch, dass Doppelkonturen nie gänzlich vermieden werden könnten. Dieser sogenannte „Parallaxefehler“ entsteht durch die Divergenz der Röntgenstrahlen, wie auch Ahlqvist et al. 1986 [3] erklärten.

Moyer und Bookstein [62] stellten 1979 die klinische Bedeutung der Fernröntgenseitenaufnahme aufgrund der zahlreichen Fehlerquellen in Frage. Dagegen betitelten Graber und Vanarsdall [36] 1999 die Analyse von Fernröntgenbildern als ein wesentliches diagnostisches Hilfsmittel. Es wegen seiner Schwachstellen zu ignorieren sei „entweder mit Oberflächlichkeit oder fehlender Ernsthaftigkeit“ gleichzusetzen.

Rakosi und Jonas [66] bezeichneten 1989 die Interpretation der einzelnen Messwerte als die schwierigste Aufgabe bei der Fernröntgenanalyse: die Normwerte, zu denen sie in Beziehung gesetzt wurden, sollten nur zur

Orientierung dienen und nicht direkt eine Anomalie oder das Behandlungsziel definieren. Sie erklärten, dass durch Summation oder Kompensation der einzelnen vom Normwert abweichenden Messungen auch bei schweren Dysgnathien Grenzwerte aufträten bzw. extreme Werte ausgeglichen sein könnten.

Nach Gegenüberstellung der Analysen kritisierten auch viele weitere Untersucher deren Methodik und lehnten absolute Messwerte ohne Beachtung individueller Besonderheiten ab. [55], [77]

Von diesen Überlegungen ausgehend entwickelte Hasund 1974 [39] das Konzept der individualisierten Kephalemetrie. Mit seiner Analyse konnte er wichtige Zusammenhänge des individuellen Gesichtsschädelaufbaus unter Berücksichtigung therapeutischer Konsequenzen aufzeigen.

Im Anschluss an diese Erkenntnis wurden in zahlreichen Studien geschlechtsspezifische Unterschiede der kephalometrischen Werte untersucht und Richtwerte für männliche und weibliche Patienten ermittelt. [11], [77]

Nach Schopf [78] sind heute weit mehr als hundert Analyseverfahren bekannt, die sich hinsichtlich ihres Umfangs, der Referenzpunkte an sich und ihrer eigentlichen Konzeption voneinander unterscheiden.

Für die Analyse eines Fernröntgenseitenbildes wurden anatomische, konstruierte und projektionsbedingte Referenzpunkte vorgeschlagen, deren Anzahl sich nach Drescher (1994) [26] auf weit mehr als 200 belief.

Nach Rakosi (1989) [66] liefert die Fernröntgenseitenanalyse Informationen über die Beziehung der Kieferbasen zueinander, die Wachstumstendenz und -richtung, den Aufbau des Gesichtsschädels, die Beziehungen der Schneidezahnachsen, die Weichteilmorphologie, die Lokalisation der Dysgnathie sowie über die Behandlungsmöglichkeiten und -grenzen. Keine Aussagen hingegen erhält man über die Funktion oder über den transversalen Gesichtsschädelaufbau.

Nanda und Ghosh [63] warnten in einem 1995 veröffentlichten Artikel

davor, dass das Fernröntgenseitenbild zunehmend die Untersuchung der Weichteilstrukturen aus der kieferorthopädischen Diagnostik verdränge und damit die ästhetische Komponente der Behandlungsplanung vernachlässigt werden würde. Sie forderten deshalb weitere Untersuchungen der wachstumsbedingten Veränderungen des Weichteilprofils in Abhängigkeit vom Gesichtstyp, der Rasse und dem Geschlecht.

Burstone [19] kritisierte 1958 die bisherige Annahme einiger Autoren, eine dentale bzw. skelettale Korrektur der Okklusion würde zwangsläufig zu harmonischen Weichgewebsverhältnissen führen. Die Variationsbreite der Weichteile sei so groß, dass etwa auch ein dentoskelettal eugnather Patient ein unharmonisches Weichteilprofil aufweisen könne.

Im Jahr 1959 untersuchte Subtelny [87] die Beziehung zwischen dem skelettalen Profil und dem Weichteilprofil und erkannte, dass die Wachstumsveränderungen von Hart- und Weichgewebe im Gesicht nicht proportional sind. Er plädierte dafür, diese Erkenntnis bei der Therapieplanung zu berücksichtigen.

In der Literatur erschienen daraufhin zahlreiche Studien über die Weichteilverhältnisse des Gesichtes:

Ricketts veröffentlichte 1982 [70] eine Studie über Gesichtsproportionen, in der er auf mathematische Zusammenhänge zwischen den Dimensionen des menschlichen Gesichtes hinwies.

Arnett et al. [4], [5], [6] analysierten in mehreren Studien die Aussagekraft des Weichteilprofils durch Fotostat und Fernröntgenbild für die kieferorthopädische Diagnose und Therapieplanung.

Ackerman et al. erklärten 1997 [1], dass nicht die knöchernen Strukturen, sondern die Weichteilstrukturen das limitierende Kriterium der Behandlung seien. In einem Artikel von 1999 [2] beschrieben sie den Zusammenhang des ästhetischen Gesichtsprofils und der Zufriedenheit der Patienten mit der Behandlung. Sie betonten, dass eine exakte klinische Untersuchung der Weichteile durchgeführt werden müsse, um den wachsenden ästhetischen Ansprüchen der Patienten gerecht werden zu können.

Bergman erarbeitete 1999 [10] neue Messpunkte des Weichteilprofils und ermittelte dabei 18 Punkte, durch die unabhängig von skelettalen Strukturen eine präzise Diagnose und Therapieplanung möglich seien.

Die Verbesserung der Gesichtsästhetik ist für den Patienten neben der funktionellen Korrektur häufig ein wichtiger Beweggrund, sich einer zahnärztlichen Behandlung zu unterziehen: So fand Holtkamp [48] 1999 heraus, dass innerhalb des Fachgebiets der Kieferorthopädie bei bis zu 90% der erwachsenen Patienten die dentofaziale Ästhetik das entscheidende Motiv gewesen sei, eine kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgische Behandlung durchführen zu lassen.

Das Ziel einer jeden Therapie sollte somit neben stabilen neutralen Okklusionsverhältnissen auch eine verbesserte Ästhetik sein. [97]

Laut Holtkamp (1999) sei dabei das Behandlungsergebnis entscheidend vom Verhalten des Weichgewebes abhängig. Im Gegensatz zu den skelettalen Veränderungen sei dies bisher nur schwer zu prognostizieren, da die Analyseverfahren in aller Regel auf den Ergebnissen einer statischen Vermessung beruhten [48].

Sowohl die Fernröntgenseiten- als auch die Fotostataufnahme ermöglichen nur eine zweidimensionale und damit unzulängliche Beurteilung der Schädel- bzw. Gesichtsstrukturen.

Die ästhetische Weichteilvorhersage ist dabei stark von der Erfahrung des Behandelnden abhängig, so dass die bisherigen bildgebenden Verfahren keine adäquate Prognose erlaubten. Zudem gewinnen Dosisreduzierung und Strahlenexposition als zentrale Themen des Strahlenschutzes innerhalb der Röntgendiagnostik immer mehr an Bedeutung.

Deshalb ist es auch heute noch eine der Grundforderungen an die Diagnostik, Aufnahmetechniken zu entwickeln, die ein Maximum an Informationsgehalt für den Betrachter und ein Minimum an Strahlenexposition für den Patienten gewährleisten.

## 1.1.2 Dreidimensionale Gesichtsvermessung

Sassouni [75] beschrieb 1955 erstmals eine Methode, mit der sich das Gesicht dreidimensional erfassen ließ: er projizierte ein bestimmtes Muster auf das Gesicht und fotografierte es aus einem 90°-Winkel.

Weiterentwickelt wurde diese Methode 1971 von Cobb [20], sowie 1976 von Robertson [73] und 1983 von Leivesley [60]. Sie projizierten mit zwei Projektoren bilateral ein Muster auf den Patienten und erstellten Frontalaufnahmen.

Von Burke und Beard [18] wurde 1971 ein stereofotografisches Verfahren vorgestellt, bei dem zwei Aufnahmen aus unterschiedlichen Blickwinkeln durchgeführt wurden. Diese betrachtete man anschließend unter einem speziellen Gerät, um die gewünschte Tiefeninformation zu erzielen.

Die von Beckman-van der Ven et al. [9] 1985 vorgestellte Studie beschäftigte sich ebenfalls mit der Erfassung der Gesichtsweichteiloberfläche in drei Dimensionen. Er thematisierte darin eine klinisch anwendbare Methode, mit der erstmals die Weichteiloberfläche des Gesichts computerunterstützt in drei Dimensionen erfasst und in Form beliebiger sagittaler und horizontaler Schnitte dargestellt werden konnte.

Für die dreidimensionale Digitalisierung komplexer Objekte steht heute eine Vielzahl an Methoden zur Verfügung. Während in der Vergangenheit vor allem mechanische Messverfahren verwendet wurden, werden in zunehmendem Maße optische Sensoren eingesetzt. Sie gestatten eine schnelle und berührungslose Datenerfassung. Im Gegensatz zur zweidimensionalen Weichteilanalyse können die Referenzpunkte in einer Darstellung des Gesichtes in sagittaler, transversaler und vertikaler Richtung gesetzt und definiert werden.

### **1.1.2.1            *Anthropometrie***

Definitionsgemäß ist die Anthropometrie die Lehre der Ermittlung und Anwendung der Maße des menschlichen Körpers. Die zu untersuchenden Weichteile werden direkt am Probanden vermessen und die gewonnenen Messwerte danach analysiert. Damit stellt die Anthropometrie das grundlegendste Verfahren dar, die Gesichtsweichteile dreidimensional zu erfassen und zu interpretieren.

Es entstehen dabei keine Verzerrungen, wie etwa bei der Fernröntgen-seiten- oder der Fotostataufnahme. Zudem werden keine aufwendigen Apparaturen benötigt und der Patient ist keinerlei Strahlenbelastung ausgesetzt. Allerdings ist die unterschiedliche Kompressibilität der einzelnen Weichteilstrukturen des Gesichtes als eine wesentliche Fehlerquelle der anthropologischen Technik anzusehen. Aufgrund dessen kann auch keine adäquate Reproduzierbarkeit bei wiederholten Aufnahmen gewährleistet werden. [87]

### **1.1.2.2            *Laser***

Eine weitere dreidimensionale Oberflächendigitalisierung des Gesichtes bietet der 3D-Laser-Scanner. Er ermöglicht die dreidimensionale Datenerfassung der Kopfgeometrie und die Erfassung der Reflexion der Hautoberfläche und gestattet, auch lebende Objekte dreidimensional abzutasten. Aus der berührungslosen und materialunabhängigen 3D-Oberflächenerkennung entsteht eine Punktwolke.

Die Koordinaten der gemessenen Punkte werden aus den Winkeln und der Entfernung in Bezug zum Ursprung (Gerätestandort) ermittelt. [34]

Nach Soncul et al. (1999) [84] sind die Vorteile des Gesichtslasers seine Schnelligkeit, die Non-Invasivität des Verfahrens, sowie die dreidimensionale Darstellung. Jedoch beschränken die hohen Kosten die routinemäßige Anwendung dieses Verfahrens.

### **1.1.2.3 Holografie**

1948 gelang dem Physiker Dennis Gabor die Entdeckung der Holografie. Diese Pionierarbeit brachte ihm 1971 den Nobelpreis ein, wenngleich ihm zum damaligen Zeitpunkt zur optimalen Umsetzung dieser Idee eine geeignete Lichtquelle fehlte. Erst Anfang der 60er Jahre, kurz nach der Entdeckung des Lasers, erlebte die bis dahin etwas in Vergessenheit geratene Technik der Holografie einen enormen Aufschwung.

Die Arbeitsgruppe "Holografie und Lasertechnologie" unter Leitung von Prof. Dr. Peter Hering entwickelte 2002 ein System zur dreidimensionalen Gesichtsprofilvermessung, mit dem fotorealistische 3D-Computermodelle der Patienten erstellt werden konnten.

Das verwendete gepulste Lasersystem hat eine extrem kurze Belichtungszeit von 25 ns, wodurch ein Verwackeln der Bilder vermieden wird. Es genügt eine einzige holografische Portraitaufnahme des Patienten, deren dreidimensionale Oberflächeninformation mit einer Digitalkamera schichtweise aufgezeichnet wird. Aus den so gewonnenen Daten kann ein 3D-Computermodell des Gesichtsprofils des Patienten rekonstruiert werden. Laut Bongartz [14] besteht zukünftig der wichtigste Entwicklungsschritt darin, das System an die Anforderungen im klinischen Alltagsbetrieb anzupassen und die klinische Relevanz des Messverfahrens zu evaluieren.

### **1.1.2.4 Computertomografie / digitale Volumentomografie**

Die Computertomografie (CT) wurde 1971 von G. Hounsfield und A. Cormack unabhängig voneinander entwickelt und brachte beiden 1979 den Nobelpreis ein.

Sie erzeugt überlagerungsfreie, maßstabsgetreue Schnittbilder und eignet sich damit als radiologisch-diagnostisches Verfahren zur Darstellung von Hart- und Weichgewebsstrukturen.

Aus den gespeicherten digitalen Rohdaten können ohne erneute

Aufnahme sekundäre Rekonstruktionen verschiedener Schnittebenen sowie dreidimensionale Oberflächendarstellungen angefertigt werden. [43] Zur dreidimensionalen topographischen Beurteilung werden am Bildschirm interaktiv Messpunkte, Symmetrieebenen, Strecken und Winkel in den 3D-Bildern definiert und eingeblendet.

Diese Methode erlaubt eine hohe Qualität der Behandlungsplanung und ermöglicht es, die Durchführbarkeit der geplanten Therapieschritte frühzeitig zu beurteilen.

Angesichts der beträchtlichen Kosten, des großen Zeitaufwandes und der Strahlenbelastung für den Patienten, ist eine routinemäßige Anwendung dieser Technik nicht indiziert. [24]

Die digitale Volumentomografie (DVT) ermöglicht seit 1997 ebenfalls die dreidimensionale Darstellung des Gesichtsschädels.

Die DVT erzeugt eine konstante und damit kalkulierbare Vergrößerung. Sie ermöglicht eine vielfältige Bildnachbearbeitung [53], wohingegen die Artefaktbildung durch metallische Zahnrestorationen im Gegensatz zum CT nur von geringer Bedeutung [42] ist. Bezüglich der Strahlenexposition liegt die DVT zwischen konventioneller Röntgendiagnostik und CT und sollte somit nicht als Standardtechnik bei zahnärztlichen bzw. kieferorthopädischen Behandlungen verwendet werden. Als weiterer Nachteil der DVT gilt die zur präzisen Weichteilanalyse unzureichende Schärfe der erzeugten Bilddateien.

### **1.1.2.5 Stereophotogrammetrie**

Mit Einführung der stereoskopischen Aufnahmetechnik in die photogrammetrische Messtechnik vor gut 100 Jahren gelang eine Innovation in der detailgetreuen Erfassung von Objekten.

Die dreidimensionale Stereophotogrammetrie zur Aufnahme von Gesichtsoberflächen ist die Weiterentwicklung der zweidimensionalen Fotoanalyse. Sie wurde 1957 von Thälman Degen [93] entwickelt und 1971 von Burke und Beard [18] überarbeitet. Vor der Aufnahme wurden die Referenzpunkte auf dem Patientengesicht markiert und anschließend gleichzeitig



von zwei Fotokameras, die in unterschiedlichen Winkeln angeordnet waren, aufgenommen. [56] Rasse et al. erklärten 1991 [68], wie der Computer die dreidimensionalen Daten über das Verfahren der optischen Triangulation berechnet.

Die Stereophotogrammetrie nutzt dabei die Perspektiven verschiedener Kamerapositionen zur Darstellung dreidimensionaler Oberflächen. Sie arbeitet wie das menschliche Sehorgan, welches mit beiden Augen ein Objekt aus verschiedenen Blickwinkeln betrachten kann und infolgedessen in der Lage ist, dreidimensionale Abstände zu ermitteln.

Zur Kodierung der relativen Höhe der einzelnen Objektpunkte ist dabei eine strukturierte Beleuchtung erforderlich. Dazu wird ein definiertes Streifenmuster von parallelen hellen und dunklen Streifen unterschiedlicher Breite auf das Objekt projiziert und das so beleuchtete Objekt durch mindestens eine CCD-Kamera (elektronische Kamera mit CCD-Chips) erfasst.

Bei Kenntnis der Strahlrichtung und des Abstandes zwischen Kamera und Lichtquelle lässt sich der Abstand vom Objekt zur Kamera bestimmen – die Objektpunktkoordinaten können somit in einem übergeordneten Koordinatensystem berechnet werden. Die Verbindung Kamera-Lichtquelle sowie die beiden Strahlen von und zum Objekt bilden hierbei ein Dreieck, woher sich die Bezeichnung Triangulation ableitet. Das Verfahren erlaubt eine Bestimmung des Oberflächenreliefs mit der Genauigkeit von bis zu 0,01 mm. Durch die Projektion des Streifenmusters kann die Distanzinformation zu allen Punkten des Musters berechnet werden.

Die 3D-Messpunkte werden in einem so genannten Rasterdatensatz gespeichert. Für jedes Pixel sind darin die 3D-Koordinaten des zugehörigen Messpunktes notiert.

Aufgrund kurzer Messzeiten ist es möglich, Gesichtsoberflächen ohne Bewegungsartefakte zu erfassen.

## 2 Ziel der Arbeit

Zusammenfassend ist eine rasante Entwicklung der Computertechnik in den letzten Jahrzehnten erkennbar, welche eine immer genauere Bestimmung von räumlichen Messpunkten sowie die Berechnung und Interpretation von Winkeln und Strecken und damit die Analyse von Weichteilproportionen ermöglicht. Das wachsende Interesse an Weichteildiagnostik ist dabei ein wichtiger Katalysator für die Entwicklung alternativer bildgebender Verfahren. Die dreidimensionale stereophotogrammetrische Vermessung des Gesichtsschädels stellt dabei ein neues diagnostisches Hilfsmittel dar, dass mit hoher Genauigkeit eine strahlungsfreie Befundaufnahme zulässt. Die in dieser Arbeit angewendete dreidimensionale Aufnahmetechnik mithilfe des Programms FaceSCAN/BodySCAN® der Firma 3D-Shape GmbH, Erlangen erreicht ein Optimum an Genauigkeit und Messgeschwindigkeit und bringt als strahlungsfreies Verfahren zur Gesichtsvermessung für Patient und Arzt gleichermaßen Vorteile.

Ziel der Arbeit war:

1. die Überprüfung der Reliabilität der verwendeten Messpunkte
2. die Ermittlung von Durchschnittswerten für eine dreidimensionale Weichteilanalyse
3. die Überprüfung Darstellung von Korrelationen zwischen den vertikalen Werten der Fernröntgenseitenanalyse mit denen der dreidimensionalen Weichteilanalyse
4. die Ermittlung prognostischer Parameter mittels eines multivariaten statistischen Verfahrens, der sogenannten Diskriminanzanalyse

## **3 Material und Methode**

### **3.1 Probandengut**

#### **3.1.1 Allgemeine Auswahlkriterien**

Für die vorliegende Arbeit wurde von insgesamt 100 erwachsenen Patienten prätherapeutisch im Zeitraum von März 2006 bis März 2007 jeweils eine Fernröntgenseitenaufnahme und eine dreidimensionale Stereophotogrammetrieaufnahme in der Röntgenabteilung der Poliklinik für Kieferorthopädie Würzburg angefertigt.

In die Studie wurden 53 weibliche und 47 männliche Patienten einbezogen, unter denen aufgrund der zufälligen Auswahl eine unterschiedlich hohe Anzahl an Klasse 1-, Klasse 2- und Klasse 3-Verzahnungen repräsentiert war.

Zum Zeitpunkt der Untersuchung befand sich keiner der Patienten in aktiver kieferorthopädischer Behandlung, jedoch wurde nicht zwischen Patienten mit früherer kieferorthopädischer Behandlung und solchen ohne Behandlung unterschieden.

Es wurden ausschließlich Patienten kaukasischer Herkunft ausgewählt, die keine Lippen-Kiefer-Gaumen-Segelspalten, Anomalien der Zahnzahl oder Syndrome aufwiesen.

### 3.1.1.1 *Alter*

Das Alter der Patienten bewegte sich zwischen 21 und 37 Jahren, bei einem Durchschnittsalter von 25,4 Jahren. (Abb. 3.1)

Die Gruppe der Männer war mit einem durchschnittlichen Alter von 26,4 Jahren (minimal 23, maximal 37 Jahre) älter als die Gruppe der Frauen mit einem durchschnittlichen Alter von 24,5 Jahren (minimal 21, maximal 32 Jahre).

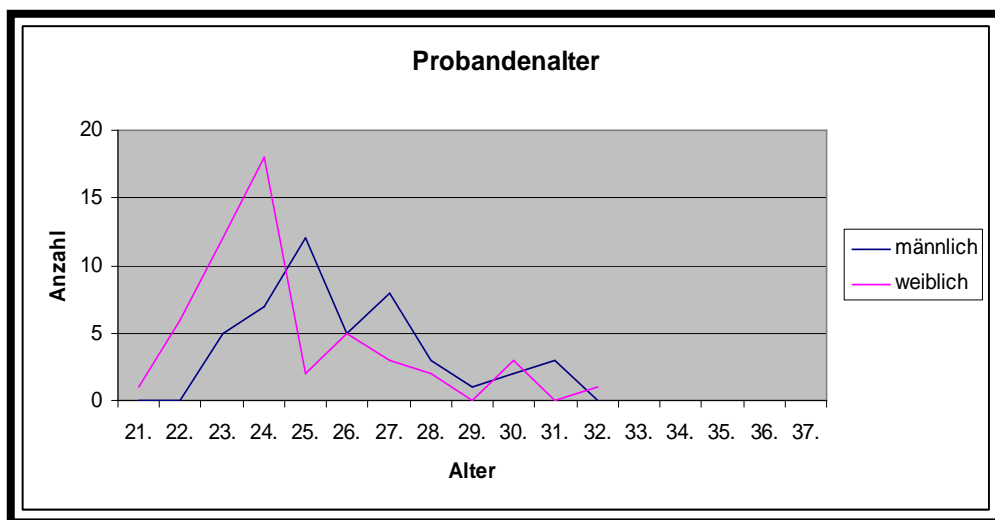


Abbildung 3.1

### 3.1.1.2 *Body Mass Index (BMI)*

Im Rahmen der Datenerhebung wurde der Body-Mass-Index (= Quotient aus Körpermasse und Körpergröße<sup>2</sup>) errechnet. Er gilt als Richtlinie für die Bewertung des Körpergewichts eines Menschen.

Der BMI der untersuchten Patienten bewegte sich zwischen 17 kg/m<sup>2</sup> und 31 kg/m<sup>2</sup> und betrug im Durchschnitt 22,02 kg/m<sup>2</sup>. (Abb. 3.2)

Riolo et al. zeigten 1987 in ihren Untersuchungen, dass ein vergrößerter Body Mass Index einen signifikanten Effekt auf das Verhältnis zwischen Skelett und darüberliegendem Weichgewebe hat. [72] Daher wurden zur Ermittlung der Durchschnittswerte Patienten, deren BMI außerhalb der

Normwerte lag, nicht in die Studie aufgenommen, um Verfälschungen der untersuchten Weichteilproportionen durch Unter- oder Übergewicht zu vermeiden.

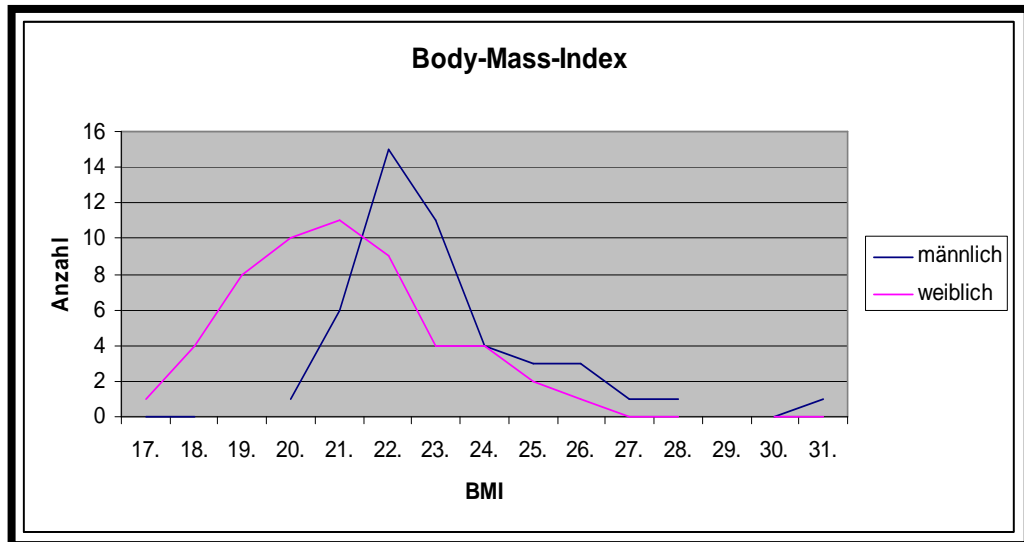


Abbildung 3.2

## 3.2 Gesichtsvermessung

### 3.2.1 Fernröntgenseitenaufnahme (FRS)

#### 3.2.1.1 *Aufnahmetechnik*

Die Aufnahmen wurden standardisiert unter Verwendung eines Kephalostaten in der Norma lateralis angefertigt, um eine reproduzierbare Markierung von Referenzpunkten gewährleisten zu können. Das Kephalostat diente dazu, den Kopf des Patienten in der Mediansagittalebene parallel zur Filmebene und senkrecht zum Zentralstrahl auszurichten. Während der Aufnahme nahm jeder Patient in entspannter, aufrechter Körperhaltung die Schlussbissstellung ein. Bei

Körpergrößen zwischen 136 cm – 190 cm wurden die Patienten stehend, bei darüber liegenden Körpergrößen sitzend auf einem feststehenden, höhenverstellbaren Stuhl positioniert.

Die Distanz zwischen Fokus und Kopfmittle betrug 1,5 m, während der Abstand Kopfmittle – Film in allen Fällen mit 0,18 m gehalten wurde. Der Objekt – Film-Abstand sollte minimal gewählt werden, um eine weitgehend originalgetreue Reproduktion des Gesichtsschädels zu erreichen und Vergrößerung oder Verzerrungen bestmöglich zu verhindern.

Nach erfolgter Patienteneinstellung wurden die Werte der verschiedenen Skalen am Kephelometer sowie der angezeigte Bezugswert der eingestellten Höhe notiert, um eine Reproduzierbarkeit für Wiederholungsaufnahmen zu gewährleisten.

Verwendet wurde das Röntengerät Sirona Orthophos XG 5 (Abb.3.3) mit einer konstanten Strahlzeit von 9,4 s. Vergleichbar zu einer konventionellen Röntgenfilmaufnahme mit der Empfindlichkeitsklasse 200 bedeutet dies eine effektive Belichtungszeit von ca. 270 ms.

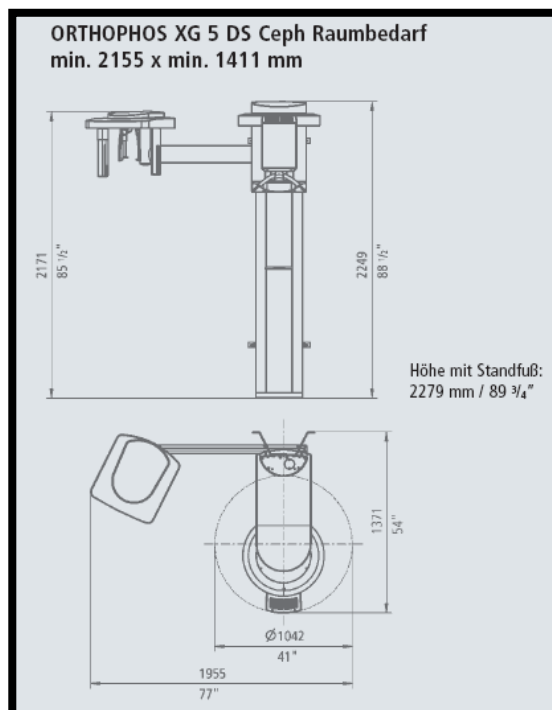


Abbildung 3.3

#### Technische Beschreibung:

- \* Nennspannung: 230-240V
- \* Nennstrom: 12A
- \* Nennfrequenz: 50/60Hz
- \* Netzzinnenwiderstand: 0,8Ohm
- \* Leistungsaufnahme: 2,8kVA
- \* Röhrenspannung: 60-90kV
- \* Röhrenstrom: 9-16mA

Zur Bildspeicherung und -bearbeitung wurden die Programme fr-win® (Computer konkret AG) und Sidexis® Version 2.2. (Siemens AG 1996) verwendet, welche Erfassung, Bearbeitung, Analyse, Import und Export, sowie Archivierung der digitalen Röntgenbilder vereinigen.

Die Fernröntgenaufnahmen wurden zur manuellen Durchzeichnung zunächst ausgedruckt und dann mit dem Profil nach rechts auf einen Lichtkasten gelegt. Danach erfolgte mit einem Bleistift die Durchzeichnung der wichtigsten Knochenstrukturen, die zur Orientierung der Messpunkte dienen. Strukturen, die auf der Röntgenaufnahme eine Doppelkontur zeigen, wurden als gemittelte Kontur eingezeichnet. Strecken- und Winkelmessungen erfolgten mit einem Geodreieck mit Millimeter- und Gradeinheiten. Die Messgenauigkeit betrug dabei 0,5 Millimeter respektive 0,5 Winkelgrade.

### **3.2.1.2 Röntgenkephalometrische Analyse**

Die Analyse der Fernröntgenbilder erfolgte nach der Würzburger Methode, welche angelehnt ist an die Analyse von Rakosi [67]. Da in der vorliegenden Studie nur vertikale Korrelationen ermittelt werden sollten, wurde die verwendete kephalometrische Analyse ausschließlich auf vertikale Messpunkte und Winkel reduziert, welche den Gesichtsschädelaufbau bzw. das Wachstumsmuster charakterisieren. Eine ausführliche Beschreibung aller aufgelisteten Messpunkte und Winkel befindet sich im Anhang.

#### **3.2.1.2.1 Messpunkte**

- <b>S</b>	Sella	- <b>Spp</b>	Spina nasalis posterior
- <b>N</b>	Nasion	- <b>Gn</b>	Gnathion
- <b>Ba</b>	Basion	- <b>Go</b>	Gonion
- <b>Ar</b>	Artikulare	- <b>Spa</b>	Spina nasalis anterior
- <b>Me</b>	Menton	- <b>Pt</b>	Pterygoidale

### **3.2.1.2.2                      *Winkel und Strecken***

- Summenwinkel
- NSAr
- SArGo
- ArGoMe
- NGoAr
- NGoMe
- SGo/NMe x 100
- NSBa
- SpP-MeGo
- SN-MeGo
- Ramus ascendens
- Facial axis

### **3.2.1.3                      *Interpretation der Messwerte***

Der Gesichtsschädelaufbau beschreibt die vertikalen Gesichtsproportionen, wobei zwischen ausgeglichen, horizontal und vertikal unterschieden werden kann. Er wird durch ein unterschiedliches Wachstum der hinteren und vorderen Gesichtsschädelbereiche bestimmt. [28] Dabei wird die hintere Gesichtshöhe durch das kondyläre Wachstum des aufsteigenden Astes bestimmt, während im vorderen Bereich das sutural - alveoläre Wachstum dominiert.

Morphologisch ist der **horizontale** Gesichtsschädelaufbau durch folgende Erscheinung charakterisiert: [12]

- langer und breiter aufsteigender Ast des Unterkiefers
- breite Symphyse
- gekrümmter Mandibularkanal



- hohe Basis des Unterkieferkörpers

Der **vertikale** Gesichtsschädelaufbau dagegen ist durch folgende Merkmale gekennzeichnet:

- kurzer und schmaler Ramus ascendens
- dünne Symphyse
- gerader Mandibularkanal
- schmale Unterkieferbasis

Die Länge des Ramus ascendens wird metrisch (nach A.M. Schwarz) [80] gemessen und dient ebenso der Einteilung in vertikales bzw. horizontales Wachstumsmuster.

Folgende Winkelmessungen sind für die Bewertung des Wachstumsmusters bzw. des Gesichtsschädelaufbaus ausschlaggebend:

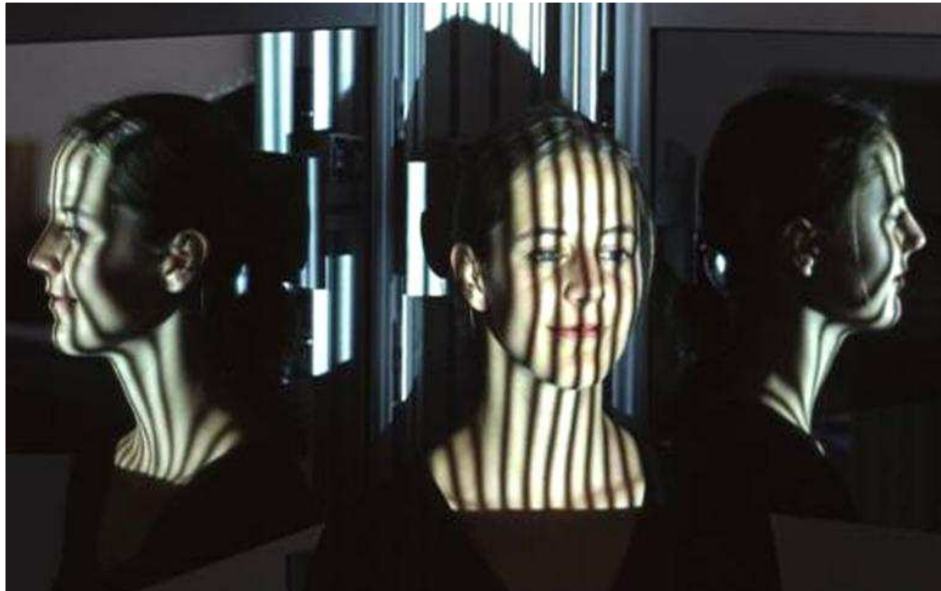
- Summenwinkel
- Winkel SN-MeGo
- Gesichtshöhenverhältnis
- Kieferwinkel
- Basiswinkel unter Berücksichtigung des Inklinationwinkels

## **3.2.2 Dreidimensionale Stereophotogrammetrie**

### **3.2.2.1 *Aufnahmetechnik***

Mittels des Projektors XGA wurde ein Streifenmuster mit sinusförmiger Lichtintensitätsverteilung auf die zu erfassende Gesichtsoberfläche projiziert. Anschließend wurde das Programm FaceSCAN/BodyScan® (3D-Shape GmbH) geöffnet und der Patientennamen eingegeben. Im nun abgedunkelten Raum war ein Livebild des Patienten auf dem Monitor

sichtbar, so dass dieser anhand eines roten Lichtkreuzes und eines Rasters mittig positioniert werden konnte. Dabei mussten der Kopf hinten angelehnt, die Augen geöffnet und sämtliche Haare aus dem Gesicht gehalten sein. (Abb. 3.4 und 3.5)



**Abbildung 3.4**



**Abbildung 3.5**

Da die Lichtintensität bei diesem Verfahren gering ist und keine ionisierende Strahlung verwendet wird, sind keinerlei Sicherheitsvorkehrungen zum Schutz des Patienten notwendig.

Die Messdauer beträgt 0,3s, die Messunsicherheit ist mit 0,1mm zu verzeichnen. Der Sensor verfügt über zwei CCD- Kameras, um Abschattungen z.B. im Nasenbereich zu vermeiden und einen möglichst großen Gesichtsbereich zu erfassen.

Es wurden zwei Pentax Kameras verwendet, welche innerhalb eines Aufnahmevorgangs für den jeweiligen Probanden 16 Einzelaufnahmen ermöglichen. Die Bilder der phasenversetzten Streifen wurden mit Hilfe eines spezialisierten Algorithmus in vier Schritten zu einem 3D-Bild der Objekt Oberfläche zusammengesetzt. Nach der Aufnahme wurden diese 4 Bilddateien im „ddd-Format“ (= 3D-Tool Dateiformat) dargestellt, die sich als sogenannte „Punktwolke“ mit der Software 3D-Viewer® (3D-Shape GmbH, Erlangen) darstellen ließen. Die beiden CCD-Kameras werden gemeinsam kalibriert, so dass die resultierenden dreidimensionalen Messpunkte beider Kameras im gleichen Koordinatensystem liegen.

Das Softwareprogramm 3D-Viewer® (3D-Shape GmbH, Erlangen) ermöglicht die Visualisierung, Analyse und manuelle Nachbearbeitung der 3D-Daten. Zur Modellierung der Gesichtsoberfläche werden die zwei Rasterdatensätze der beiden Kameras zu einem Datensatz zusammengefügt und in drei Hauptschritten bearbeitet: Netzmodellierung, Netzverschmelzung und Nachbearbeitung.

Diese Arbeitsschritte sind zur weiteren Auswertung der Gesichtsoberflächen erforderlich, so dass die Rohdaten zunächst in Form der ddd-Dateien in die Auswertesoftware SLIM® (3D-Shape GmbH, Erlangen) importiert werden müssen.

Daraufhin werden folgende Verarbeitungsschritte ausgeführt:

- **Filtern:** Hier sind verschiedene Vorverarbeitungsstufen wie Gauß-, Erosions- oder Medianfilter zusammengefasst.
- **Grob Registrieren:** Die grobe Ausrichtung der Einzelansichten

erfolgt vollautomatisch oder interaktiv durch den Anwender.

- **Triangulieren:** In diesem Schritt wird aus den beiden ursprünglichen Rasterdatensätzen jeweils ein Dreiecksnetz erzeugt, welches geglättet wird. Optional kann der Datensatz anschließend ausgedünnt werden, um die Rechenzeit nachfolgender Bearbeitungsschritte zu minimieren.
- **Paarweise Registrieren:** Durch eine automatische paarweise Feinjustierung werden die Abweichungen zwischen den überlappenden Ansichtspaaren minimiert.
- **Global Registrieren:** Die abschließende globale Feinjustierung minimiert die Abweichungen aller überlappenden Ansichten untereinander.
- **Verschmelzen:** In diesem Schritt wird die eigentliche Verschmelzung der beiden Dreiecksnetze zu einem einzigen Dreiecksnetz durchgeführt. Es folgt eine Netzbereinigung zur Entfernung von Artefakten.
- **Nachbearbeiten:** In diesem Schritt können optional nochmals Lücken in der Netzoberfläche geschlossen werden. Nach diesem Schritt werden wiederum entstandene Artefakte entfernt. Ebenso wird nochmals eine Flächenglättung durchgeführt. Optional kann auch noch eine Netzausdünnung durchgeführt werden.

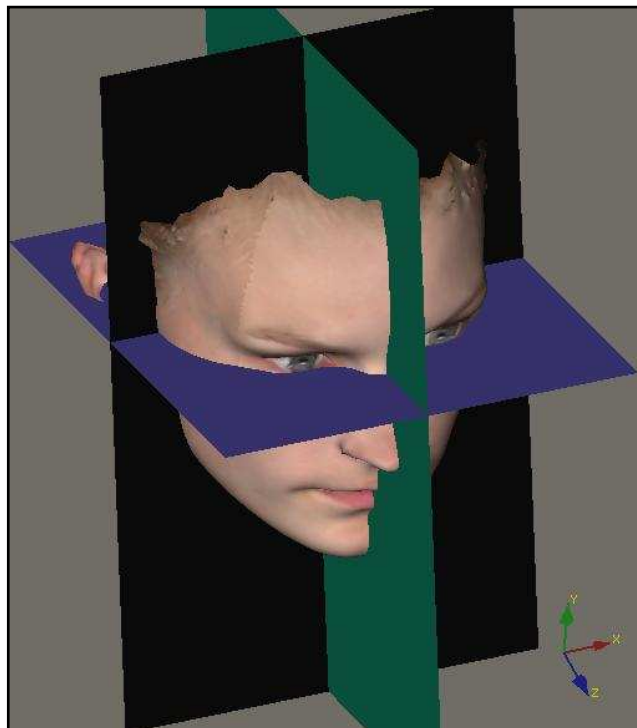
Um die berechneten Dreiecksnetze in anderen Programmen verwenden zu können, mussten sie in gängige Netzformate wie **STL**- oder **OBJ**-konvertiert werden. Die fertige dreidimensionale Bilddatei „Final.stl“ wurde nun in das Programm maxilim® 2.0.1 (Fa. Medicim, Belgien) importiert.

Nach Auswahl der gewünschten Analyse wurden in Anlehnung an Swennen et al. [89] eine horizontale (x), eine vertikale (y), sowie eine mediane (z) 3D-Referenzebene festgelegt (Abb. 3.6).

Nach manuellem Festlegen der Punkte Endokanthion, Supraaurale und Pupillenpunkt wurde durch das Programm maxilim® ein kartesisches Koordinatensystem errechnet, das als reproduzierbares Referenzsystem

diente. Die dabei ermittelte horizontale Ebene lag  $6.6^\circ$  unterhalb der Kanthion-Supraurale-Pupillenpunkt-Ebene. Die vertikale 3D-Referenzebene (y) wurde errechnet als eine senkrechte Ebene zur horizontalen 3D-Referenzebene, durch den um 77,2 mm nach dorsal verschobenen konstruierten Pupillenpunkt. Die mediane Referenzebene (z) wurde als eine Senkrechte zur horizontalen und vertikalen Referenzebene durch den konstruierten Pupillenpunkt errichtet. [90]

Blau: Horizontal  
Grün: Sagittal  
Schwarz: Vertikal



**Abbildung 3.6**

In Anlehnung an Farkas [29] wurden für die Weichteilanalyse 10 anthropometrische Messpunkte festgelegt und nach vorgegebener Reihenfolge so präzise wie möglich gesetzt. Nach dem Setzen des letzten Punktes errechnete die Software selbstständig die zuvor manuell festgelegten Winkel und Strecken.

Anschließend wurden ein schriftlicher Report als html-Datei gespeichert und die Zahlenwerte in eine Excel-Tabelle überführt. Dies ermöglichte die Weiterverarbeitung und Analyse der erzielten Messungen:

### A) Lineare Messungen

- Distanz zwischen zwei Referenzpunkten
- Abstand zu einer Ebene
- Abstand zwischen 2 Punkten nach Projektion auf eine Ebene
  - Höhe
  - Breite
  - Tiefe

### B) Anguläre Messungen

- Winkel zwischen 3 Punkten nach Projektion auf eine Ebene
- Winkel zwischen 4 Punkten nach Projektion auf eine Ebene
- Winkel zwischen 2 Punkten nach Projektion auf eine Ebene und einer anderen Ebene

### C) Proportionale Messungen

- Verhältnis zwischen linearen Messungen
- Verhältnis zwischen angulären Messungen

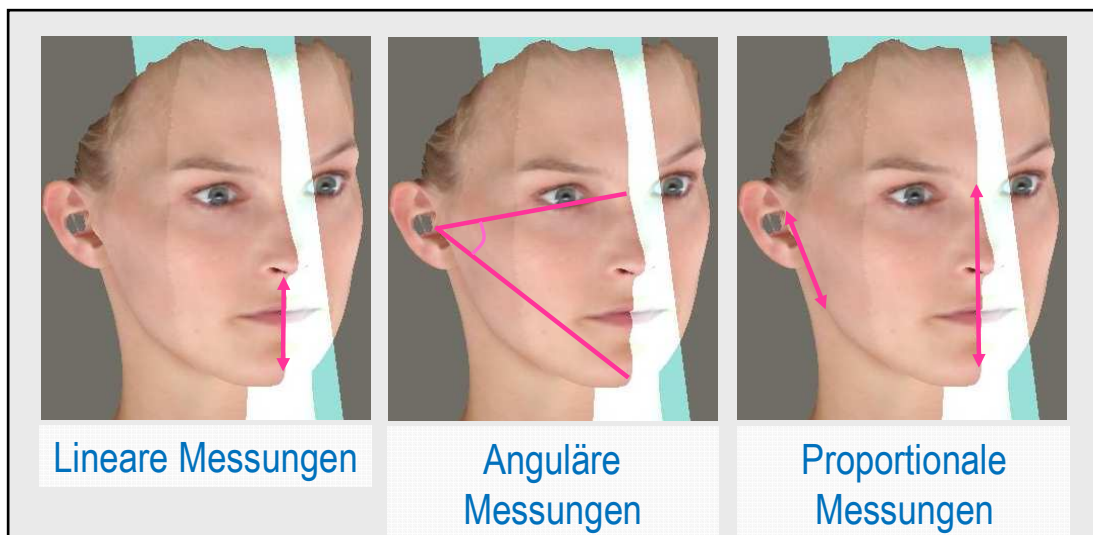


Abbildung 3.7

### 3.2.2.2 *Dreidimensionale Weichteilanalyse*

#### 3.2.2.2.1 3D - Messpunkte

Im Folgenden werden die 10 Messpunkte genannt, welche für die vertikale Weichteilanalyse von Bedeutung waren. Eine genaue Beschreibung der einzelnen Messpunkte befindet sich im Anhang.

- |    |            |            |     |                |            |
|----|------------|------------|-----|----------------|------------|
| 1. | <b>pg</b>  | Pogonion   | 6.  | <b>go(l/r)</b> | Gonion     |
| 2. | <b>prn</b> | Pronasale  | 7.  | <b>n</b>       | Nasion     |
| 3. | <b>sl</b>  | Sublabiale | 8.  | <b>po(l/r)</b> | Porion     |
| 4. | <b>sn</b>  | Subnasale  | 9.  | <b>ss</b>      | Subspinale |
| 5. | <b>gn</b>  | Gnathion   | 10. | <b>t (l/r)</b> | Tragion    |

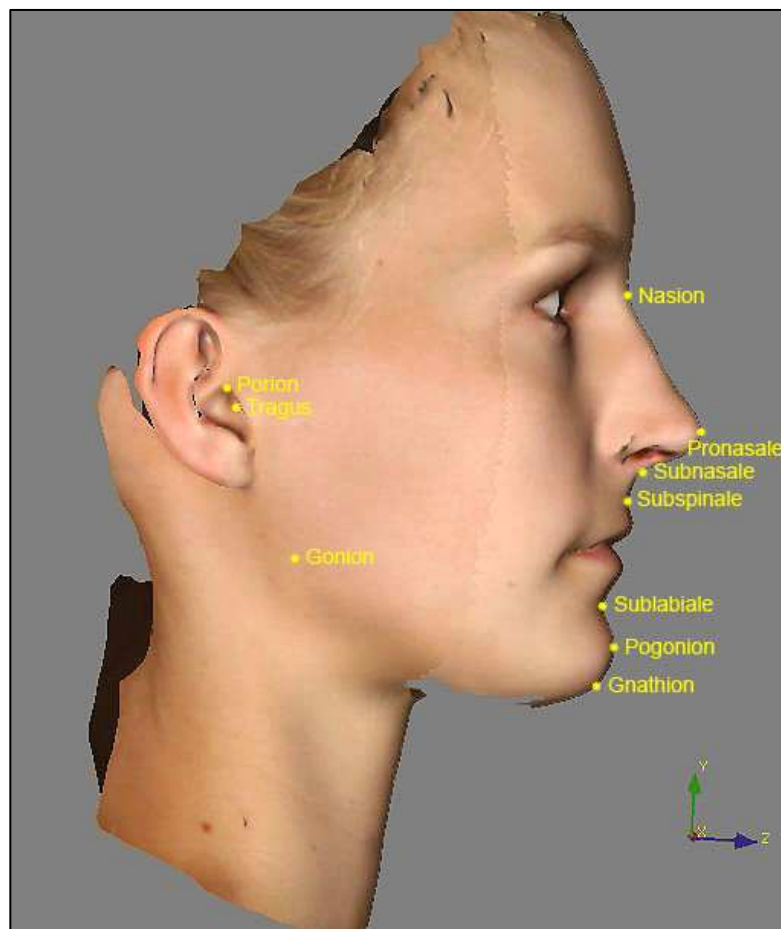


Abbildung 3.8

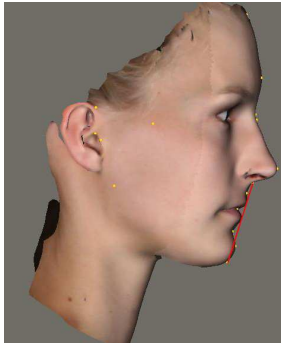
### **3.2.2.2                      3D - Winkel und Strecken**

Um eine übersichtlichere Darstellung zu erreichen, wurde für die Winkel und Strecken eine fortlaufende Nummerierung (V1 – V18) verwendet. Eine ausführliche Beschreibung findet sich wiederum im Anhang.

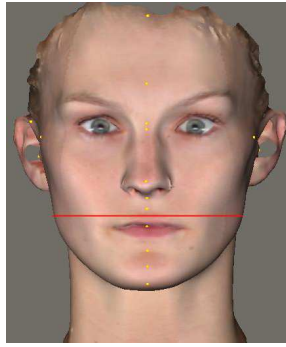
- V1**    Subnasale-Gnathion
- V2**    Gonion (rechts)-Gonion (links)
- V3**    Verhältnis zwischen Tragus-Subnasale-Tragus und Tragus-Gnathion-Tragus
- V4**    Subnasale-Vertikalebene
- V5**    Tragus (r)-Gnathion
- V6**    Tragus (r)-Subnasale
- V7**    Nasion-Pronasale-Pogonion
- V8**    Nasion-Gonion-Gnathion
- V9**    Nasion-Tragus-Pogonion
- V10**    Nasion-Subnasale-Pogonion
- V11**    Tragus (r)-Subnasale-Tragus (l)
- V12**    Tragus (r)-Gnathion-Tragus (l)
- V13**    Tragus(r)-Nasion-Subspinale
- V14**    Winkel zwischen Subnasale-Porion und Gonion-Gnathion
- V15**    Verhältnis zwischen Subnasale-Vertikalebene und Pogonion-Vertikalebene
- V16**    Verhältnis zwischen Tragus-Subnasale und Tragus-Gnathion
- V17**    Verhältnis zwischen Nasion-Subnasale und Nasion-Gnathion
- V18**    Verhältnis zwischen Subnasale-Gnathion und Nasion-Gnathion



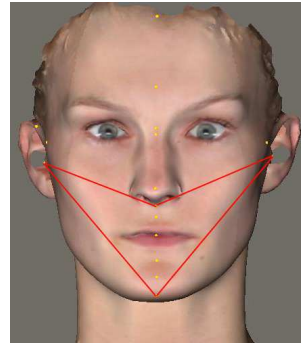
V1



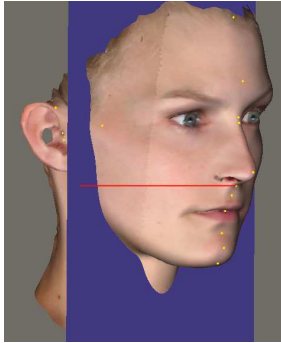
V2



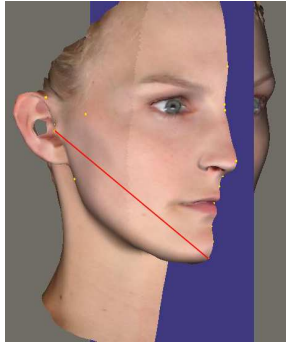
V3



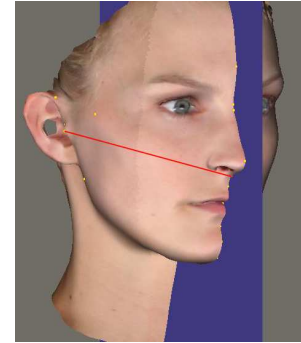
V4



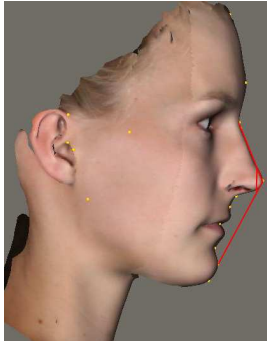
V5



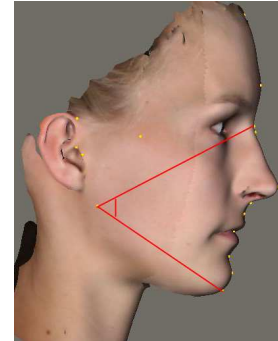
V6



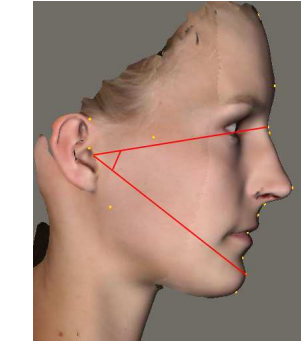
V7



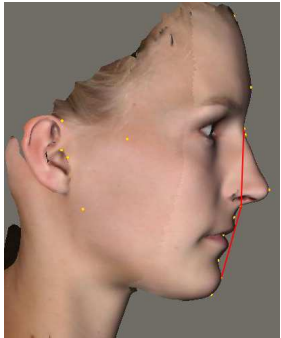
V8



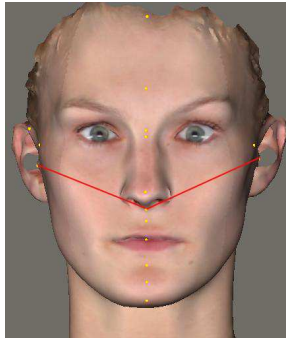
V9



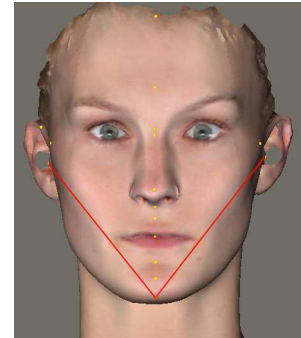
V10



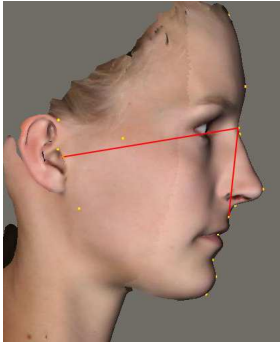
V11



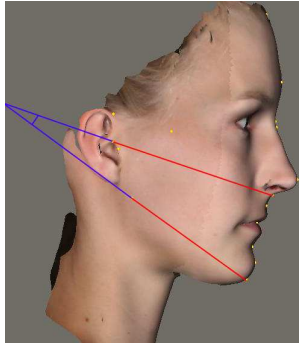
V12



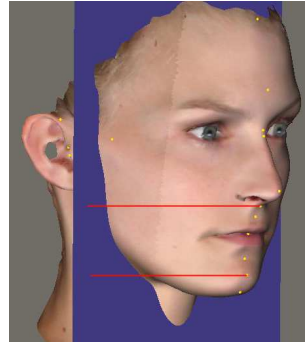
V13



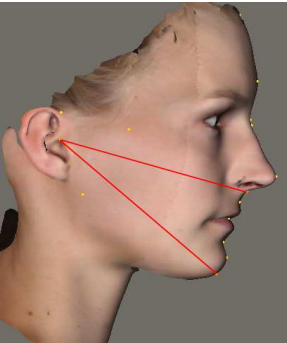
V14



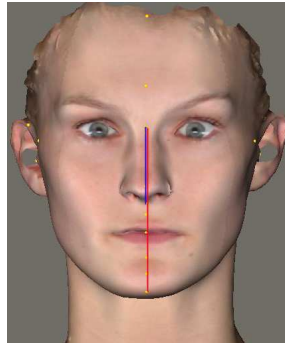
V15



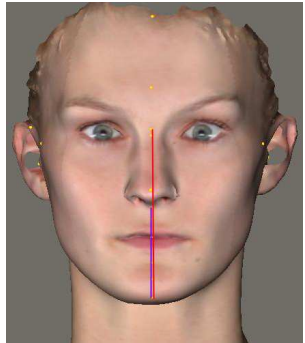
V16



V17



V18



## 3.3 Statistische Auswertung

### 3.3.1 Univariate Datenanalyse

Zur statistischen Auswertung wurden sämtliche Daten mittels EXCEL 2000<sup>®</sup> (Microsoft Deutschland GmbH, München) erfasst und tabellarisch in das Statistikprogramm SPSS<sup>®</sup> für Windows Version 10.0.7<sup>®</sup> (SPSS Inc., Chicago) eingelesen.

Von jeder Variablen wurden Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung bestimmt. Zudem wurde die Verteilung der Daten mit dem Kolmogorov-Smirnov Test überprüft. Mit diesem Test lässt sich die Verteilung einer Stichprobe auf Normalverteilung überprüfen. Eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung wurde für eine Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p < 0,05$  (Signifikanz (S) bei:  $p < 0,05^*$  = signifikant,  $p < 0,01^{**}$  = hoch signifikant,  $p < 0,001^{***}$  = höchst signifikant) angenommen. Der Kolmogorov-Smirnov Test wies eine Normalverteilung der Parameter auf.

Um Korrelationen zwischen fazialen und skelettalen Parametern zu ermitteln, wurde der Koeffizient nach Pearson bestimmt. Folgende Signifikanzniveaus fanden Verwendung:

$p < 0,001$  (\*\*\*)

$p < 0,01$  (\*\*)

$p < 0,05$  (\*)

$p \geq 0,05$  (n.s.) nicht signifikant

### 3.3.2 Multivariate Datenanalyse

Um Zusammenhänge zwischen einzelnen Variablen quantitativ und qualitativ beschreiben zu können, wurde eine sogenannte schrittweise Diskriminanzanalyse durchgeführt und eine Regressionsgleichung aufgestellt.

Die Diskriminanzanalyse ist eine statistische Methode, die es erlaubt, die Gruppenzugehörigkeit auf der Basis erfasster Merkmale vorherzusagen. Es handelt sich dabei um eine sogenannte multivariate Methode, d.h. es können komplexe Datensätze mit vielen Variablen und großen Fallzahlen ausgewertet werden.

Stellzig-Eisenhauer et al. [86] wiesen 2002 darauf hin, dass bei allen Vorteilen die Grenzen dieser Methode nicht außer Acht gelassen werden sollten: zum Einen wird die Erstellung eines multivariaten Modells durch die mitunter nur unzureichende Präzision bei der Identifikation der Messpunkte erschwert. Zudem beinhalten die verwendeten Messungen nicht zwangsläufig alle Variablen, die für eine exakte Unterteilung der Gruppen erforderlich wären. Um ein aussagekräftiges Diskriminanzmodell anzufertigen, ist außerdem ein relativ großer Patientenpool notwendig. Ferner gestaltet sich die Differenzierung bei geringen Abweichungen innerhalb der Gruppen als schwierig.

Die vorliegende Studie sollte aufklären, in welchem Maße die Patienten anhand der 3D-Weichteilanalyse bezüglich des vertikalen Gesichtsschädelaufbaus korrekt klassifiziert werden konnten und welche Variablen sich dafür am besten eigneten.

In Anlehnung an das von Schopf [79] entwickelte Prognoseschema wurden die Patienten anhand fünf kephalometrischer Messungen bezüglich ihres Gesichtsschädelaufbaus eingeteilt (Tab. 3.1):

<i><b>Winkel</b></i>		<i><b>Messpunkte</b></i>	<i><b>Definition</b></i>
<b>Basis Angle</b>	°	SpP-MeGo	Winkel zwischen Ober- und Unterkiefergrundebene
<b>Facial axis</b>	°	NBa-PtGn	Winkel zwischen den Referenzlinien N-Ba und Pt-Gn
<b>Lower Gonion</b>	°	NGoMe	Winkel zwischen den Punkten N, Go und Me
<b>Mandible inclination</b>	°	SNMeGo	Winkel zwischen der vorderen Schädelbasis und der Unterkiefergrundebene
<b>Face height index</b>	%	SGo/NMe x 100	Verhältnis zwischen der hinteren und der vorderen Gesichtshöhe (Jarabak)

Tabelle 3.1

Zur Beurteilung des Kieferwinkels wurde der untere Gonionwinkel (NGoMe) nach Jarabak herangezogen. Eine Verkleinerung weist auf einen horizontalen Gesichtschädelaufbau hin [67].

Zur Bewertung der vertikalen Lage der Kieferbasen wurde zum Einen der Interbasenwinkel (SpP-MeGo), der den Neigungsgrad des Unterkiefers zur Oberkieferbasis darstellt [67] einbezogen. Der Durchschnittswert wird mit 23° im 16. Lebensjahr angegeben, mit abnehmender Tendenz bei zunehmendem Alter. Zum Anderen wurde das Gesichtshöhenverhältnis, SGo/NMe x 100, bei dem es sich um das Verhältnis zweier linearer Messungen zueinander handelt, aufgenommen. Der Durchschnittswert dieser Messungen beträgt 65%.

Außerdem wurden drei weitere Messungen, nämlich der untere Gonionwinkel (NGoMe), die Facial axis (NBa-PtGn) und die Unterkieferneigung (SNMeGo) einbezogen. [39,71]

Wiesen drei oder mehr der Werte auf einen horizontalen Gesichtschädelaufbau hin (grün markierte Felder), wurde dieser Patient

als brachiofazial eingestuft, wenn dagegen mehr als drei Parameter vertikale Werte (gelb markierte Felder) aufwiesen, wurde von einem dolichofazialen Gesichtschädelaufbau ausgegangen. Messergebnisse in de mittleren weißen Feld wiesen auf ein ausgeglichenes Wachstum hin. (Abb. 3.9)

Mittels der schrittweisen Diskriminanzanalyse wurde anschließend überprüft, wie viele dieser Patienten anhand der 3D-Analyse identisch klassifiziert wurden und welche Parameter hierfür entscheidend waren.

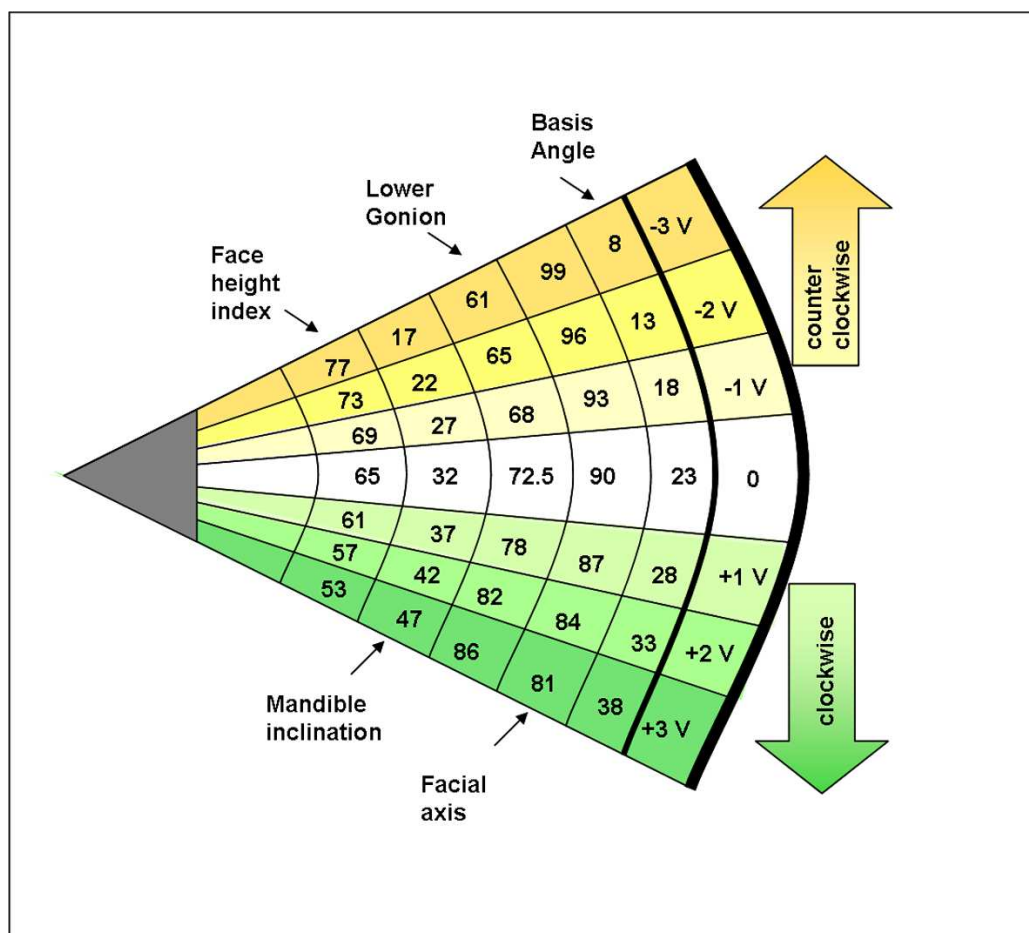


Abbildung 3.9

### 3.3.3 Methodenfehler

Zufällige Fehler variieren von Aufnahme zu Aufnahme und sind abhängig von der optischen Dichte, der Schärfe und der Komplexität radiographischer Aspekte.

Diese zufälligen Fehler beeinflussen den Mittelwert nicht, aber vergrößern die Varianz und dadurch auch die Standarddeviation. Dieser Effekt ist charakteristisch für kephalometrische Studien.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die systematischen Fehler durch Kalibrierung der Untersucherin in Bezug auf die Definition der Referenzpunkte und in dem Gebrauch der Bildbearbeitungsmethoden minimiert. Jede Durchzeichnung und Analyse fand unter vergleichbaren Bedingungen statt. Täglich wurden nicht mehr als 30 Aufnahmen vermessen, um Ermüdungserscheinungen zu reduzieren.

Um den totalen Methodenfehler resultierend aus der Lokalisation und Einzeichnung der Referenzpunkte und Referenzlinien zu bestimmen, wurde sowohl von den Fernröntgenseitenaufnahmen also auch von den 3D-Aufnahmen der Methodenfehler (MF) nach Dahlberg [23] berechnet. Der Dahlberg-Koeffizient zeigt auf, wie reliabel die einzelnen Werte beim zweimaligen Vermessen eines Probanden sind.

Es wurden 24 der 100 3D-Aufnahmen zwei Wochen nach der ersten Analyse wiederholt vermessen und anschließend der Fehler berechnet. Die FRS-Aufnahmen wurden ebenfalls nach zwei Wochen erneut durchgezeichnet, vermessen und der Fehler analysiert.

Der Koeffizient erhöht sich mit steigender Abweichung zwischen den unterschiedlichen Messungen. Er wurde anhand der folgenden Gleichung berechnet:

$$MF = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}}$$

d = Differenz zweier Einzelmessungen

n = Anzahl der untersuchten Patienten

Daneben wurde die Reliabilität der verwendeten Messwerte untersucht. Sie ist ein Maß für die Genauigkeit bzw. für die Zuverlässigkeit wissenschaftlicher Untersuchungen und gibt die Replizierbarkeit der Ergebnisse unter gleichen Bedingungen an. Die Bestimmung der Reliabilität aller verwendeten Methoden war für die Bewertung der Ergebnisse von großer Bedeutung, da Winkel oder Strecken, welche eine zu geringe Reliabilität aufwiesen, von der endgültigen Analyse ausgeschlossen werden sollten.



## 4 Ergebnisse

### 4.1 Durchschnittswerte

#### 4.1.1 Durchschnittswerte der Fernröntgenseitenanalyse

Tabelle 4.1 zeigt die Durchschnittswerte der kephalometrischen Winkelmessungen mit der jeweiligen Standardabweichung. Die ermittelten Werte sind für die gesamte Patientenanzahl und getrennt nach Geschlecht dargestellt.

Die Ergebnisse zeigen, dass keine größeren Abweichungen zwischen den männlichen und den weiblichen Patienten lagen. Einzig der metrische Parameter Ramus ascendens (gelb markiert) weist eine Differenz von 10 mm auf. Die Standardabweichung zeigt bei diesem kephalometrischen Wert mit 8,6 ebenfalls den höchsten Wert, d.h. hier war bei den Patienten insgesamt die größte Variabilität.

<b><i>Winkel</i></b>		<b><i>Mittelwerte Rakosi</i></b>	<b><i>Mittelwerte Gesamt (SD)</i></b>	<b><i>Mittelwerte männlich (SD)</i></b>	<b><i>Mittelwerte weiblich (SD)</i></b>
NSAr	°	123,5	124 (4,8)	124 (4,6)	123,8 (5)
SArGo	°	142,0	145,4 (6,6)	145 (5,7)	145,8 (7)
ArGoMe	°	128,5	118,7 (6,6)	117 (7)	120 (6)
Summen- winkel	°	394,0	388,1 ( 6,4)	386,2 (6,5)	389,8 (5,7)

NGoAr	°	55,0	48,8 (3,9)	48,3 (3,6)	49,3 (4)
NGoMe	°	72,5	69,9 (4,9)	68,8 (5)	70,8 (4,5)
NSBa	°	130,0	128,9 (4,7)	128,2 (4,8)	129,5 (4,6)
SpP-MeGo	°	23,0	21,3 (5,5)	20,2 (6)	22,2 (5)
SN-MeGo	°	33,5	28,5 (6,5)	26,5 (6,3)	30,2 (5,7)
SGo/NMex100	%	65,0	69,8 (5,4)	71,7 (5,5)	68 (4,69)
R. ascendens	mm	48,9	61,5 (8,6)	66,7 (7,8)	56,7 (6)
Facial axis	°	90,0	88,5 (4,0)	88,0 (4,0)	89,0 (4,0)

Tabelle 4.1

## 4.1.2 Durchschnittswerte der dreidimensionalen Weichteilanalyse

Folgende Tabelle zeigt die Durchschnittswerte aller dreidimensionalen Winkelmessungen mit der jeweiligen Standardabweichung. Auch hier werden die ermittelten Werte zum Einen für die gesamte Patientenzahl und zum Anderen getrennt nach Geschlechtern dargestellt.

<i><b>Winkel</b></i>		<i><b>Mittelwert Gesamt (SD)</b></i>	<i><b>Mittelwert männlich (SD)</b></i>	<i><b>Mittelwert weiblich (SD)</b></i>
V1	mm	63,5 (5)	67 (4)	61 (4)
V2	mm	127 (9,5)	134 (9)	121 (5)
V3	%	88,5 (3,5)	89 (4)	88 (3)
V4	mm	79 (3)	79 (3)	79 (2)

V5	mm	123 (8)	128 (6)	118 (5)
V6	mm	106,5 (6)	110 (5)	102,8 (3)
V7	°	128 (4,5)	127 (4)	128 (4)
V8	°	71 (4)	71 (4)	71 (4)
V9	°	66 (3)	66 (3)	66 (3)
V10	°	161 (5)	161 (5)	162 (5)
V11	°	71 (2,5)	71 (2)	71 (2)
V12	°	80 (4)	80 (4)	80 (4)
V13	°	76 (3)	77 (3)	75 (2)
V14	°	18 (3)	19 (3)	18 (3)
V15	%	116 (7,5)	116 (8)	116 (7)
V16	%	87 (3)	86 (3)	87 (3)
V17	%	46 (2)	45 (2)	46 (2)
V18	%	54 (2)	55 (2)	54 (2)

Tabelle 4.2

Es fällt auf, dass sich die Durchschnittswerte zwischen beiden Geschlechtern kaum unterscheiden. Lediglich die Werte V1, V2, V5 und V6 (gelb markiert) weisen bemerkenswerte Differenzen auf.

Die untere Gesichtsbreite V2 (Gonion (r) – Gonion (l)) zeigte mit einem Unterschied von 13 mm die größte Abweichung.

Der Winkel V5, welcher als die Strecke zwischen den auf die Medianebene projizierten Punkten Tragus (r) und Gnathion definiert ist, wies mit 10 mm ebenfalls eine große Differenz zwischen beiden Geschlechtern auf.

In allen vier Fällen waren die Gesichtsproportionen der weiblichen Probanden im Vergleich zu den männlichen kürzer bzw. schmaler, was mit der allgemein geringeren Körpergröße und –masse des weiblichen Geschlechts einhergeht und auch mit den kephalometrischen Ergebnissen korrespondiert.

V1

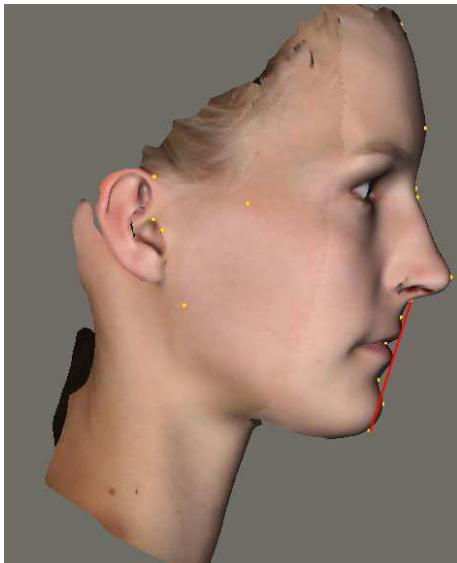


Abbildung 4.1

V5

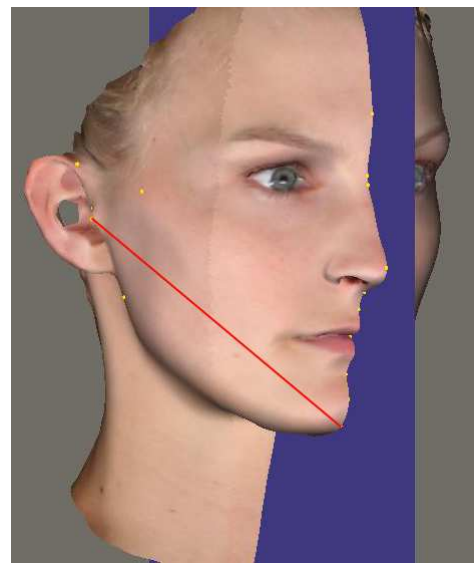


Abbildung 4.2

V2

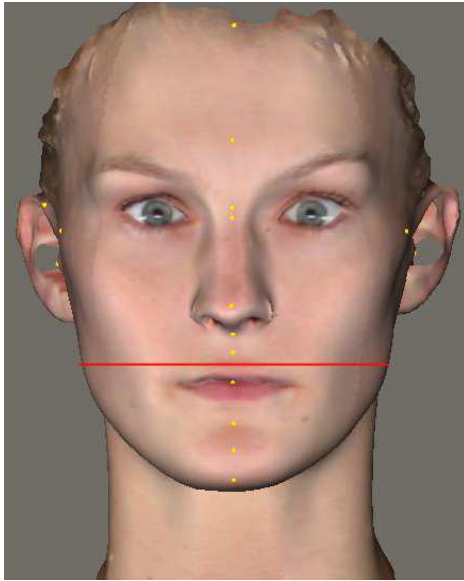


Abbildung 4.3

V6

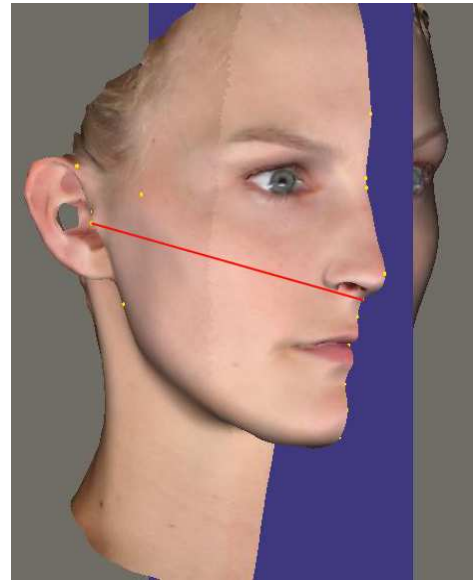


Abbildung 4.4

## 4.2 Reliabilität der verwendeten Messwerte

Wie auch in der Literatur beschrieben, war die Reliabilität der Weichteilpunkte geringer als die der Hartgewebsstrukturen [65].

### 4.2.1 Fernröntgenseitenanalyse

Bei der Fernröntgenauswertung entstehen zunächst Projektionsfehler (wie Überlagerungseffekte und Doppelkonturen) beim Erstellen der Aufnahme, da dreidimensionale Strukturen auf ein zweidimensionales Röntgenbild projiziert werden. Daneben sind Fehler bei der Identifizierung der

Referenzpunkte sowie Mess- und Übertragungsfehler von großer Relevanz.

Um den Fehlerumfang einschätzen zu können, wurden zunächst im Sinne einer Kalibrierung vor der eigentlichen Messung jeweils zwei Bilddateien 10 x vermessen und analysiert. Die Abweichung der Messwerte lag zwischen 0,5 und 1,5 mm. Die höchste Abweichung aller vermessenen Winkel verzeichnete der Summenwinkel. (Tabellen 2 und 3, Anhang)

<b><i>Winkel</i></b>		<b><i>Dahlberg-Koeffizient</i></b>
Summenwinkel	°	0,68
NSAr	°	0,45
SArGo	°	0,63
ArGoMe	°	0,34
NGoAr	°	0,37
NGoMe	°	0,42
SGo/NMe x 100	%	0,49
NSBa	°	0,52
SpPMeGo	°	0,49
SNMeGo	°	0,47
R. ascendens	mm	0,54
Facial axis	°	0,54

**Tabelle 4.3**

Wie Tabelle 4.3 zeigt, lagen alle errechneten Koeffizienten unter 1, d.h. sie unterlagen einem durchgehend geringen Methodenfehler und wiesen

dementsprechend eine hohe Reliabilität auf. Der Summenwinkel wies mit 0,68 den höchsten Wert und damit die geringste Reliabilität auf. Im Gegensatz dazu konnte mit dem Winkel ArGoMe mit einem Dahlberg-Koeffizienten von nur 0,34 eine ausgesprochen hohe Reliabilität erzielt werden.

## 4.2.2 Dreidimensionale Weichteilanalyse

Die Reliabilität der Messergebnisse der dreidimensionalen Weichteilanalyse wurde ebenfalls anhand des Dahlberg-Koeffizienten überprüft.

<b><i>Winkel</i></b>		<b><i>Dahlberg-Koeffizient</i></b>
V1	mm	1,03
V2	mm	1,58
V3	%	0,79
V4	mm	0,59
V5	mm	0,6
V6	mm	0,83
V7	°	0,51
V8	°	1,5
V9	°	0,83
V10	°	1,14
V11	°	0,54
V12	°	0,75

V13	°	0,53
V14	°	1,5
V15	%	2,05
V16	%	0,6
V17	%	0,48
V18	%	0,48

Tabelle 4.4

Die Werte verdeutlichen, dass die verschiedenen Punkte in ihrer Reliabilität stark variieren: die errechneten Dahlberg-Koeffizienten lagen zwischen 0,48 und 2,05. Dabei sollte jedoch berücksichtigt werden, dass bei einigen Winkeln der Mittelwert sehr hoch ist, wodurch das Ergebnis der Auswertung relativiert werden muss: So besitzt beispielsweise der Winkel V10 bei einem Mittelwert von 161 +/-5 einen Dahlberg-Koeffizienten von 1,14. In solch einem Fall kann die Winkelmessung auch bei erhöhtem Dahlberg-Koeffizienten als reliabel betrachtet werden, so dass lediglich der Wert V15 als nicht ausreichend zuverlässig angesehen wurde.

Hingegen zeigten beispielsweise die Winkel V17 und V18 mit einem Dahlberg von jeweils 0,48 eine ausgezeichnete Reliabilität.

### **4.3 Korrelationen zwischen den vertikalen Werten des FRS und der dreidimensionalen Weichteilanalyse**

Da die untersuchten Daten metrisch und normalverteilt waren, wurde der Korrelationstest nach Pearson verwendet.

Tabelle 4.5 zeigt alle zwei- und dreidimensionalen Winkel mit hoher



Reliabilität auf, welche gleichzeitig hochsignifikante Korrelationen (gelb markiert) miteinander aufweisen.

	NSAr	SAr Go	ArGo Me	Sum- men- winkel	NGoAr	NGo Me	NSBa	SpP- MeGo	SN- MeGo	Sgo/N me	R.asc.
V1	0,73	0,69	0,72	0,76	0,54	0,75	0,72	0,46	0,44	0,53	0,60
V2	0,75	0,68	0,60	0,73	0,54	0,56	0,73	0,14	0,14	0,75	0,70
V3	0,85	0,81	0,75	0,88	0,72	0,66	0,87	0,14	0,18	0,80	0,57
V4	0,86	0,85	0,79	0,91	0,70	0,74	0,87	0,19	0,31	0,74	0,49
V5	0,79	0,72	0,67	0,79	0,60	0,62	0,78	0,19	0,20	0,72	0,69
V6	0,84	0,76	0,70	0,83	0,64	0,63	0,82	0,18	0,22	0,74	0,66
V7	0,88	0,85	0,80	0,92	0,71	0,75	0,89	0,28	0,32	0,74	0,52
V8	0,78	0,84	0,83	0,89	0,59	0,89	0,79	0,50	0,56	0,55	0,45
V9	0,88	0,84	0,79	0,91	0,68	0,75	0,89	0,30	0,41	0,65	0,47
V10	0,88	0,84	0,81	0,92	0,74	0,73	0,89	0,27	0,28	0,77	0,55
V11	0,85	0,86	0,83	0,93	0,70	0,80	0,87	0,32	0,36	0,73	0,49
V12	0,80	0,83	0,83	0,90	0,65	0,83	0,81	0,44	0,48	0,59	0,39
V13	0,85	0,83	0,77	0,89	0,70	0,70	0,86	0,18	0,23	0,78	0,57
V14	0,42	0,40	0,59	0,47	0,37	0,68	0,39	0,67	0,65	0,11	0,23
V15	0,79	0,77	0,78	0,84	0,63	0,77	0,77	0,46	0,50	0,53	0,39
V16	0,89	0,86	0,81	0,93	0,73	0,74	0,89	0,27	0,35	0,71	0,45
V17	0,82	0,83	0,73	0,86	0,66	0,67	0,83	0,19	0,32	0,70	0,43
V18	0,86	0,81	0,83	0,90	0,72	0,78	0,86	0,37	0,35	0,70	0,55

Tabelle 4.5

## 4.4                    **Regressionsgleichung für den Gesichtsschädelaufbau anhand einer Diskriminanzanalyse**

Nachdem die Patienten anhand der kephalometrischen Ergebnisse als vertikal oder horizontal eingestuft wurden, sollte mittels einer schrittweisen Diskriminanzanalyse überprüft werden, wie viele der Patienten anhand der neu entwickelten 3D-Analyse korrekt als vertikal bzw. horizontal klassifiziert werden konnten und welche Parameter hierfür entscheidend waren.

Das Modell erwies sich mit einer kanonischen Korrelation von 0,647 als hoch signifikant. Insgesamt wurden dafür drei 3D-Variablen aufgenommen. Der Winkel V14 zwischen den beiden auf die Medianebene projizierten Geraden Porion-Subnasale und Gonion-Gnathion (Abb. 4.5), zeigte sich dabei als die entscheidende Variable, um die Probanden korrekt als vertikal bzw. horizontal zu klassifizieren. Darüber hinaus wurden zwei weitere Variablen in das Diskriminanzmodell miteinbezogen:

Der Winkel V12 zwischen den auf die Horizontalebene projizierten Punkten Tragus (r) – Gnathion – Tragus (li) (Abb. 4.6) und der Winkel V9 zwischen den auf die Vertikalebene projizierten Weichteilpunkten Nasion, Tragus und Pogonion (Abb. 4.7).

V14

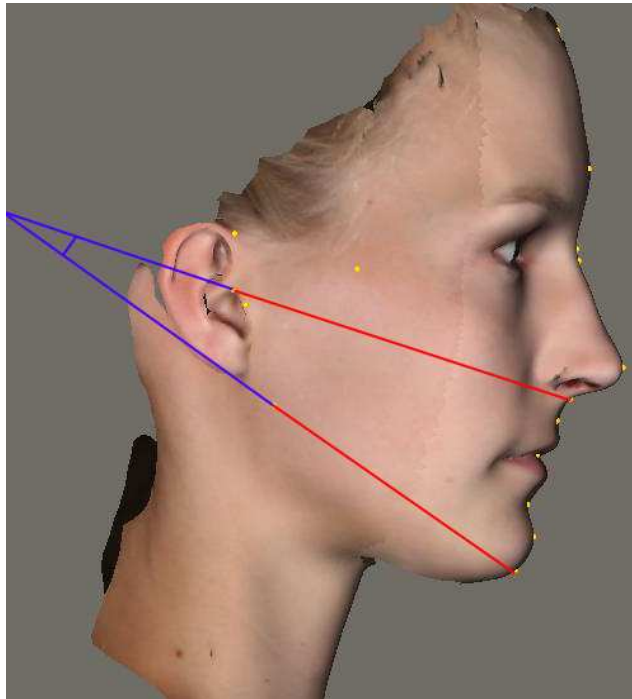


Abbildung 4.5

V12

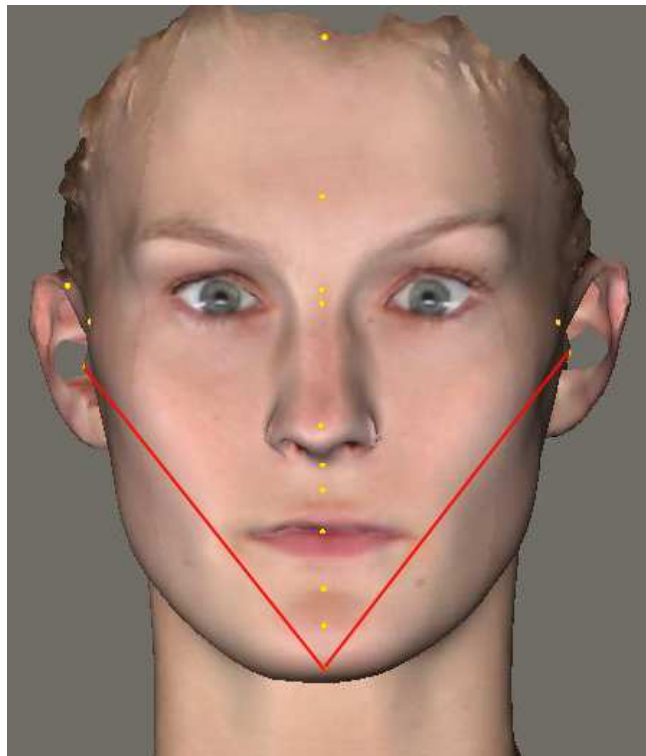


Abbildung 4.6

V9

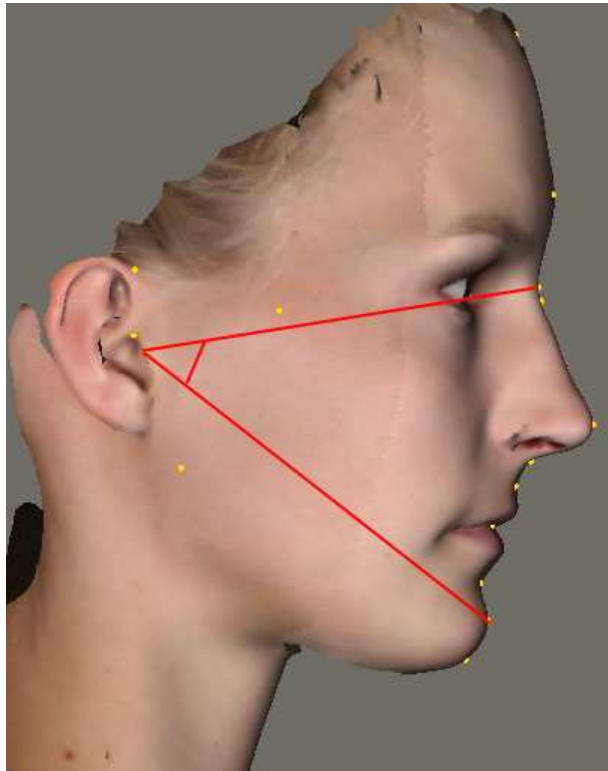


Abbildung 4.7

Abschließend lässt sich zusammenfassen, dass die Winkel V9, V12 und V14 eine nahezu korrekte Einteilung der Patienten ermöglichten. Das Ergebnis lässt sich in folgender Regressionsgleichung ausdrücken:

$$\text{Index} = -32,618 + 0,216 \cdot V14 + 0,202 \cdot V12 + 0,194 \cdot V9$$

Wie die folgende Vierfeldertafel zeigt, wurden 84,7% der Patienten, die anhand des FRS als horizontal eingestuft wurden und 87,5% der Patienten, die als vertikal eingeordnet waren, anhand der Regressionsgleichung korrekt klassifiziert.

		Vorhergesagte Gruppenzugehörigkeit		
		horizontal	Weichteil	vertikal
Klassifizierung	horizontal	<b>84,7 %</b> (N=50)		<b>15,3%</b> (N=9)
	vertikal	<b>12,5 %</b> (N=2)		<b>87,5%</b> (N=14)

Abbildung 4.8

Somit kann die 3D-Weichteilanalyse bereits wertvolle Hinweise auf den zugrunde liegenden Gesichtsschädelaufbau liefern. Auch die Wahl der Weichteilpunkte erwies sich damit für 3D-Analysen geeignet und kann zukünftig als Grundlage für weitere Studien dienen.

## 5 Diskussion

Die vorliegende Studie hatte zum Ziel, Durchschnittswerte für die dreidimensionale Weichteilanalyse zu ermitteln, die Reliabilität der verwendeten Methode zu überprüfen, Korrelationen zwischen den vertikalen Messwerten des FRS und der 3D-Aufnahme aufzuzeigen und anhand einer Diskriminanzanalyse eine Regressionsgleichung für den Gesichtsschädelaufbau zu erstellen.

Um Qualität und Aussagekraft der Ergebnisse beurteilen zu können, werden im Folgenden das Patientengut, Methode und die Ergebnisse kritisch diskutiert.

### 5.1 Patientengut

Ziel bei der Auswahl der Patienten war es, einen möglichst durchschnittlichen Datenpool ohne außergewöhnliche Weichteilproportionen zu erhalten. Im Gegensatz zu früheren Studien über 3D-Analysen, [81], wurde bewusst auf die Gesichtsvermessung von Kindern oder über- bzw. untergewichtigen Personen verzichtet. Einige Autoren wie Dreisow 2008 [25] und Holberg 2005 [45], [46], [47] verwerteten für ihre dreidimensionale Weichteilanalyse Daten von 10 - 20 Probanden. Um ein aussagekräftiges Ergebnis gewährleisten zu können, wurden für die vorliegende Studie Daten von insgesamt 100 erwachsenen Patienten kaukasischer Herkunft analysiert.

In vorangegangenen Publikationen wurde häufig die 3D-Oberflächendigitalisierung des Gesichtes im Bereich der kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Kombinationstherapie diskutiert. Auf diese Weise konnten individuelle Weichteilveränderungen nach operativen Eingriffen gemessen und dokumentiert sowie postoperativ zu erwartende

Weichteilveränderungen präoperativ simuliert und visualisiert werden. [9], [81], [64], [46], [47], [41] Um ein möglichst durchschnittliches Patientenkollektiv zu erhalten, wurden Dysgnathie- Patienten von der Untersuchung ausgeschlossen.

Die ermittelten FRS- Durchschnittswerte waren durchgehend etwas niedriger, bewegten sich allerdings innerhalb der in der Literatur [67] angegebenen Standardabweichungen. (Tab.1, Anhang)

Es handelt sich bei dem untersuchten Patientengut um ein durchschnittliches Kollektiv mit tendenziell horizontalem Gesichtschädelaufbau, welches als ausreichend repräsentativ angesehen werden kann.

## **5.2 Untersuchungsmethode**

### **5.2.1 Fernröntgenseitenanalyse**

Mit Hilfe der Fernröntgenanalyse können das Wachstumsmuster bzw. der Gesichtschädelaufbau, die skelettale Klasse, die Neigung der Schneidezähne zur Kiefer- oder Schädelbasis, die Metrik von Unter- und Oberkiefer sowie das Weichgewebeprofil beurteilt werden.

Die Fernröntgendiagnostik stellt zum Einen eine erprobte und gängige Methode zur kieferorthopädische Gesichtsvermessung und –analyse dar, stößt andererseits jedoch an Grenzen:

Die zweidimensionale Darstellung dreidimensionaler Strukturen führt zwangsläufig zu Überlagerungen. Ist der Patient nicht exakt mittig eingestellt oder liegen Gesichtssymmetrien vor, können die Überlagerungen so ausgeprägt sein, dass das Festlegen der Referenzpunkte deutlich erschwert ist und gegebenenfalls eine Mittelung

der Referenzpunkte und –linien erforderlich ist. Dies führt unweigerlich zu einer erhöhten Ungenauigkeit bei der Auswertung der Aufnahme.

Zudem ist anhand einer zweidimensionalen Aufnahme keine Aussage über die horizontale Ausdehnung des untersuchten Gewebes möglich. Das heißt, die transversale Morphologie des Gesichtes kann anhand der Fernröntgenaufnahme nicht vermessen, verglichen oder anderweitig beurteilt werden.

Wie bereits in der Einleitung beschrieben, spielt in der Kieferorthopädie die Ästhetik des Gesichtes eine wichtige Rolle. Anhand der Fernröntgenseitenanalyse können jedoch nur knöcherne Strukturen vermessen werden. Zwar existieren Analysen, welche zumindest das Weichgewebe-Profil einbeziehen, wie z.B. die esthetic- line in der Analyse nach Ricketts. [70] Zur Beurteilung oder Berücksichtigung des Weichgewebes bei der Therapieplanung ist dies jedoch unzureichend.

Nicht zuletzt ist der Patient während der Anfertigung der Fernröntgenseitenaufnahme einer Strahlenbelastung ausgesetzt. Im Vergleich zur digitalen Volumetomographie oder der Computertomographie ist die Strahlenbelastung der Fernröntgenseitenaufnahme gering. Allerdings ermöglichen diese Verfahren eine dreidimensionale Darstellung. Da in der Kieferorthopädie größtenteils Kinder behandelt werden, gilt der Reduktion oder gar Vermeidung von Strahlung höchste Priorität, so dass dahingehend das Verfahren weiterhin entwickelt und optimiert werden muss.

Die kephalometrische Analyse der vorliegenden Studie wurde in Anlehnung an Rakosi [67] erstellt. Sie wurde gemäß dem Ziel der Arbeit auf die vertikal relevanten Messwerte reduziert, so dass die endgültige Analyse auf 10 Referenzpunkten und 11 Winkeln basierte.



Auf diese Weise war eine erprobte Methode zur Bestimmung der kephalometrischen Punkte gegeben und ein Vergleich der erzielten Ergebnisse mit früheren Untersuchungen möglich.

Wie die Tabellen 2 und 3 im Anhang zeigen, lag die Abweichung der Messwerte bei der Kalibrierung zwischen 0,5 und 1,5 mm (abhängig von der Höhe der jeweiligen Durchschnittswerte) und befand sich damit in einem zu erwartenden Bereich: Troulis gab in seiner Untersuchung von 2000 einen Standardfehler von 1,14 mm bei der Auswertung eines Röntgenbildes an [95].

Der Dahlberg-Koeffizient der verwendeten Winkel wies Werte zwischen minimal 0,34 (ArGoMe) und maximal 0,68 (Summenwinkel) auf. Für die Berechnung des Summenwinkels werden mehrere Winkel miteinander addiert, so dass aus der Summation der Fehler jedes einzelnen Winkels zwangsläufig eine erhöhte Fehleranfälligkeit resultiert. Insgesamt zeigten sich geringe Werte, die Methode weist damit eine ausgesprochen hohe Reliabilität der verwendeten Winkel auf.

### **5.2.2 Stereophotogrammetrie**

Im Gegensatz zur Fernröntgenseitenaufnahme ist die Stereophotogrammetrie noch sehr innovativ - ihre Reliabilität konnte in bisherigen Studien noch nicht abschließend bewertet werden. Allgemein lässt sich jedoch feststellen, dass die Reliabilität der Methode von der Reproduzierbarkeit und damit vom zufälligen Fehler der Messergebnisse abhängt. Die für die Größe des zufälligen Fehlers entscheidenden Bewegungsartefakte lassen sich durch eine möglichst kurze Messzeit minimieren.

Bei der dreidimensionalen Stereophotogrammetrie liegt die Messzeit bei 0,3 Sekunden, so dass der zufällige Fehler durch Bewegungsartefakte

hier vernachlässigbar klein ist. Speziell für den Gesichtsbereich sind mittlerweile weltweit verschiedene stereophotogrammetrische Systeme verfügbar: derzeit sind neben dem verwendeten FaceSCAN/BodySCAN® (3D-Shape GmbH, Erlangen), beispielsweise der Gscan® (IVB GmbH und Fraunhofer Institut, Jena), der faceScan II und III® (Breuckmann GmbH, Meersburg) und der Vitus ahead® (Vitronic Dr.-Ing. Stein Bildverarbeitungssysteme GmbH, Wiesbaden) als 3D-Messsysteme basierend auf Streifenprojektion kommerziell erhältlich.

Die Messzeiten beim Laser-Verfahren (Cyberware) liegen bei mindestens 10 Sekunden und beim Digigraph sogar bei 5 Minuten [45], wodurch Messartefakte auftreten, die den zufälligen Fehler der Messung drastisch erhöhen. Positiv zu bewerten ist die Fähigkeit des Laser-Verfahrens, die Gesichtsoberfläche komplett digital erfassen und speichern zu können. [34]

Außerdem befinden sich derzeit auch holographische Messsysteme zur 3D-Erfassung der Gesichtsoberfläche in der Entwicklungsphase. [33] Wie bereits in der Einleitung beschrieben, müssen die Systeme jedoch noch weiterhin entwickelt werden, um den Anforderungen eines klinischen Alltagsbetriebes gerecht zu werden.

Holberg fand 2002 [45] heraus, dass auch beim sogenannten Tricolite-Verfahren mit einer Messzeit von unter einer Sekunde eine große Diskrepanz zwischen dem zufälligen Fehler bei bewegtem (0,41 mm) und unbewegtem Messobjekt (0,12 mm) besteht: der Muskeltonus und unwillkürliche Bewegungen des Patienten waren dabei von großer Bedeutung: bei Betrachtung der regionalen Verteilung des Fehlers wurde deutlich, dass bei unbewegten Messobjekten vor allem in der Wangenregion, bei bewegten Messobjekten dagegen Nase, Mund und Hals (Regionen, die besonders anfällig für Bewegungsartefakte durch Nasenatmung, Mundatmung und Schlucken sind) durch einen überdurchschnittlich hohen Fehlerwert auffielen.

Die Validität des Verfahrens ist bei einem durchschnittlichen systematischen Fehler von 0,2 mm gut und mit einer Messzeit unter einer Sekunde sehr schnell. Laut Holberg sollte zukünftig der zufällige Fehler durch Beschleunigung der Tiefendatenakquisition minimiert werden. Außerdem zeigte das System in der klinischen Anwendung einen sogenannten Maskenfehler von bis zu 4mm, der von der Weichteildicke der Gesichtsregion abhängt. [45]

Auch bei dem zuvor erwähnten Messsystem GScan® mit einer Belichtungszeit von 20 Sekunden bleibt der Patient ein limitierender Faktor für die Messgenauigkeit des Gerätes. [25] Körperbewegungen aber auch Vitalfunktionen wie Atmung und Puls sind nicht vollständig auszuschalten und wirken auch hier wie eine Rauschquelle.

Unabhängig von der hohen Messgenauigkeit des Verfahrens, wurde mit der Stereophotogrammetrie eine non-invasive Methode entwickelt, die zudem ohne Röntgenstrahlung auskommt. Sie ermöglicht maßstabsgetreue Aufnahmen, welche anschließend digital bearbeitet, analysiert und gegebenenfalls via email oder CD-Rom weitergereicht werden können.

Die Stereophotogrammetrie ist derzeit ähnlich wie auch das Laser-Verfahren, die digitale Volumen- und die Computertomographie noch zu kostenintensiv, um standardmäßig in niedergelassenen kieferorthopädischen Einrichtungen eingesetzt zu werden. Aus diesem Grund wird die Fernröntgenseitenaufnahme in naher Zukunft weiterhin die gängigste Methode zur Gesichtsvermessung bleiben.

## 5.3 Ergebnisse

Wie bereits mehrfach beschrieben, werden mittels der Kieferorthopädie in erster Linie dentale und skelettale Parameter beeinflusst, während für die Ästhetik eines Gesichtes auch die fazialen Weichgewebe eine tragende Rolle spielen. Es stellt sich deshalb die Frage, inwieweit sich dentale bzw. skelettale Veränderungen auf das darüberliegende Weichgewebe auswirken.

In einer vorangegangenen Studie konnten hochsignifikante Korrelationen zwischen sagittalen kephalometrischen Werten und 3D-Weichteilparametern gefunden werden. [57]

Nahezu ungeklärt war bislang jedoch die Frage, inwieweit skelettale Parameter mit 3D-Weichteilmessungen in der Vertikalen korrelieren.

Zur Beurteilung der vertikalen Morphologie werden üblicherweise kephalometrische Messungen wie der Interbasenwinkel, der Kieferwinkel oder auch das Gesichtshöhenverhältnis verwendet. Sollen Weichteilparameter charakterisiert werden, finden bislang hauptsächlich proportionale Messungen zwischen dem oberen, mittleren und unteren Gesichtsdrittel, Ober- und Untergesicht oder den vertikalen Beziehungen innerhalb des unteren Gesichtsdrittels anhand von lateralen und en-face Fotos Anwendung. [67] Es handelt sich also um streng seitliche Profilanalysen oder um proportionale Messungen in der Frontalebene.

Kieferorthopädisch beeinflussbar ist primär das untere Gesichtsdrittel. Je nach Therapiewahl kann hierbei sowohl der anteriore als auch der posteriore Anteil des Untergesichtes verändert werden. Da in den bisherigen zweidimensionalen Weichteilanalysen nicht auf die posterior-anterioren Gesichtsrelationen eingegangen wird, können die vertikalen Zusammenhänge nur eingeschränkt beurteilt werden.

Die Stereophotogrammetrie ist eine diagnostische Methode, die eben diese vertikalen Parameter berücksichtigt und eine dreidimensionale Beurteilung der Gesichtswichteile erlaubt.

Um die Beziehung zwischen vertikalen 3D-Weichteilparametern und skelettalen Variablen zu untersuchen, wurden in der vorliegenden Studie die 3D-Weichteilaufnahmen sowie die Fernröntgenseitenaufnahmen von 100 erwachsenen Patienten analysiert.

Die Reproduzierbarkeit von kephalometrischen, wie auch die von Weichteilmessungen wurde bereits von verschiedenen Arbeitsgruppen untersucht. [65] Der Dahlberg-Koeffizient der vorliegenden Studie entspricht den bislang in der Literatur angegebenen Werten.

Ähnlich wie bereits für die zweidimensionale Bildanalyse beschrieben, sind Ungenauigkeiten in der Auswertung der 3D-Bilder primär durch eine unpräzise Identifikation der Referenzpunkte bedingt.

Dies soll anhand des Weichteilpunktes „Gonion“, bei dem es sich definitionsgemäß um den „lateralsten Weichteilpunkt des Unterkieferwinkels“ handelt, demonstriert werden. Da bei einigen Probanden der Kieferwinkel keine knöcherne Kontur hervorruft, sondern das Gesicht lateral von einer konturlosen Weichteilfläche begrenzt ist, ist die Identifikation des Punktes schwierig und variiert zwischen unterschiedlichen Untersuchern um mehrere Millimeter. Gwilliam et al. [38] befanden 2006 Gonion in allen drei Dimensionen als nicht eindeutig reproduzierbar. Entscheidend auf die Reproduzierbarkeit wirkt sich ihnen zufolge vor allem ein abnehmender bzw. fehlender Farbkontrast aus.

Die rot markierte Fläche in der folgenden Abbildung veranschaulicht diese Problematik: sie zeigt alle definitionsgemäß möglichen Lokalisationen des Punktes Gonion. Die Größe der Fläche verdeutlicht die Streubreite und demonstriert, wie ungenügender Farbkontrast und fehlende Konturen die Identifizierung des Messpunktes erschweren.



**Abbildung 5.1**

Um eine in der Praxis bzw. Klinik routinemäßig verwendbare Weichteilanalyse zu entwickeln, sollten nur reliable Referenzpunkte zur Vermessung hinzugezogen werden, welche eindeutig zu identifizieren sind.

Die Reliabilität der Messpunkte wurde anhand des Dahlberg-Koeffizienten überprüft: Zur Analyse des Methodenfehlers wurden vom Untersucher 10 unterschiedliche Aufnahmen direkt nacheinander analysiert und danach an den darauffolgenden 10 Tagen noch einmal. Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen der ersten und der zweiten Analyse der 10 Aufnahmen festgestellt.

Wie bereits im Ergebnisteil beschrieben, war der dabei berechnete Methodenfehler an den Winkeln V17 (sn-gn/n-gn) und V18 (sn-n/n-gn) mit 0,48 am geringsten. Dies lässt sich damit erklären, dass die verwendeten Messpunkte Subnasale, Gnathion und Nasion aufgrund ihrer konkreten

Lokalisation sehr präzise identifiziert werden konnten, wie Abbildung 5.2 veranschaulicht.

Der Winkel V17 bezeichnet das Verhältnis zwischen der Strecke Nasion – Subnasale und der Strecke Nasion – Gnathion, V18 das Verhältnis zwischen der Strecke Subnasale – Gnathion und der Strecke Nasion – Gnathion. Beide Winkel basieren auf den gleichen Referenzpunkten, nämlich Nasion, Subnasale und Gnathion: die Identifikation dieser Punkte erwies sich als sehr zuverlässig und in Folge dessen konnte auch bei der Vermessung der Winkel eine hohe Reliabilität erzielt werden. (Abb. 5.2)

Nach Ausschluss der nicht verwendbaren Messpunkte wurde eine Analyse mit insgesamt 10 Punkten zusammengestellt, so dass der Identifikationsfehler auf ein Minimum reduziert werden konnte. Referenzpunkte, welche bereits im Rahmen der initialen Kalibrierung Abweichungen von über 5 mm verursachten, wurden aus der Analyse entfernt.

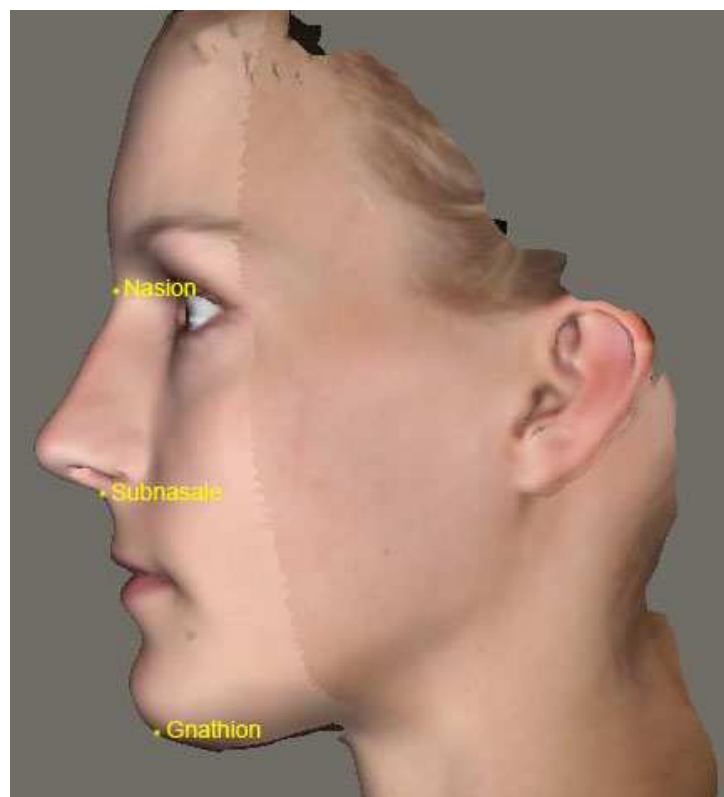


Abbildung 5.2

Im Gegensatz dazu wies der Winkel V15 (SN-VE : Pg-Ve) mit 2,05 den höchsten Dahlberg-Koeffizienten und damit die geringste Reliabilität auf.

V15 gibt das Verhältnis zwischen der Strecke sn zur Vertikalebene und der Strecke pg zur Vertikalebene an. Das heißt, Fehler können zum Einen beim Bestimmen der Referenzebene und zum Anderen beim Setzen der Referenzpunkte sn und pg entstehen. Findet eine Addition der möglichen Fehler statt, so erweist es sich als schwierig, in einer zweiten Messung eine gute Reliabilität zu erzielen.

In einer früheren Studie von A. Dreisow [25] wurde bereits die Fehleranfälligkeit einiger Referenzpunkte für die dreidimensionale Gesichtsvermessung errechnet. Auch hier wiesen beispielsweise Nasion mit 0,05 mm oder auch Subnasale mit 0,1 mm einen erwartungsgemäß geringen Methodenfehler auf.

Um Unterschiede zwischen verschiedenen Untersuchern bei der Auswertung der Aufnahmen zu vermeiden, wurden sämtliche Vermessungen und Analysen von einem Untersucher durchgeführt. So konnten Identifikations- und Messfehler, welche stark von der individuellen Erfahrung und Präzision des Untersuchers abhängen, weiter minimiert werden.

Prinzipiell hängt die Messgenauigkeit eines Verfahrens nicht nur vom systematischen Fehler, sondern auch von Größe und Richtung des zufälligen Fehlers ab, der vor allem durch Bewegungsartefakte des Messobjekts (z.B. Augenzwinkern, Schlucken) entsteht. Bei der Fehleraddition summieren sich die beiden Fehler im ungünstigsten Falle in ihrer Größe - im günstigsten Falle jedoch können sie sich sogar gegenseitig aufheben. [45] Wie bereits beschrieben, ermöglicht der verwendete FaceSCAN/BodySCAN® (3D-Shape GmbH, Erlangen) mit seiner im Vergleich zu anderen Methoden sehr geringen Belichtungszeit Aufnahmen, welche trotz geringer Körperbewegungen des Patienten kaum Artefakte enthalten, die die Aufnahmequalität mindern. Folglich



konnte der zufällige Fehler in diesem Fall bei der Bewertung der Ergebnisse vernachlässigt werden.

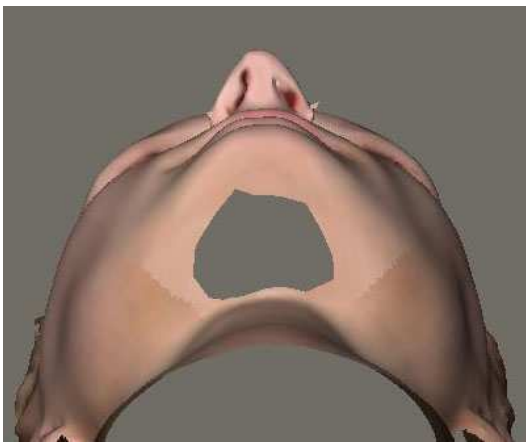
Um vergleichende Aussagen zwischen den Patienten treffen zu können ist die Anwendung einer standardisierten Untersuchungstechnik von eminenter Bedeutung. Sowohl bei den Fernröntgenseiten- als auch bei den dreidimensionalen Aufnahmen wurde entsprechend den Ergebnissen früherer Untersuchungen sehr genau auf eine standardisierte Kopfhaltung geachtet. Dennoch ist für die dreidimensionalen Aufnahmen keine exakt reproduzierbare Positionierung der Probanden möglich. Die Einstellung des Patienten konnte durch das Lichtkreuz und -raster, sowie durch das Livebild am Monitor allerdings relativ genau in natürlicher Kopfhaltung vorgenommen werden, so dass eine Positionierung auch ohne starre Fixierung des Kopfes im Messsystem durch einen Kephalostaten oder Ähnliches möglich war.

Hasund [39] favorisierte für eine reproduzierbare Aufnahme eine horizontale Ausrichtung des Patienten nach der Nasion-Sella-Linie. Verglichen mit der „natural head“-Position scheint der Patient dabei jedoch nach unten zu blicken, was bei der Beurteilung des Gesichtes im Nachhinein zu Fehleinschätzungen führen kann. Aufgrund dessen sollte nach Drescher [26] gänzlich auf intrakraniale Bezugsebenen verzichtet und die ungezwungene natürliche Kopfhaltung als extrakranial definierte Bezugsebene eingesetzt werden.

Allerdings weist die habituelle Kopfhaltung einiger Patienten pathologisch bedingte Abweichungen auf. Eine veränderte Inklination oder Rotation des Kopfes bei einer zweiten Messung führt unweigerlich zu verfälschten Messwerten. [84]

Beinhaltete eine Bilddatei durch eine zu weit nach ventral gerichtete Inklination des Kopfes größere Artefakte (z.B. wie in Abb. 5.3 am Kinn), wurde die Aufnahme wiederholt (Abb. 5.4).

Die Möglichkeit, direkt nach der Aufnahme deren Qualität und Vollständigkeit zu überprüfen, ist ein sehr großer Vorteil des Verfahrens: auf diese Weise kann davon ausgegangen werden, dass auch in der natural head-position, d.h. ohne starre Fixierung des Kopfes, alle notwendigen Weichgewebe-Strukturen dargestellt werden – gegebenenfalls nach Korrektur der Kopfposition.



**Abbildung 5.3**



**Abbildung 5.4**

Zusätzlich konnten die Bilddateien im Anschluss mittels der Auswertesoftware SLIM® der Firma 3D-Shape digital bearbeitet und die Bildqualität vor der eigentlichen Auswertung optimiert werden: beispielsweise konnten kleinere Lücken in der Netzoberfläche (z.B. wie in Abb. 5.5 am Nasenflügel) manuell nachbearbeitet werden (Abb. 5.6).

Abschließend konnten mittels der Software die Gesichtsoberflächen modelliert und geglättet werden, so dass die endgültigen 3D-Bilddateien eine vollständige und artefaktfreie Analyse gewährleisten und keine erneute Aufnahme erforderlich machten.

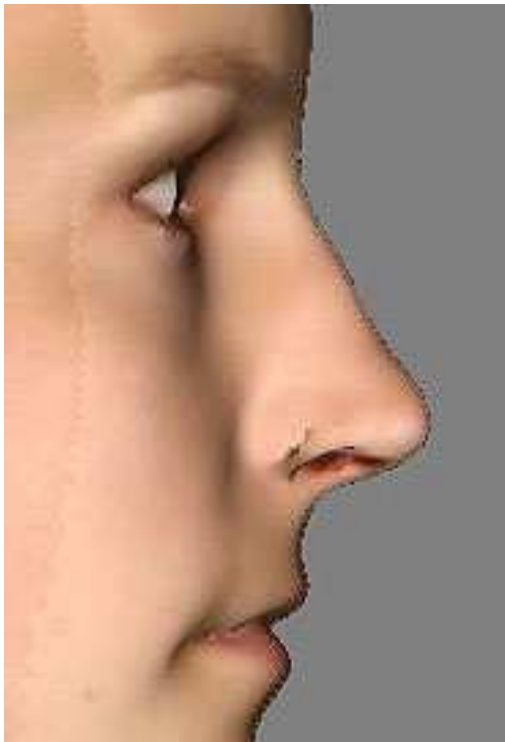


Abbildung 5.5



Abbildung 5.6

Zu Beginn der Arbeit war nicht abzusehen, inwieweit die rein skelettale Vermessung eines Gesichtes mit der Analyse der Gesichtswichteile korrelieren wird. Wären die Weichteile bei jedem Menschen gleich stark ausgeprägt, so könnte man den Gesichtsschädelaufbau alleine anhand dreidimensionaler Stereophotogrammetrie klassifizieren. Die Weichteilproportionen variieren jedoch, so dass theoretisch auch ein skelettal horizontales Wachstumsmuster augenscheinlich als durchschnittlich oder sogar vertikal erscheinen kann. Individuelle Faktoren eines Patienten wie Volumen und Elastizität der Weichteile, Konstitution und Alter können unbestimmte Einflussfaktoren sein. Zudem ist die Vermessung der Weichteile nicht so präzise wie die des Skelettes möglich, da häufig keine exakte Positionierung der Referenzpunkte durch vorgegebene Kanten oder Konturen gegeben ist.

Dennoch konnten mit Werten von bis zu 0,93 (V16/Summenwinkel, V11/Summenwinkel) hochsignifikante Korrelationen zwischen skelettalen und fazialen Parametern festgestellt werden.

Interessanterweise enthalten die Winkel V16 und V11 beide die Strecke Tragus – Subnasale: laut Definition beschreibt V16 das Verhältnis zwischen der Strecke Tragus – Subnasale und der Strecke Tragus – Gnathion. Der Winkel V11 befindet sich zwischen den Punkten Tragus (r) – Subnasale – Tragus (l) projiziert auf die Horizontalebene. Da beide hoch signifikant mit dem Summenwinkel korrelieren, kann hier von einem echten Zusammenhang ausgegangen werden. Alle drei Winkel ermöglichen eine Einstufung in vertikales bzw. horizontales Wachstumsmuster.

Eine statistisch hochsignifikante Korrelation konnte auch für den Weichteilparameter V8 (n-go(r)-gn) mit dem unteren Gonionwinkel (NGoMe) nachgewiesen werden. Sie verdeutlicht den Zusammenhang zwischen Skelett und Weichteil im Bereich des Kieferwinkels.

Auffällig zeigten sich auch die hochsignifikanten Korrelationen zwischen den kephalometrischen Winkeln NSAr und NSBa zu den Weichteilparametern V7, V9, V10 und V16: sie veranschaulichen nochmals, dass sich die vertikalen skelettalen Verhältnisse auch im Weichteil widerspiegeln.

Insgesamt sprechen diese Ergebnis dafür, dass die in dieser Studie angewandte 3D-Weichteilanalyse Rückschlüsse auf den vertikalen Gesichtsschädelaufbau zulässt.

Bereits 1997 wiesen Keeling et al. [54] nach, dass univariate Verfahren nur eingeschränkt geeignet sind, um klinisch relevante Aussagen bezüglich Diagnostik, Behandlungsplanung oder Prognose zu erlauben. Zahlreiche Studien empfehlen multivariate Verfahren für die Analyse von kephalometrischen und fotografischen faziomorphologischen interstrukturellen Beziehungen. [7], [31], [51]

In der Kieferorthopädie hat sich als multivariates statistisches Verfahren die Diskriminanzanalyse etabliert. Wie einige Studien belegen, zeigt sie

sich für die Differenzierung zwischen zwei Gruppen innerhalb eines Patientenpools geeignet. [58], [59], [91]

In der vorliegenden Untersuchung wurde sie verwendet, um die Aussagekraft von 3D- Weichteilsdaten hinsichtlich des zugrundeliegenden Gesichtsschädelaufbaus zu beleuchten. Anhand der Weichteilaufnahmen konnten nahezu 90% der Patienten verlässlich als brachio- bzw, dolichofaziale Gesichtstypen identifiziert werden. Wie die Vierfeldertafel zeigte, konnten 84,7% der Patienten, die anhand kephalometrischer Parameter als horizontal eingestuft wurden und 87,5% der Patienten, die als vertikal charakterisiert waren, anhand der Weichteilvermessung korrekt klassifiziert werden.

Als entscheidende Variablen in der Regressionsgleichung stellten sich die Winkel V9, V12 und V14 - sie ermöglichten eine nahezu korrekte Einteilung der Patienten.

Neben den genannten Vorteilen verfügen multivariate statistische Verfahren auch über gewisse Schwachstellen:

Die Aussagekraft ist durch die Größe des untersuchten Kollektivs und die Selektion des Patientenguts limitiert. [7] Da in der vorliegenden Studie ein großes Kollektiv (N=100) mit nahezu durchschnittlichen kephalometrischen Werten untersucht wurde, ist jedoch von einer hohen Gültigkeit der errechneten Regressionsgleichung auszugehen.

Die ausgewählten Messungen müssen nicht alle Variablen beinhalten, die eine präzise Trennung zwischen zwei Gruppen ermöglichen. [7], [59] In der vorliegenden Untersuchung wurden drei Variablen in das Modell einbezogen. Es bleibt daher Inhalt künftiger Studien festzustellen, ob die Sensitivität und die Spezifität des vorgestellten Modells durch die Verwendung anderer 3D-Weichteilparameter weiter optimiert werden können.

Da für den Patienten bei kieferorthopädischen Behandlungsmaßnahmen eine Veränderung des fazialen Erscheinungsbildes die entscheidende Rolle spielt, ist die Weiterentwicklung einer präzisen dreidimensionalen

Weichteilanalyse als Ergänzung zur bisherigen Diagnostik und Behandlungsplanung zu fordern.

Die Erfassung von Gesichtsweichteilen anhand der dreidimensionalen Stereophotogrammetrie eröffnet völlig neue Perspektiven für die medizinische Forschung und Praxis. Dem Kieferorthopäden steht damit ein diagnostisches Hilfsmittel zur Verfügung, das mit einer Präzision von 0,2 mm eine umfassende, berührungslose 3D-Analyse ermöglicht.

Das wachsende Interesse an minimal - invasiver und strahlungsfreier Diagnostik und die rasante Entwicklung der Informationsverarbeitung können in Zukunft ein wichtiger Katalysator sein, um Technik und Methodik der dreidimensionalen Stereophotogrammetrie noch weiter zu optimieren.

Es wäre wünschenswert, mit den Ergebnissen dieser Arbeit einen Beitrag dazu geleistet zu haben.

## 6 Zusammenfassung

### **Zielsetzung**

Die vorliegende Arbeit hatte zum Ziel, eine dreidimensionale Weichteilanalyse zu entwickeln. Um die Qualität und Aussagekraft der erzielten Ergebnisse bewerten zu können, sollten die Reliabilität aller verwendeten Messpunkte überprüft werden. Es wurden vertikale 3D-Durchschnittswerte ermittelt und Korrelationen zwischen den vertikalen kephalometrischen Parametern der Fernröntgenseitenanalyse und den vertikalen 3D-Weichteilparametern der Stereophotogrammetrie dargestellt.

### **Methodik**

Basierend auf einem Kollektiv von insgesamt 53 weiblichen und 47 männlichen Patienten kaukasischer Herkunft wurden Fernröntgenseitenaufnahmen und dreidimensionale, stereophotogrammetrische Aufnahmen erstellt. Ausgeschlossen wurden Patienten mit Syndromen, LKGS-Spalten, auffälligen Asymmetrien oder Anomalien der Zahnzahl.

Die dreidimensionalen Bilddateien wurden am Computer mittels der Software Slim<sup>3D</sup>® trianguliert, verschmolzen und nachbearbeitet. Als Ergebnis dieser Flächenmodellierung lagen die Messdaten als Dreiecksnetze vor. Diese konnten entsprechend visualisiert und mit Oberflächentextur belegt werden, wodurch eine präzise Analyse der Gesichtsteile gewährleistet war. Auch die Fernröntgenaufnahmen wurden analysiert und die Ergebnisse ausgewertet. So war es möglich, die Gesichter aller Patienten zwei- und dreidimensional zu vermessen, Durchschnittswerte für sämtliche Winkel zu erstellen und die Daten anschließend miteinander zu vergleichen.

Die angewandte Methode wurde auf Wiederholbarkeit und Reproduzierbarkeit geprüft. Unter der Bedingung der Wiederholbarkeit

sollten intraindividuelle Veränderungen der Messwerte ausgeschlossen werden, weshalb Messmethode, Untersucher und Messort konstant waren. Die Reliabilität der Messungen wurde anhand des Dahlberg-Koeffizienten überprüft.

Zuletzt wurde mittels einer Diskriminanzanalyse eine Regressionsgleichung erstellt, um zu überprüfen, inwieweit der Gesichtsschädelaufbau der Patienten anhand der Stereophotogrammetrie korrekt klassifiziert werden konnte.

### **Ergebnisse**

Sowohl für die FRS- als auch für die 3D-Analyse konnte anhand des Dahlberg-Koeffizienten eine hohe Reliabilität nachgewiesen werden.

Die ermittelten kephalometrischen Mittelwerte entsprachen weitgehend den in der Literatur bekannten Durchschnittswerten für ein Klasse I-Kollektiv. Für die vertikalen Parameter der dreidimensionalen Weichteilanalyse konnten reproduzierbare Durchschnittswerte definiert werden.

Die verwendeten Weichteilvariablen zeigten hochsignifikante Korrelationen zu entsprechenden kephalometrischen Messungen.

Die Diskriminanzanalyse verdeutlichte, dass 85,3% der Patienten anhand der entwickelten Weichteilanalyse korrekt klassifiziert werden konnten. Somit konnte die erstellte 3D-Weichteilanalyse bereits wertvolle Hinweise auf den zugrunde liegenden Gesichtsschädelaufbau liefern.

### **Schlussfolgerung**

Zur dreidimensionalen Erfassung der Gesichtsoberflächen werden derzeit unterschiedliche Messmethoden entwickelt oder bereits angewandt. Einige Verfahren sind sehr zeit- und kostenintensiv, andere wiederum weisen eine zu geringe Auflösung auf bzw. basieren auf Röntgenstrahlung. Die Forderung nach einer non-invasiven Methode mit gleichzeitig hoher Präzision führte zu einer rasanten Entwicklung der stereophoto-



grammetrischen Messverfahren.

Der Vorteil des in dieser Studie verwendeten FaceScan3D-Sensors liegt in der hohen Messgenauigkeit, der geringen Messdauer sowie der maßstabsgetreuen Aufnahmetechnik. Der apparative Aufwand ist vergleichsmäßig gering und die Patienten sind keiner Strahlenbelastung ausgesetzt.

Die endgültige Weichteilanalyse wies eine zufriedenstellende Reliabilität und gleichzeitig hochsignifikante Korrelationen zur FRS-Analyse auf. Somit zeigte sich die Wahl der Weichteilpunkte für 3D-Analysen geeignet und kann als Grundlage und Referenz für weitere 3D-Weichteiluntersuchungen dienen.

## 7 Literaturverzeichnis

1. **Ackerman JL, Proffit WR**  
Soft tissue limitations in orthodontics: treatment planning.  
*Angle Orthod.* 1997; 67: 327-336
2. **Ackerman JL, Proffit WR, Sarver DM**  
The emerging soft tissue paradigm in orthodontic diagnosis and treatment planning.  
*Clin Orthod Res.* 199; 2: 49-52
3. **Alqvist J, Eliasson S, Welander U**  
The effect of projection errors on cephalometric measurements  
*Europ. J. Orthod.* 1986; 8: 141-148
4. **Arnett GW, Bergman RT**  
Facial keys to orthodontic diagnosis and treatment planning. Part 1  
*Am J Orthod Dentofac. Orthop.* 1993; 103: 299-312
5. **Arnett GW, Bergman RT**  
Facial keys to orthodontic diagnosis and treatment planning. Part 2  
*Am J Orthod Dentofac. Orthop.* 1993; 103: 395- 411
6. **Arnett GW, Jelic JS, Kim J, Cummings DR, Beress A, Worley CM JR, Chung, Bergman**  
Soft tissue cephalometric analysis: diagnosis and treatment planning to dentofacial deformity.  
*Am J Orthod Dentofac. Orthop.* 1999; 116: 239-253

7. **Battagel JM**  
The identification of Class III malocclusions by discriminant analysis  
*Eur J Orthod* 1994; 16: 71-80
8. **Baumrind S, Frantz R**  
The reliability of head film measurements. 1. landmark dentification.  
*Am J Orthod.* 1971; 60: 111- 127
9. **Beckmann-van der Ven G, Segner D, Hasund A**  
Die Erfassung der Gesichtsweichteiloberfläche in drei Dimensionen  
unter besonderer Berücksichtigung der Mandibula.  
*Fortschr Kieferorthop.* 1985; 46: 279-287
10. **Bergman RT**  
Cephalometric soft tissue facial analysis.  
*Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 199; 116: 373-389
11. **Bishara SE, Hession TJ, Peterson LC**  
Longitudinal soft-tissue profile changes: A study of three analyses.  
*Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1985; 88: 209-23
12. **Björk A**  
Prediction of mandibular growth rotation.  
*Am J Orthod* 1969; 55: 558
13. **Bland JM, Altman D**  
Statistical methods for assessing agreement between two methods  
of clinical measurement  
*Lancet* 1986; 8: 307- 310

14. **Bongartz JR**  
Hochauflösende dreidimensionale Gesichtsprofilvermessung mit kurzgepulster Holographie  
*Dissertation Düsseldorf, 2002*
15. **Broadbent BH**  
A new x-ray technique and its application to orthodontia.  
*Angle Orthodontist. 1931*
16. **Broadbent BH, Broadbent BH Jr., Golden WH**  
Bolton standards of dentofacial development growth  
*Mosby, St. Louis 1975*
17. **Bühl A, Zöfel P**  
SPSS 9: Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows.  
*Addison-Wesley, München 2000*
18. **Burke PH, Beard LFH**  
Stereophotogrammetry of the face.  
*Am J Orthodont. 1971; 53: 769-782*
19. **Burstone CJ**  
The integumental profile.  
*Am J Orthod. 1958; 44: 1-25.*
20. **Cobb, J**  
A projected grid method for recording the shape of the human face.  
*Royal Aircraft Establishment, Techn. Rep. 71184, Farnborough (1971).*

21. **Computer konkret AG:**  
Kieferorthopädische Analysesoftware 'FR-Win®'  
*Http://www.computer-konkret.de, 2002*
  
22. **Cyberware Laboratory Incorporated**  
Cyberware Model 3030  
*Digitizer Manual, Monterey, CA (1991)*
  
23. **Dahlberg**  
Statistical methods for medical and biological students.  
*Interscience Publications, New York 1940; 122-132*
  
24. **Diedrich P**  
Praxis der Zahnheilkunde, Kieferorthopädie II - Therapie  
*Bd 11/II. 4.Auflage, Urban and Fischer. 2000*
  
25. **Dreisow, A**  
Dreidimensionale Veränderung der Morphologie des Gesichtes  
während kieferorthopädisch-kieferchirurgischer Therapie  
*Dissertation Jena, 2008*
  
26. **Drescher D**  
Kephalometrie und Profilanalyse.  
Schmuth G (Hrsg): Praxis der Zahnheilkunde 11. Kieferorthopädie I.  
*3.Aufl. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore 1994*
  
27. **Eliasson S, Welander U, Ahlqvist J**  
The cephalographic projection. Part I: General considerations.  
*Dentomaxillofac Radiol. 1982; 11: 117-122*

28. **Enlow DH**  
Handbuch des Gesichtswachstums.  
*Quintessenz, Berlin 1989*
29. **Farkas LG**  
Anthropometry of the head and face  
*Raven Press 1994*
30. **Ferrario VF, Sforza C**  
Effect of growth and development on human soft tissue facial shape: A Fourier analysis.  
*Int J Adult Orthod Orthognath Surg, 1996; 11: 155-163*
31. **Franchi L, Baccetti T, Tollaro I**  
Predictive variables for the outcome of earl functional treatment of Class III malocclusion  
*Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997; 11: 80-86*
32. **Freisfeld M**  
Fehlerquellen an Einzeichnungsserien kephalometrischer Bezugspunkte  
*Fortschr. Kieferorthop. 1973; 34: 296- 306*
33. **Giel D, Bongartz J, Fray S, Hering P**  
Dreidimensionale Darstellung der Körperoberfläche – Ultraschnelle Porträtholographie  
*Deutsches Ärzteblatt/ PraxisComputer, 2002; 99: 28-29*

34. **Girod S, Keeve E, Girod B**  
Soft tissue prediction in orthognathic surgery by 3D-CT and Laser scanning  
*J Oral max Fac Surg* 1993, 51: 167
35. **Girod S, Keeve E, Girod B**  
Advances in interactive craniofacial surgery planning by 3D simulation and visualization  
*Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 1995; 24: 120 -125
36. **Graber Th, Vanarsdall R**  
Kieferorthopädie: Grundlagen und moderne Therapiekonzepte  
*Urban & Fischer Verlag, München, Jena; 1999*
37. **Graveley J, Benzies PM**  
The clinical significance of tracing error on angular measuremets in cephalometrie  
*Brit J Orthod* 197; 1: 95-101
38. **Gwilliam JR, Cunningham SJ, Hutton T**  
Reproducibility of soft tissue landmarks on three-dimensional facial scans  
*European Journal of Orthodontics* 2006; 28: 408-415
39. **Hasund A**  
Klinische Kephhalometrie für die Bergen-Technik  
*Universität Bergen, Norwegen 1974*
40. **Hasund A, Bøe**  
Floating norma as guidance for the position of the lower incisors

*Angle orthodont 1980; 50: 165*

41. **Heine AK**

Individuelle dreidimensionale Simulation von Weichteilveränderungen im Gesichtsbereich – eine Finite- Elemente- Studie  
*Dissertation 2005, München*

42. **Heurich TH, Ziegler C, Steving H, Wörtche R, Mühling J, Hassfeld ST**

Erweiterte Diagnostik im Rahmen der operativen Weisheitszahnentfernung mittels digitaler Volumentomographie  
*Mund Kiefer GesichtsChir; 2002; 6: 427-432*

43. **Hirschfelder U**

Radiologische Übersichtsdarstellung des Gebisses: Dental CT versus Orthopanthomographie  
*J Orofac Orthop; 1994; 55: 14-20*

44. **Hofrath H**

Die Bedeutung von Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien.  
*Fortschr Orthodont. 1931; 1: 232 ff.*

45. **Holberg C**

Erfassung von Gesichtsoberflächen durch ein lichtcodiertes Triangulationsverfahren.  
*Dissertation Tübingen 2002*



46. **Holberg C, Schwenger K, Rudzki- Janson I**  
Dreidimensionale Weichteilprognose mit Finiten Elementen  
*Fortschr Kieferorthop. 2005; 66: 110- 121*
47. **Holberg C, Heine A, Geis P, Schwenger K, Rudzki- Janson I**  
Dreidimensionale Weichteilprognose mit Finiten Elementen Teil II:  
Klinische Anwendung  
*J Orofac Orthop; 2005; 66: 122–134*
48. **Holtkamp C, Zink E, Drescher D**  
Die Profilprognose - Prüfstein oder Stolperstein der  
kieferorthopädischen Planung von Dysgnathieoperationen?  
*Kieferorthop 1999; 13: 35-48*
49. **Houston WJ, Orth D**  
The analysis of errors in orthodontic measurements  
*Am. J. Orthodont. 1983; 83: 382- 390*
50. **Houston WJ, Maher RE, McElroy D, Sherriff M**  
Sources of error in measurements from cephalometric radiographs  
*Eur J Orthod 1986; 8: 149-151*
51. **Jäger A, Zittlau O, Luhr HG**  
Zur differentialdiagnostischen Wertigkeit von skelettalen, dentalen  
und Weichteilanalysen bei der Planung der kieferorthopädisch-  
kieferchirurgischen Therapie  
*Fortschr Kieferorthop 1994; 55: 269-278*

52. **Jung D, Schwarze CW, Tsutsumi S**  
Profil- und skelettale Analyse – ein Vergleich verschiedener  
Auswertungsverfahren  
*Fortschr Kieferorthop* , 1984; 45: 304-323
53. **Kaeppler**  
Schichtaufnahmeverfahren in der implantologischen Diagnostik  
*Implantol* 2001; 9: 129-144
54. **Keeling SD, Riolo ML, Mertin RE, Ten Have TR**  
A multivariate approach to analyzing the relation between occlusion  
and craniofacial morphology  
*Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 11: 80-86
55. **Klink-Heckmann U**  
Schädelwachstumsmuster und kieferorthopädische Behandlung  
*Stomatol DDR* 1982; 32: 653-659
56. **Kobayashi T, Ueda K, Honma K, Sasakura H**  
Three-dimensional analysis of facial morphology before and after  
orthognathic surgery  
*J Cranio- Max- Fac Surg* 1990; 18: 68-73
57. **Kochel J, Meyer-Marcotti P, Strnad F, Kochel M, Stellzig-  
Eisenhauer A**  
3D Soft Tissue Analysis – Part I : Sagittal Parameters  
*J Orofac Orthop* 2010, 1

58. **Kowalski CJ, Nasjleti CE, Walker GF**  
Differential Diagnosis of adulte male black and white populations  
*Angle Orthod* 1974; 44: 346-350
59. **Kowalski CJ, Nasjleti CE, Walker GF**  
Dentofacial variations within and between four groups of adult American males  
*Angle Orthod* 1975; 45: 46-151
60. **Leivesley, W**  
The reliability of contour photography for facial measurements.  
*Brit J Orthodont.* 1983; 10: 34-37
61. **Miethke R**  
Zur Lokalisationsgenauigkeit kephalometrischer Referenzpunkte  
*Prakt Kieferorthop.* 1989; 3:, 107-122
62. **Moyer RE, Bookstein FL**  
The inappropriatness of conventional cephalometrics  
*Am J Orthod.* 1979; 57: 599-617
63. **Nanda RS, Ghosh J**  
Facial soft tissue harmony and growth in orthodontic treatment  
*Semin Orthod.* 1995; 1: 67-81
64. **Notni G, Kühmstedt P**  
Nahbereichsphotogrammetrie in der Praxis, Oberflächenerfassung: Gesichtsvermessung für die kieferorthopädische Behandlungsplanung und Verlaufskontrolle - G-Scan  
*Herbert Wichmann- Verlag* 2002, 241-244

65. **Plooij JM, Swennen GR, Rangel FA, Maal TJ, Schutyser FA, Bronkhorst EM, Kuijpers-Jagtman AM, Bergé SJ.**  
Evaluation of reproducibility and reliability of 3D soft tissue analysis using 3D stereophotogrammetry  
*Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009 ; 38: 267-73
66. **Rakosi T, Jonas L**  
Farbatlant der Zahnmedizin. Bd. 8: Kieferorthopädie: Diagnostik  
*Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1989*
67. **Rakosi T**  
Atlas und Anleitung zur praktischen Fernröntgenanalyse  
*Hanser Fachbuch, München 1988*
68. **Rasse M, Forkert G, Waldhäusl P**  
Stereophotogrammetry of facial soft tissue  
*Int. J Oral Maxillofac Surg.* 1991; 20: 163-166
69. **Richardson A**  
An investigation into the reproducibility of some points, places and lines used in cephalometric analysis  
*Am J Orthod.* 1966; 52: 637-651
70. **Ricketts R, Bench R, Hilgers J, Schulhof R**  
An overview of computerized cephalometrics 1982
71. **Ricketts RM, Bench RW, GuginoCF, Hilgers JJ, Schulhof RJ**  
Bioprogressive therapy book I.  
*Rocky Mountain Orthodontics, 1979*

72. **Riolo ML, Moyers RE, Ten Have TR, Mayers CA**  
Facial soft tissue changes during adolescence  
*Monograph 20. In: Carlson DS, Ribbens KA, editors. Craniofacial growth during adolescence. Ann Arbor: Center for human Growth and Development, University of Michigan, 1987*
73. **Robertson, N**  
Contour photography.  
*Brit J Orthodont 1976; 3: 105-109*
74. **Ruppenthal T, Doll G, Sergl HG, Fricke B**  
Vergleichende Untersuchung zur Genauigkeit der Lokalisation kephalometrischer Referenzpunkte bei Anwendung digitaler und konventioneller Aufnahmetechnik.  
*Fortschr Kieferorthop. 1991; 52: 289-296*
75. **Sassouni, V**  
A roentgenographic cephalometric analysis of cephalo-faciocental relationships.  
*Angle Orthod 1955; 16: 735-765*
76. **Schmuth GP**  
Methodische Schwierigkeiten bei der Anwendung der Röntgenkephalometrie in der Kieferorthopädie  
*Fortschr Kieferortho. 1971; 32: 317-325*
77. **Schmuth GP**  
Gesichts- und Schädelprofilanalyse als Hilfe bei der kieferorthopädischen Diagnose und Behandlungsplanung  
*Zahn- Mund- Kieferheilkd. 1988; 76: 367-373*

78. **Schopf P**  
Curriculum Kieferorthopädie.  
*Quintessenz Verlags-GmbH 1994 Berlin, Band I und II, 2. Aufl.*
79. **Schopf P**  
Zur Prognose des vertikalen Wachstumstyps  
*Fortschr. Kieferorthop. 1982; 43: 271-81*
80. **Schwarz AM**  
Die Röntgenostatik.  
*Urban und Schwarzenberg Verlag Wien 1958*
81. **Schwenzer K, Holberg C, Willer J, Mast G, Ehrenfeld M**  
3-D-Erfassung der Gesichtsoberfläche durch Topometrie unter der  
Verwendung von projizierten Weißlichtstreifen  
*Mund Kiefer GesichtsChir 1998; 2: 130-134*
82. **Segner D, Hasund A**  
Individualisierte Kephalmetrie  
*Segner, 3. Auflage, Hamburg, 1998*
83. **Skotnicky F**  
Problem der Projektionsverzerrung bei Fernröntgenaufnahmen des  
Schädels  
*Fortschr Kieferorthop. 1972; 33: 277-303*
84. **Soncul B, Bamber M**  
The optical surface scan as an alternative to the cephalograph for  
soft tissue analysis for orthognathic surgery  
*Int J Adult Orthod Orthognath Surg. 1999; 14: 277-283*

85. **Speckmann A**  
Longitudinale zweidimensionale Weichteilanalyse elektronisch vermessener Profilfotos bei westfälischen Schulkindern im Alter von 7 bis 10 Jahren  
*Diss Münster 2004*
86. **Stellzig-Eisenhauer A, Lux J, Schuster G**  
Treatment decision in adult patients with Class III malocclusion: Orthodontic therapy or orthognathic surgery?  
*Am J Orthod. Dentofacial Orthop 2002; 122: 27-38*
87. **Subtelny JD**  
A longitudinal study of soft tissue facial structures and their profile characteristics, Defined in relation to underlying skeletal structures  
*Am J Orthod. 1959; 45: 481-507*
88. **Subtelny JD**  
The soft tissue profile, growth and treatment changes  
*Angle Orthod. 1961; 31: 105-22*
89. **Swennen G, Schutyser F, Barth E, Groeve P, Mey A**  
A New Method of 3-D Cephalometry Part 1: The Anatomic Cartesian 3-D Reference System  
*Journal of craniofacial surgery, 2006, 314- 325*
90. **Swennen G, Grimaldi H, Berten J, Kramer F, Dempf R, Schwestka- Polly R, Hausamen J**  
Reliability and Validity of a modified lateral cephalometric analysis for evaluation of craniofacial morphology and growth in patients with clefts  
*Journal of craniofacial surgery, 2004; 399- 412*

91. **Tahmina K, Tanaka E, Tanne K**  
Cranofacial morphology in orthodontically treated patients of Class III malocclusion with stable and unstable treatment outcomes  
*Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000; 117: 681-690
92. **Tanner JM, Weiner JS**  
The reliability of the photogrammetric method of anthropometry, with a description of a miniature camera technique  
*Am. J. Phys. Anthropol.* 1949; 7: 145-186
93. **Thalman-Degen P**  
Die Stereophotogrammetrie – ein diagnostisches Hilfsmittel in der Kieferorthopädie  
*Diss Zürich* 1957
94. **Trampisch HJ**  
Praxis-, Studien- und Forschungsführer Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie  
Stuttgart-Jena-New York, Fischer 1997
95. **Troulis J**  
Extended genioplasty: long-term cephalometric, morphometric and sensory results  
*Int.J.Oral.Maxillofac.Surg.* 2000; 29: 167-175
96. **Trypkova B, Major P, Prasad N, Nebbe B**  
Cephalometric landmark identification and reproducibility: a meta analysis  
*Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997; 112: 77-85



97. **Watted N, Teuscher T, Wieber M**  
Vertikaler Gesichtsaufbau und Planung kieferorthopädisch-  
kieferchirurgischer Kombinationsbehandlungen unter besonderer  
Berücksichtigung der dentofazialen Ästhetik  
*Kieferorthop. 2002; 16: 29-44*
98. **Wylie GA, Fish LC, Epker BN**  
Cephalometrics. A comparison of five analysis currently used in the  
diagnosis of dentofacial deformities.  
*Int J Adult Orthod Orthognath Surg. 1987; 2: 15- 36*

## 8 **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 3.1	Probandenalter
Abbildung 3.2	Body Mass Index
Abbildung 3.3	Röntgengerät Sirona Orthophos XG 5
Abbildung 3.4	Probandenpositionierung 1
Abbildung 3.5	Probandenpositionierung 2
Abbildung 3.6	Referenzebenen
Abbildung 3.7	Lineare, anguläre und proportionale Messung
Abbildung 3.8	Weichteil- Messpunkte
Abbildung 3.9	Diskriminanzanalyse
Abbildung 4.1	Winkel V1
Abbildung 4.2	Winkel V2
Abbildung 4.3	Winkel V5
Abbildung 4.4	Winkel V6
Abbildung 4.5	Winkel V14
Abbildung 4.6	Winkel V12
Abbildung 4.7	Winkel V9
Abbildung 4.8	Vierfeldertafel
Abbildung 5.1	Streuungsbreite des Punktes Gonion
Abbildung 5.2	Lokalisation Subnasale, Gnathion, Nasion
Abbildung 5.3	Artefakt Kinn
Abbildung 5.4	Wiederholte Aufnahme

Abbildung 5.5	Artefakt Nasenflügel
Abbildung 5.6	Nachbearbeitete Aufnahme

## 9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1	Kephalometrische Messungen
Tabelle 4.1	Methodenfehler der Fernröntgenseitenanalyse
Tabelle 4.2	Methodenfehler der dreidimensionalen Weichteilanalyse
Tabelle 4.3	Durchschnittswerte der Fernröntgenseitenanalyse
Tabelle 4.4	Durchschnittswerte der dreidimensionalen Weichteilanalyse
Tabelle 4.5	Korrelationen nach Pearson

# 10 Anhang

## 10.1 Tabellen

**Tabelle 1: Durchschnittswerte des untersuchten Kollektives und allgemeine Durchschnittswerte (nach Rakosi)**

<i><b>Winkel</b></i>	<i><b>Untersuchtes Patientenkollektiv</b></i>	<i><b>Allgemeine Durchschnittswerte</b></i>
NSAr	<b>124 +/- 4,8</b>	123,5
SArGo	<b>145,4 +/- 6,6</b>	142
ArGoMe	<b>118,7 +/- 6,6</b>	128,5
Summenwinkel	<b>388,1 +/- 6,4</b>	394
NGoAr	<b>48,8 +/- 3,9</b>	55
NGoMe	<b>69,9 +/- 4,9</b>	72,5
NSBa	<b>128,9 +/-4,7</b>	130
SpP-MeGo	<b>21,3 +/- 5,5</b>	26,5
SN-MeGo	<b>28,5 +/- 6,5</b>	33,5
R.ascendens	<b>61,5 +/- 8,6</b>	48,9
SGo/NMe x 100	<b>69,8 +/- 5,4</b>	65
Facial axis	<b>88,5 +/- 4</b>	90

**Tabelle 2: Kalibrierung FRS I**

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Max	Min	Abw
NSAr	118	117	118	118	117,5	118	118	117	117	117	118	117	1
SAr Go	143,5	144	143	143	144	143	144	144	144	143	144	143	1
ArGo Me	120	119,5	120	120	120	120	119,5	119,5	119,5	120	120	119,5	0,5
Sum- menw.	381,5	380,5	381	381	381,5	381	381,5	380,5	380,5	380	381,5	380	1,5
NGo Ar	55,5	55	55	55,5	55	55	54,5	54,5	54,5	55	55,5	54,5	1
NGo Me	65,5	65	66	65	65	65,5	65,5	65	65	65	66	65	1
SpP - MeGo	17	17	17	16,5	16,5	16	16,5	16,5	17	16,5	17	16	1
SN- MeGo	22	22	22	22	21,5	21	21,5	21,5	22	22	22	21	1
SGo/ NMe	73,6	74,1	73,8	74,3	73	74,1	74,5	74,2	73,8	73,1	73	74,5	1,5
R.asc.	61	61,5	61,5	61,5	61	61,5	61	61,5	61,5	61	61,5	61	0,5
Facial axis	88,5	88,5	88,1	88,3	88,0	88	88,4	88,5	88,4	88,1	88,5	88,4	0,5

**Tabelle 3: Kalibrierung FRS II**

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Max	Min	Abw
NSAr	118	118	118	118	118	118	118,5	118	118	118	118,5	118	0,5
SAr Go	143,5	143	143	143,5	143	143	143	143	143,5	143,5	143,5	143	0,5
ArGo Me	119,5	120	119,5	119,5	120	119,5	119,5	120	119,5	119,5	120	119,5	0,5
Sum- menw.	381	381	380,5	381	381	380,5	381	381	381	381	381	380,5	0,5

NGo Ar	55	55	55	55	55	54,5	54,5	55	54,5	54,5	55	54,5	<b>0,5</b>
NGo Me	64,5	65	64,5	64,5	65	65	65	65	65	65	65	64,5	<b>0,5</b>
SpP- MeGo	18	18	18	18,5	18	18,5	18	18	17,5	18	18,5	17,5	<b>1</b>
SN- MeGo	21	22	21	21,5	21,5	22	22	21,5	21,5	21,5	22	21	<b>1</b>
SGo/ NMe	73	73,2	73,8	73,1	74,2	74,1	73,6	73,6	74,2	73,5	73	74,2	<b>1,2</b>
R.asc	62,5	62,5	62,5	62,5	62,5	62	61,5	62	61,5	62,5	62,5	61,5	<b>1</b>
Facial axis	88,1	88,3	88,3	88,5	88,4	88,3	88,6	88,3	88,5	88,4	88,4	88,1	<b>0,5</b>

**Tabelle 4: Kalibrierung Stereophotogrammetrie I**

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Min	Max	Abw
V1	54,2	55,9	56,7	56	54,7	54,7	55,9	55,8	55,3	55,9	54,2	56,7	<b>2,5</b>
V2	113,9	114,6	113,4	114,7	113,5	115,8	113,3	114,1	112,4	113,3	112,4	115,8	<b>3,4</b>
V3	88,5	87,4	86,6	87,2	88,2	88,4	87,6	87,4	88	87,6	86,6	88,5	<b>1,9</b>
V4	74,2	74,2	74	74,2	73,9	74,4	75,1	73,6	74,7	74,2	73,6	75,1	<b>1,5</b>
V5	116,3	116	116,5	116,5	117,6	116,4	116,5	116,6	116,1	118	116,0	118,0	<b>2,0</b>
V6	103,3	103	103,9	103,7	104,5	103,4	104,5	103,6	103,1	105,4	103,0	105,4	<b>2,4</b>
V7	130,3	129,8	130,1	130,1	129,6	130,5	130,2	129,6	130,5	129,9	129,6	130,5	<b>0,9</b>
V8	60,0	63,4	62,8	62,3	59,3	60,4	59,9	61	60,5	59,7	59,3	63,4	<b>4,1</b>
V9	64,6	63,9	64,5	64,2	63,6	64,7	65	63,9	64,3	65,4	63,6	65,4	<b>1,8</b>
V10	168,6	168,8	168,5	168,2	168,9	168,1	166,3	170,1	168	168,1	166,3	170,1	<b>3,8</b>
V11	70,5	70,1	70,1	70	70,7	69,8	69,5	70,4	69,8	70,4	69,5	70,7	<b>1,2</b>
V12	79,6	80,3	81	80,3	80,1	79	79,3	80,6	79,3	80,3	79,0	81	<b>2,0</b>
V13	72,8	72,9	72,9	72,6	73,8	72,6	72,5	73,3	72,6	73,4	72,5	73,8	<b>1,3</b>

V14	13,6	14,3	14,4	15,3	13,3	14,6	13,7	14,6	13,9	14,2	13,3	15,3	<b>2,0</b>
V15	59	62	61	58,5	61	57,1	59,3	59,4	58	58,7	57,1	62	<b>4,9</b>
V16	88,8	88,8	89,2	89	88,9	88,9	89,7	88,9	88,8	89,3	88,8	89,7	<b>0,9</b>
V17	114,4	114,4	114,7	114,7	114,6	114,2	114,2	114,5	114,2	114,3	114,2	114,7	<b>0,5</b>
V18	52,2	53	53,1	52,6	52,9	52,3	52,9	53,3	52,4	52,9	52,2	53,3	<b>1,1</b>

**Tabelle 5: Kalibrierung Stereophotogrammetrie II**

	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>Abw</b>
V1	64,4	64,5	65,4	64,2	63,6	63,6	64,7	63,2	64,7	63,6	63,2	64,7	<b>1,5</b>
V2	137,2	136,1	137,6	136,2	136,4	136,2	138,9	137,7	138,6	139	136,1	139	<b>2,9</b>
V3	91	91	90	90,9	91	91,1	90,4	91,6	90,9	91	90	91,6	<b>1,6</b>
V4	78,5	77,7	77,3	76	76,9	76,8	76,9	76,3	77,5	75,3	75,3	78,5	<b>3,2</b>
V5	139	139,8	138,1	138,9	139,4	140,2	140,1	139,1	139	140,1	138,1	140,2	<b>2,1</b>
V6	121,7	122	122,1	122,2	122	124	122,5	121,9	122	123,1	121,7	124	<b>2,3</b>
V7	124,1	124,2	123,8	124,1	124,1	124,4	123,2	124	124,4	123,9	123,2	124,4	<b>1,2</b>
V8	65,5	69,3	67	66,8	65,4	64,5	65,1	65,4	66,7	66,3	64,5	69,3	<b>4,8</b>
V9	63,8	64,9	64,6	65,9	64,5	66,5	63,8	65,3	65,3	65,2	63,8	66,5	<b>2,7</b>
V10	160	161,2	159,6	161,9	160,9	161,1	160,8	161,8	161,1	161	159,6	161,9	<b>2,3</b>
V11	67,9	68,7	68,4	68,7	68,7	68,8	68,6	68,2	68,2	68,2	67,9	68,8	<b>0,9</b>
V12	74,6	75,4	76	75,6	75,5	75,5	75,9	74,4	75	75	74,4	76	<b>1,6</b>
V13	79,1	79	78,1	78,1	78,9	78,1	79,7	78,4	78,3	79,1	78,1	79,7	<b>1,6</b>
V14	13,8	15,3	15,5	13,4	13,2	12,7	15,6	14,2	15,7	15,9	12,7	15,9	<b>3,2</b>
V15	58,8	59	57,4	59,4	58,6	59,3	55,7	57,1	54,5	56	54,5	59,4	<b>4,9</b>
V16	87,5	87,3	88,4	88	87,5	88,4	87,5	87,6	87,8	87,8	87,5	88,4	<b>0,9</b>

V17	113,9	114,1	114,9	114,9	114,9	114,6	115,1	114,4	114,1	115,3	113,9	115,3	1,4
V18	51,5	51,1	51,6	50,8	50,8	50,6	51,5	50,6	51,1	50,9	50,6	51,6	1

## 10.2 Definitionen der Messpunkte und Winkel der Fernröntgenseitenanalyse

### **S**            Sella

Zentrum der knöchernen Krypte der Sella turcica

### **N**            Nasion

Cranioventralster Punkt der Sutura naso-frontalis

### **Ba**            Basion

Der am weitesten posterior und kaudal gelegene Punkt des Clivus in der Median-Sagittal- Ebene und damit anteriorster Punkt des Foramen magnum

### **Spa**            Spina nasalis anterior

Der am weitesten anterior gelegene Punkt der knöchernen Spina nasalis anterior

### **Spp**            Spina nasalis posterior

Dorsale Begrenzung der Maxilla. Schnittpunkt der vorderen Wand der Fossa pterygopalatina mit dem Nasenboden



**Gn**        Gnathion

Kaudalster Punkt der Unterkiefersymphyse in der Median-Sagittal-Ebene

**Go**        Gonion

Schnittpunkt des mandibularplanes (Me-P1) und einer Tangente an den aufsteigenden Unterkieferast (Ar-P2)

**Ar**        Artikulare

Der Schnittpunkt des Unterrandes der Schädelbasis mit der dorsalen Kontur des Collum mandibulae

**Me**        Menton

Kaudalster Punkt an der Kontur der Symphyse

**Winkel und Strecken**

**Summenwinkel**

Summe des Sella- (NSAr), Gelenk-(SArGo) und Kieferwinkels (ArGoMe) nach Björk

**NSAr**

Winkel zwischen der vorderen Schädelbasis (SN) und dem Punkt Artikulare

**SArGo**

Winkel zwischen den Punkten Sella, Artikulare und Gonion

**ArGoMe**

Winkel zwischen den Punkten Artikulare, Gonion und Menton

**NGoAr**

Winkel zwischen den Punkten Nasion, Gonion und Artikulare

**NGoMe**

Winkel zwischen den Punkten Nasion, Gonion und Menton

**SGo/NMe x 100**

Prozentuales Verhältnis zwischen der hinteren (SGo) und der vorderen (NMe) Gesichtshöhe nach Jarabak

**NSBa**

Winkel zwischen der vorderen Schädelbasis (SN) und dem Punkt Basion

**SpP-MeGo**

Winkel zwischen der Oberkiefergrundebene (SpP = Linie zwischen dem Punkt SpA und dem Punkt SpP) und der Unterkiefergrundebene (= Basiswinkel).

**SN-MeGo**

Winkel zwischen der vorderen Schädelbasis (SN) und der Unterkiefergrundebene (MeGo)

**Facial axis**

Winkel zwischen den Referenzlinien N-Ba und Pt-Gn (nach dorsal gemessen)

**Ramus ascendens**

Länge des aufsteigenden Astes

## **10.3 Definitionen der Messpunkte und Winkel der dreidimensionalen Weichteilanalyse**

**1. pg Pogonion**

Vorderster mittlerer Weichteilpunkt des Kinns

**2. prn Pronasale**

Vorderster mittlerer Weichteilpunkt der Nase

**3. sl Sublabiale**

Hinterster mittlerer Weichteilpunkt der Sublabialfalte

**4. sn Subnasale**

Mittelpunkt der Nasolabialfalte zwischen Columella Oberlippe

**5. gn Gnathion**

Unterster Mittelpunkt des Kinns

**6. go(l/r) Gonion**

Lateralster Punkt der Weichteilkontur über dem Unterkieferwinkel

**7. n Nasion**

Mittelpunkt der Nasenwurzel

**8. po(l/r) Porion**

Höchster Punkt des oberen Randes des häutigen Gehörgangs

**9. ss Subspinale**

Hinterster Philtrum - Mittelpunkt

**10.t(l/r) Tragus**

Oberster Punkt des Tragus. Winkel und Strecken

**Winkel und Strecken**

**V1 Lower face height**

Strecke zwischen Subnasale und Gnathion

**V2 Lower face width**

Strecke zwischen Gonion (rechts) und Gonion (links)

**V3 Lower face arcs index**

Verhältnis zwischen dem Winkel t-sn-t (lower face arc index) und dem Winkel t-gn-t (lower face arc index 2)

**V4 distance sn - vertical plane**

Abstand von dem Punkt Subnasale zu der Vertikalebene

**V5 Right depth of the lower third of the face**

Strecke zwischen den auf die Medianebene projizierten Punkten Tragus

(r) und Gnathion

**V6 Right depth of the middle third of the face**

Strecke zwischen den auf die Medianebene projizierten Punkten Tragus (r) und Subnasale

**V7 Full soft tissue convexity**

Winkel zwischen den Punkten Nasion – Pronasale - Pogonion projiziert auf die Medianebene

**V8 Gonion 2**

Winkel zwischen den Punkten Nasion - Gonion - Gnathion projiziert auf die Medianebene

**V9 Growth pattern**

Winkel zwischen den Punkten Nasion – Tragus – Pogonion projiziert auf die Vertikalebene

**V10 Soft tissue convexity**

Winkel zwischen den Punkten Nasion – Subnasale - Pogonion projiziert auf die Medianebene

**V11 Lower face arc index**

Winkel zwischen den Punkten Tragus (r) - Subnasale – Tragus (l) projiziert auf die Horizontalebene

**V12 Lower face arc index 2**

Winkel zwischen den Punkten Tragus (r) - Gnathion – Tragus (l) projiziert

auf die Horizontalebene

**V13 t(r)- soft tissue n - ss**

Winkel zwischen den Punkten Tragus (r)- Nasion – Subspinale projiziert auf die Medianebene

**V14 Basis Angle**

Winkel zwischen der Strecke Subnasale - Porion und der Strecke Gonion-Gnathion projiziert auf die Medianebene

**V15 Sagittal relation**

Verhältnis zwischen der Strecke sn zur Vertikalebene und der Strecke pg zur Vertikalebene

**V16 middle lower third face depth index right**

Verhältnis zwischen der Strecke Tragus - Subnasale und der Strecke Tragus – Gnathion

**V17 n-sn/n-gn**

Verhältnis zwischen der Strecke Nasion - Subnasale und der Strecke Nasion – Gnathion

**V18 sn-gn/n-gn**

Verhältnis zwischen der Strecke Subnasale - Gnathion und der Strecke Nasion – Gnathion

# 11 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Frau Professor Dr. Angelika Stellzig-Eisenhauer für die Überlassung des Promotionsthemas und ihre Unterstützung bei der Durchführung der Promotion. Zudem war Ihre Lehre während des Studiums ausschlaggebend für meine berufliche Zukunft in der Kieferorthopädie.

Ich danke Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. Josip S. Bill für die freundliche Übernahme des Korreferates.

Ganz besonders herzlich bedanke ich mich bei Frau Dr. Janka Kochel für die wissenschaftliche Betreuung, ihre fachliche Unterstützung, ihr Engagement, ihre große Hilfsbereitschaft zu jeder Tages- und Nachtzeit und ihre Geduld.

Herrn Dr. Philipp Meyer-Marcotty und Frau Dr. Jutta Hartmann danke ich ebenfalls sehr herzlich für die Unterstützung und die Hilfestellung bei der Durchführung dieser Arbeit.

Den Mitarbeitern der Röntgenabteilung der Poliklinik für Kieferorthopädie Würzburg möchte ich für die Unterstützung bei der Erstellung der Röntgenaufnahmen danken.

Meinen Eltern und insbesondere meinem Bruder möchte ich von ganzem Herzen für die moralische Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit und während des gesamten Studiums danken.

# 12 Lebenslauf

Name	Susanne Schneck
Geburtsdatum	13.11.1981
Geburtsort	München
Familienstand	ledig, keine Kinder
Wohnort	Erikastraße 39, 20251 Hamburg

## Schulbildung

1988 - 1992	Grundschule Alzenau
1992 – 2001	Spessart-Gymnasium Alzenau, Abitur

## Universitärer Werdegang

2001 - 2002	Studium der Biologie, Universität Gießen
2002 - 2007	Studium der Zahnmedizin, Universität Würzburg

## Beruflicher Werdegang

03/2008-06/2008	Vorbereitungsassistentin Dr. Waldhorn, Würzburg
06/2008-04/2009	Vorbereitungsassistentin Dr. Bley Müller, Würzburg
04/2009-04/2010	Weiterbildungsassistentin Dr. Böhmke, Uetersen
Seit 04/2010	Angestellte Zahnärztin Dr. Böhmke, Uetersen