

Aus dem Universitätsklinikum Münster

Klinik und Poliklinik für Mund- und Kiefer-Gesichtschirurgie

- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Dr. h.c. U. Joos -

Optische 3D-Messungen
zur Analyse von Gesichtsoberflächenveränderungen
orthognath-chirurgischer Patientenfälle

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Dr. med. dent. Christian Proll

aus Erwitte

2010

gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Wilhelm Schmitz

1. Referent: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. J. Kleinheinz

2. Referent: PD Dr. rer. nat. D. Dirksen

Tag der mündlichen Prüfung: 20.05.2010

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Poliklinik für Mund- und Kiefer-Gesichtschirurgie
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Dr. h.c. U. Joos -
Referent: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. J. Kleinheinz
Koreferent: Priv.-Doz. Dr. rer. nat. D. Dirksen

ZUSAMMENFASSUNG

Optische 3D-Messungen zur Analyse von Gesichtsoberflächenveränderungen
orthognath-chirurgischer Patientenfälle

Dr. med. dent. Christian Proll

Orthognath-chirurgische Eingriffe führen in den meisten Fällen zu dreidimensionalen Veränderungen der Gesichtsoberfläche. Mit konventionellen bildgebenden Methoden, wie dem Fernröntgeseitbild oder der klinischen Fotografie, können derartige Gesichtsveränderungen weder vollständig erfasst, dargestellt noch analysiert werden. Daher werden seit einigen Jahren dreidimensionale Messsysteme zur räumlichen Erfassung von Gesichtsoberflächen experimentell eingesetzt. Da mit mechanischen Verfahren nur einzelne Messpunkte unter sehr großem Zeitaufwand abgegriffen werden können, verwenden viele Autoren laserbasierte oder aktiv-photogrammetrische 3D-optische Verfahren, mit deren Hilfe gesamte Gesichtsoberflächen innerhalb weniger Sekunden erfasst werden können. Die Visualisierung von Gesichtsoberflächenveränderungen orthognath-chirurgischer Patienten *qualitativ* in Form von Falschfarbendarstellungen wurde vereinzelt beschrieben. *Quantitative* Analysen der Weichgewebsverlagerungen nach orthognath-chirurgischen Eingriffen sind hingegen fast ausschließlich in der Ebene des Fernröntgeseitbildes beschrieben worden. Eine spezielle Methode zur visuellen und metrischen 3D-Analyse von Veränderungen von Gesichtsoberflächen nach orthognath-chirurgischen Eingriffen ist nicht vorhanden.

In dieser Arbeit wurde anhand von 15 orthognath-chirurgischen Patientenfällen untersucht, ob und inwieweit eine an der Universität Münster entwickelte, aktiv-photogrammetrische Methode auf Grundlage der Streifenprojektionstechnik geeignet ist, die operativ bedingten Gesichtsoberflächenveränderungen zu *erfassen*, zu *visualisieren* und metrisch zu *analysieren*. Die Ergebnisse zeigten, dass mit dem eingesetzten 3D-Messverfahren Gesichtsoberflächen ausreichend genau und schnell erfasst werden konnten. Die Visualisierung Gesichtsveränderungen gelang in Form von *3D-Oberflächenmodellen*, *3D-Matchingmodellen*, *Falschfarbendifferenzbildern* und in Form von *Profilliniemodellen und -diagrammen*. Neben der *qualitativen* Darstellung waren *quantitative* Analysen der Weichteilveränderungen in medianen und paramedianen Gesichtsbereichen möglich. Weiterhin ließen sich Zusammenhänge zwischen den Hart- und Weichgewebsverlagerungen berechnen und grafisch darstellen, allerdings auf unsicherer Datenbasis von Planungsbögen. Als fehleranfällig erweist sich die Methode im Bereich des Matchings der prä- und postoperativen Datensätze mit Hilfe eines modifizierten Gesichtsbogens. Die verwendete Methode erweist sich prinzipiell als geeignet zur 3D-Visualisierung und 3D-Analyse von Gesichtsoberflächenveränderung orthognath-chirurgischer Patienten. Verbesserungen und Weiterentwicklungen sind allerdings notwendig.

Tag der mündlichen Prüfung: 20.05.2010

meinen Eltern zum Dank gewidmet

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|-------|---|-----|
| 1 | Einleitung..... | 1 |
| 1.1 | Das Fernröntgenseitbild (FRS)..... | 2 |
| 1.2 | Die klinische Fotografie | 6 |
| 1.3 | 3D-Messsysteme..... | 10 |
| 1.3.1 | Mechanische 3D-Systeme..... | 10 |
| 1.3.2 | Optische 3D-Systeme..... | 12 |
| 1.4 | Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerungen bei orthognath-chirurgischen Eingriffen | 30 |
| 2 | Zielsetzung und Fragestellung..... | 34 |
| 3 | Material und Methode..... | 36 |
| 3.1 | Patientenauswahl | 36 |
| 3.2 | 3D-optische Erfassung..... | 38 |
| 3.2.1 | Das ATOS-Messsystem..... | 38 |
| 3.2.2 | Messvorgang | 40 |
| 3.3 | Analyse | 42 |
| 3.3.1 | Aufbereitung der 3D-Daten..... | 42 |
| 3.3.2 | Visualisierung der Gesichtsoberflächenveränderungen | 44 |
| 3.3.3 | Vermessung der Gesichtsoberflächenveränderungen | 46 |
| 3.3.4 | Fehlerbetrachtung..... | 48 |
| 3.4 | Auswertung der Messergebnisse | 49 |
| 4 | Ergebnisse..... | 51 |
| 4.1 | Ergebnisse der Patientenauswahl..... | 51 |
| 4.2 | Visualisierung der Gesichtsoberflächenveränderungen..... | 54 |
| 4.3 | Messergebnisse | 69 |
| 4.4 | Fehlerbetrachtung | 85 |
| 4.5 | Zusammenhänge zwischen den Hart- und Weichgewebsverlagerungen..... | 86 |
| 5 | Diskussion..... | 99 |
| 5.1 | Diskussion der Methode | 99 |
| 5.2 | Diskussion der Ergebnisse..... | 104 |
| 5.3 | Diskussion der Fehlermöglichkeiten | 106 |
| 5.4 | Diskussion im Zusammenhang..... | 108 |
| 6 | Zusammenfassung und Beantwortung der Fragestellung..... | 110 |
| 7 | Literaturverzeichnis | 113 |
| | Danksagung | 124 |
| | Lebenslauf | 125 |

1 Einleitung

Das Gesicht wird in besonderer Weise von uns wahrgenommen und ist bedeutend für die Attraktivität eines Menschen [31]. Dabei wird das äußere Erscheinungsbild des Gesichtes durch die Form des Gesichtsschädels und der ihn bedeckenden Weichgewebe bestimmt. Deutliche Veränderungen der knöchernen Strukturen wirken sich in den meisten Fällen auch auf die Form der Gesichtsoberfläche aus. Diese morphologischen Veränderungen sind bei orthognath-chirurgischen Eingriffen aus ästhetischen Gründen meistens erwünscht. Bei der Entscheidung zu einer derartigen Operation steht für die Mehrzahl der Patienten dieser Aspekt im Vordergrund [41]. Eine möglichst umfassende Dokumentation des Gesichtes und seiner operativ bedingten Veränderungen ist nicht nur aus diagnostischen, sondern auch aus forensischen Gründen wünschenswert.

In der überwiegenden Zahl der orthognath-chirurgischen Fälle werden heute nach wie vor *Fernröntgenseitbilder (FRS)* und *klinische Fotos* zur Dokumentation, Diagnostik und Analyse des Gesichtes verwendet. Bei diesen Verfahren wird das Gesicht zweidimensional auf einer Ebene abgebildet. Seit etwa 15 Jahren werden auch *3D-Messsysteme* zur Gesichtserfassung und -analyse eingesetzt. Neben mechanisch arbeitenden Systemen sind es vor allem die 3D-optischen Systeme, auf der Grundlage von Laser-Scan-Verfahren oder der Stereophotogrammetrie in Kombination mit projizierten Mustern, die in mehreren Studien eingesetzt und ausgewertet wurden. Vereinzelt wurden orthognath-chirurgische Gesichtsveränderungen durch Falschfarbendarstellung qualitativ beschrieben. Quantitative Analysen derartiger Gesichtsveränderungen sowie Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerungen sind bislang fast ausschließlich anhand von FRS-Aufnahmen in der Ebene des Gesichtsprofils untersucht worden.

In wieweit sich orthognath-chirurgische Gesichtsveränderungen durch den Einsatz eines aktiv-stereophogrammetrischen Messsystems sowohl qualitativ wie auch quantitativ analysieren lässt soll in dieser Arbeit an Patientenfällen untersucht werden.

1.1 Das Fernröntgenseitbild (FRS)

Die Technik der Fernröntgenaufnahme zur Darstellung des Schädels in der seitlichen Ebene wurde von HOFRATH 1931 eingeführt [30]. Mit Hilfe dieses Röntgenverfahrens ist es möglich, kieferorthopädisch relevante Strukturen in einer seitlichen Ansicht darzustellen. Seither gehört das FRS zu den wichtigsten Hilfsmitteln in der kieferorthopädischen Diagnostik [63].

Neben der Lagebeziehung der Kiefer im Gesichtsschädel und der Position der Zähne zu den Kieferbasen kann, unter bestimmten technischen Voraussetzungen, auch das weichgewebige Gesichtsprofil auf dem Film abgebildet werden. Die Schwierigkeit besteht jedoch in der sehr unterschiedlichen Strahlendurchlässigkeit für Weichgewebe und Knochen. Um beide Strukturen in gleicher Qualität abbilden zu können wird ein speziell geformter Weichgewebefilter aus Aluminium direkt an der Röntgenröhre in den Strahlengang eingeblendet [70].

Physikalisch betrachtet ist die Fernröntgenseitaufnahme eine zweidimensionale, seitliche Projektion der knöchernen und weichgewebigen räumlichen Schädelstrukturen auf die Filmebene. Die hintereinander im Strahlengang gelegenen Gewebsanteile summieren sich in ihrer abschwächenden Wirkung und werden überlagernd auf dem Film dargestellt. Der Informationsgehalt eines Bildes ist abhängig von einer scharfen, verzerrungsfreien und maßstabgerechten Abbildung.

Aufgrund der Strahlendivergenz von Röntgenstrahlen werden filmferne Strukturen größer und unschärfer dargestellt als filmnahe Strukturen, dies führt bei paarig angelegten Strukturen zu Doppelkonturen im FRS, dem sogenannten *Parallaxenfehler* [1]. Dieser Fehler kann nur durch einen möglichst großen Film-Focus Abstand verringert werden. Ein großer Film-Focus Abstand verbessert zudem die maßstabgerechte Abbildung (s. Abb. 1). Ideal wäre hierzu ein Film-Focus Abstand von 4-5 m [63]. Die zur Schwärzung des Films notwendige Strahlungsenergie ist bei diesem Abstand jedoch sehr hoch, so dass man sich allgemein auf einen Film-Focus Abstand von 1,5 m als Kompromiss geeinigt hat, was eine *Abbildungsvergrößerung* von durchschnittlich 7% zur Folge hat [63].

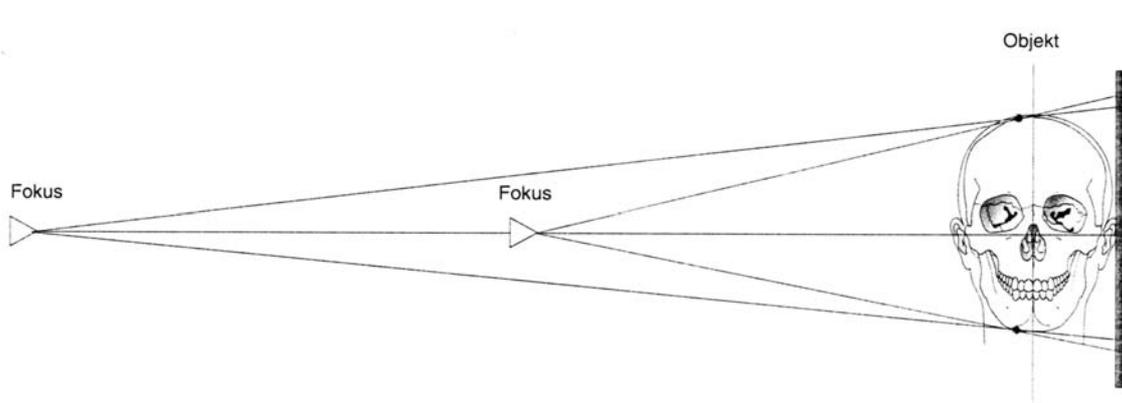


Abb. 1: Parallaxenfehler und Abbildungsvergrößerung durch geringen Film-Focus-Abstand [63]

Sogenannte *Verzerrungsfehler* treten innerhalb einer Abbildung auf, wenn der Schädel des Patienten oder die Filmebene nicht exakt senkrecht zum Zentralstrahl der Röntgenröhre ausgerichtet sind. [63] (Abb. 2).

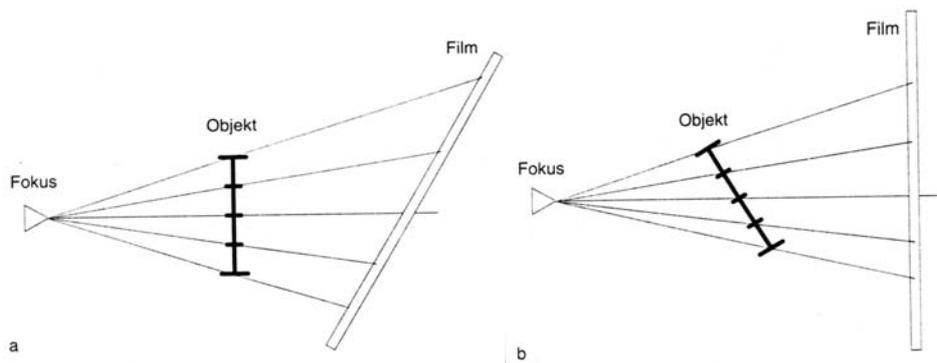


Abb. 2: Verzerrungsfehler durch falsche Ausrichtung der Filmebene (a) oder falsche Ausrichtung der Objektebene (b). [63]

Zur Vermeidung dieses Fehlers wird in FRS-Röntengeräten zum einen der Kopf des Patienten in einer speziellen Kopfhalterung (Kephalostat) senkrecht zum Zentralstrahl positioniert, zum anderen sind Röntgenröhre und Filmebene senkrecht zueinander ausgerichtet. Die genannten radiografischen Fehler haben aufgrund der technisch ausgereiften FRS-Geräte heute nur noch geringe Bedeutung. Hingegen kann die Identifikation von Messpunkten bei schwer erkennbaren Strukturen innerhalb der FRS-Aufnahme mit Fehlern behaftet sein. Derartige *Identifikationsfehler* gehen dann in die kephalometrische Analyse ein [63].

Die *Strahlenbelastung* konventioneller FRS-Aufnahmen beträgt nach neueren Literaturangaben etwa 2 bis 5 μSv effektive Dosis pro Aufnahme [22, 46, 59, 82]. Durch Verwendung von Kollimatoren lässt sich das Strahlungsfeld auf die relevanten Bereiche eingrenzen und die effektive Dosis hierdurch um bis zu 47 % reduzieren [22]. Durch Verwendung von digitalen Sensoren ist eine Reduktion der effektiven Dosis um etwa 50 % auf bis zu 1,7-1,1 μSv pro Aufnahme möglich [23, 82]. Das gesundheitliche Risiko durch FRS Aufnahmen ist insgesamt schwierig einzuschätzen. Nach Untersuchungen von MAILLIE et GILDA 1993 [51] variiert das Risiko einer durch konventionelle FRS-Aufnahmen verursachten cancerogenen Erkrankung zwischen 0,3-6 Fälle pro 1 Millionen Patienten. Das Risiko wird von den Autoren für ältere Patienten prinzipiell geringer eingestuft als für jüngere Patienten.

Für die *kephalometrische Analyse* eines FRS-Bildes sind mehrere Methoden bekannt, zum Beispiel diejenigen nach RICKETTS, HASUND, STEINER, DOWNS oder HOLDAWAY [63]. Sie wird heute in der Regel mit computergestützten FRS-Analyse-Systemen durchgeführt, welche die konventionellen Durchzeichnung und Vermessung mit Lineal und Winkelmessern weitestgehend abgelöst hat. Je nach Analysemethode werden *Messpunkte* und *Bezugslinien* in das FRS eingezeichnet (Abb. 3). Die gemessenen Winkel- und Streckenverhältnisse werden dann im Vergleich zu kephalometrischen Durchschnittswerten betrachtet. Zur *Analyse des weichgewebigen Gesichtsprofils* wird die FRS-Aufnahme zunächst an horizontalen und vertikalen Bezugslinien ausgerichtet. Danach werden bestimmte Messpunkte im Weichgewebsprofil bestimmt (Abb. 4). Je nach Analysemethode werden die Abstände dieser Punkte zu den Bezugslinien gemessen oder es werden die Winkel zwischen zwei Punkten bestimmt. Auch hier ermöglicht ein Vergleich mit den entsprechenden Referenzwerten eine diagnostische Aussage über das Weichgewebsprofil des Patienten [63]. Die *Überlagerung von FRS-Bildern* bietet die Möglichkeit zur Darstellung von wachstums- oder therapiebedingten Veränderungen. Im Wachstum besteht allerdings das Problem von nicht konstanten Bezugspunkten und Bezugslinien [63].

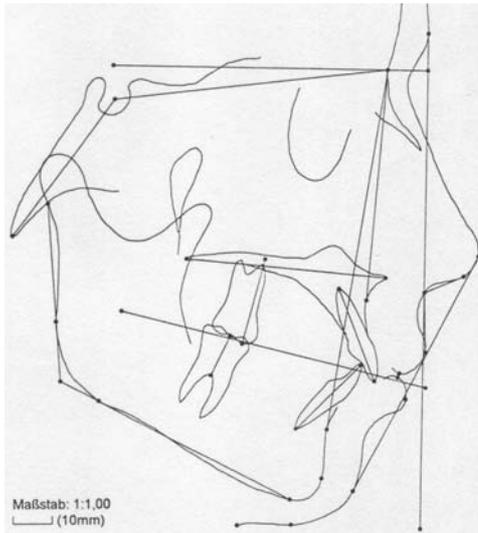


Abb. 3: FRS Durchzeichnung [63]

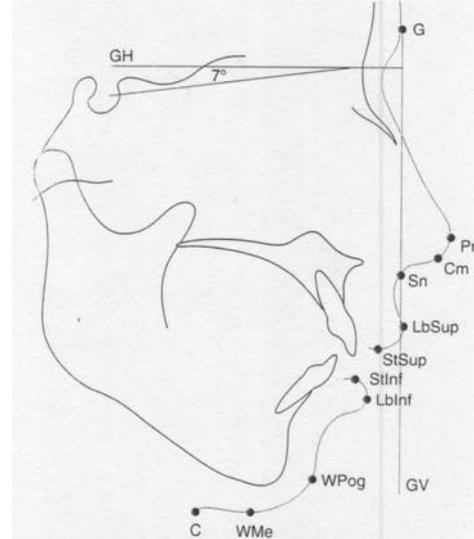


Abb. 4: Weichgewebspunkte im FRS [63]

Zusammenfassend betrachtet geben FRS-Aufnahmen gute kephalometrische Informationen über knöcherne und weichgewebige Zusammenhänge des seitlichen Schädels. Allerdings beschränken sich die Informationen nur auf die sagittale und vertikale Dimension. Zudem sind die Aufnahmen mit Strahlenbelastungen für den Patienten verbunden.

1.2 Die klinische Fotografie

Die klinische Fotografie ist in vielen Bereichen der Medizin seit Jahren etabliert. Zur Dokumentation, Operations- bzw. Therapieplanung wird sie heute besonders in der Plastischen Chirurgie [16], der Kieferorthopädie [71] und der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie [8, 20, 29, 73] eingesetzt. Um die Qualität und die Vergleichbarkeit von Aufnahmen zu gewährleisten sind von einigen Autoren Empfehlungen zur Standardisierung beschrieben worden [8, 16, 20]. Diese beziehen sich auf die Kameras und Objektiv, sowie die Beleuchtung, das Studio-Setup und die Aufnahmeperspektiven. Im November 2005 wurden hierzu Richtlinien für die klinische Fotografie des Gesichtsbereiches durch die „European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery“ erarbeitet.

ETTORRE et al. (2006) [20] beschreiben, orientierend an diesen Richtlinien, *picture sets* für die Gesichtschirurgie, ähnlich wie DI BERNADO et al. (1998) [16]. Das sind Aufnahmeserien aus festgelegten Perspektiven. Das sogenannte *conventional facial picture set* beinhaltet Aufnahmen aus der frontalen, schrägen (45 Grad) und seitlichen (90 Grad) Perspektive (Abb. 5) [16, 20].

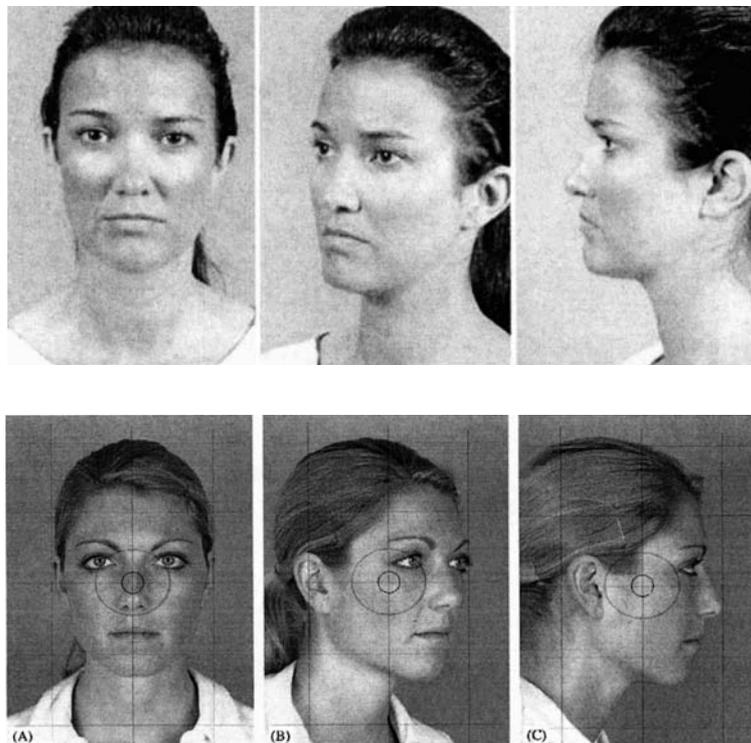


Abb. 5: conventional picture set [16, 20]

Zur detaillierteren Darstellung bestimmter anatomischer Regionen [20] sowie zur Dokumentation von Gesichtsausdrücken [16] können sogenannten *additional facial pictures* angefertigt werden (Abb. 6).

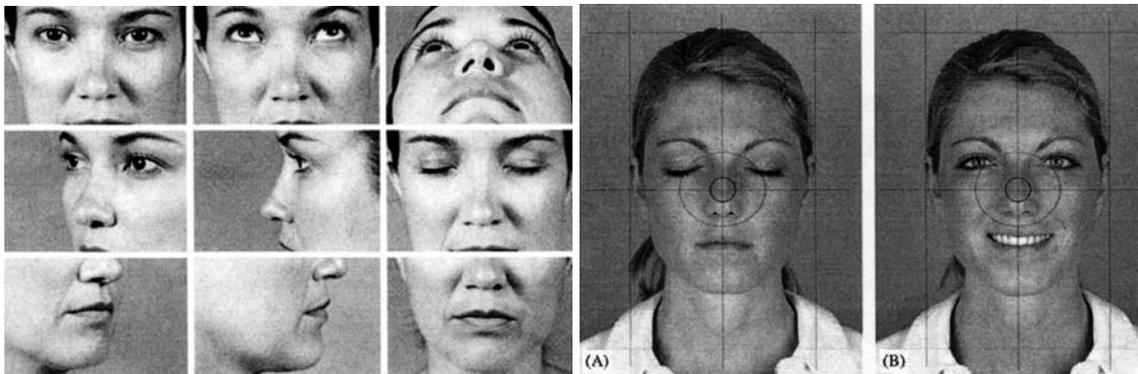


Abb. 6: additional facial pictures [16, 20]

Für Spezialbereiche der Gesichtschirurgie können ergänzend *additional picture sets for special topics* [73] angefertigt werden. Nach einer Untersuchung von SANDLER und MURRAY (2002) [71] werden in der täglichen Praxis die klinische Fotos, im Gegensatz zu den vorgeschlagenen, umfangreichen Fotosets, meistens nur in der frontalen und der rechts-seitlichen Perspektive aufgenommen (Abb. 7).

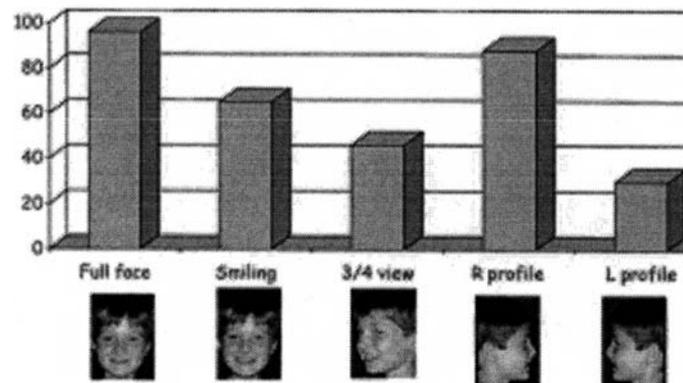


Abb. 7: Häufigkeiten von Gesichtsfotografien in der täglichen Praxis [71]

Die Bedeutung der klinischen Fotografie wird in der Dokumentation, in der Planung von chirurgischen Eingriffen, in der Patienten-Information, in der Wissenschaft und Lehre, sowie im forensischen Bereich gesehen und somit als wichtiger Bestandteil der Patientenunterlagen eingeordnet [20].

Fotoanalyse

Schon in der Antike beschäftigen sich Künstler mit den Proportionen des Gesichtes. Der römische Architekt VITRUVIUS entwarf beispielsweise die noch heute verwendete Dreiteilung des Gesichtes (Abb. 8). In der Renaissance wurden weitere Proportionsstudien von DA VINCI, DÜRER und DELLA FRANCESCA durchgeführt [31]. DA VINCI empfahl, dass der Abstand zwischen Mundöffnung und Nasenansatz ein Siebtel des gesamten Gesichtes und der Abstand zwischen Mundöffnung und Kinnboden ein Viertel des gesamten Gesichts betragen sollen (Abb. 9) [81].



Abb. 8: Dreiteilung des Gesichtes [31]

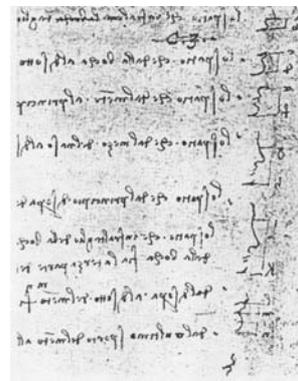


Abb. 9: Da Vinci's Proportionen [81]

Die Dreiteilung des Gesichtes in Ober-, Mittel und Untergesicht ist seit der Antike bis heute beibehalten worden. Alle drei Gesichtsbereiche sollten dabei im Idealfall jeweils ein Drittel der Gesichtshöhe ausmachen. Das Untergesicht kann weiter unterteilt werden in ein oberes Drittel und zwei untere Drittel (Abb. 10) [7, 19].

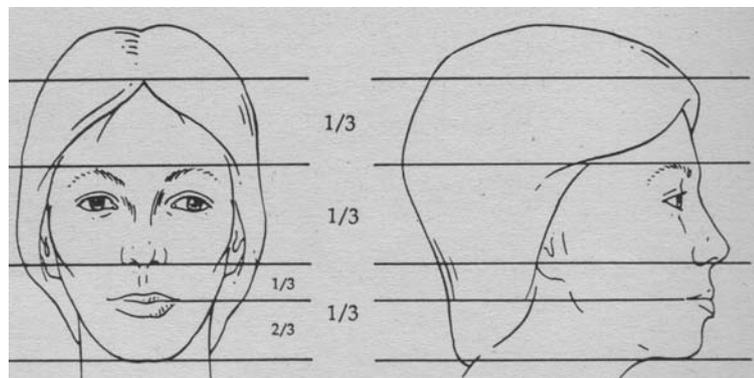


Abb. 10: Unterteilung des Gesichtes [19]

Die heute gebräuchlichsten Methoden der Fotoanalysen sind die *Fotostatanalyse des Gesichtsprofils nach A.M. SCHWARZ* und die *En-Face-Analyse nach RAKOSI und JONAS* (Abb. 11) [33]. Die Fotostatanalyse dient im Wesentlichen dem Erkennen von *sagittalen* Disproportionen im Gesichtsprofil, während die En-Face-Analyse dem Erkennen von *transversalen* und *vertikalen* Dysproportionen und Asymmetrien des Gesichtes dient.

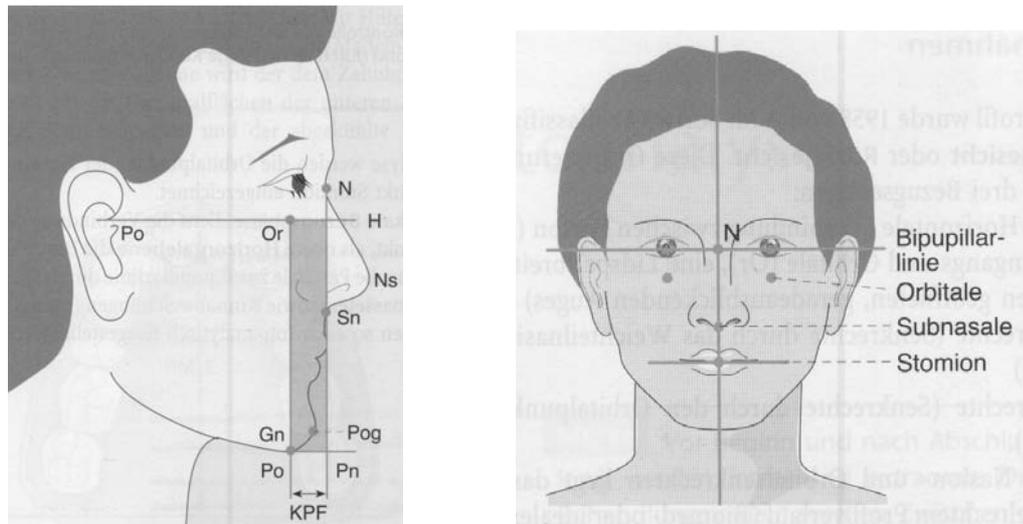


Abb.11: Fotostatanalyse (SCHWARZ) und En-Face-Analyse (RAKOSI und JONAS) [33]

Die klinische Fotografie bietet insgesamt gute Möglichkeiten zur zweidimensionalen Dokumentation des Gesichtes, allerdings sind hierfür zum Teil umfangreiche Bildserien notwendig. Aufgrund der überwiegend nicht maßstabgerechten Abbildung und der fehlenden räumlichen Komponente sind die Mess- und Analysemöglichkeiten im Gesichtsbereich begrenzt.

1.3 3D-Messsysteme

3D-Messsysteme sind computergestützte Messvorrichtungen mit deren Hilfe räumliche Koordinaten einer Gesichtsoberfläche erfasst werden können. Grundsätzlich kann man *mechanische Systeme* von *optischen Systemen* unterscheiden.

1.3.1 Mechanische 3D-Systeme

Durch Anfahren von einzelnen Punkten der Gesichtsoberfläche mit einer Tasteinheit können deren räumliche Koordinaten direkt abgegriffen werden. In der Literatur finden sich lediglich zwei Systeme, die zur Vermessung von Gesichtsoberflächen eingesetzt werden.

DigiGraph

STEINHÄUSER et al. [77] beschreiben die Anwendung des *DigiGraph* der Firma Dolphin Imaging Systems, USA. Über ein sogenanntes Digitaliserhandstück werden einzelne Koordinaten direkt von der Gesichtsoberfläche abgegriffen, während der Kopf des Patienten in einer speziellen Kopfhaltung (Kephalostat) fixiert ist (Abb. 12). Physikalisch betrachtet beruht die Erfassung der Raumkoordinaten auf dem Prinzip des Echolotes. Auf dem Digitaliserhandstück sind zwei kleine Tongeber (Sparker) angebracht, deren Töne von vier fest installierten Mikrofonen empfangen werden. Über die Laufzeitdifferenzen der Töne zu den einzelnen Mikrofonen kann der Computer die räumlichen Koordinaten eines jeweiligen Messpunktes errechnen. Die erfassten Messpunkte werden mit dem Videobild des Gesichtes überlagert. Die Vorteile des Systems werden von den Autoren in der Möglichkeiten zur räumlichen Messpunktbestimmung mit Echtstreckenmessung, der gleichzeitigen Profil- und Enface-Analyse sowie dem Verzicht auf Röntgenbilder mit den damit verbundenen Vergrößerungs- und Verzerrungseffekten gesehen. Als Nachteile werden die verhältnismäßig lange Dauer der Kopffixierung, die Möglichkeit der Verfälschung von Messwerten durch kleinste Kopfbewegungen und die fehlenden Referenzmesswerte gesehen.



Abb. 12: DigiGraph Messsystem [77]

MicroScribe-3DXL

NAGASAKA et al. 2003 [58] und OZSOY et al. 2009 [62] verwenden das *MicoScribe-3DXL-System* der Firma Immersion Corporation, USA. Das Gerät ist als „Chair-side“-Messsystem ausgelegt für die Klinik, die Praxis oder für epidemiologische Reihenuntersuchungen [58]. Es wird als einfache, robuste und sensitive Methode zur Gewinnung einzelner räumlicher Koordinatenpunkte der Gesichtsoberfläche eingeschätzt [62]. Das System besteht aus einer Tasteinheit, mit deren Hilfe einzelne Messpunkte direkt auf der Gesichtsoberfläche des Patienten abgegriffen werden (Abb. 13). Die räumliche Position und Orientierung des Stiftes wird dabei über die Konfiguration eines Fünf-Gelenk-Arms eindeutig erfasst und an einen angeschlossenen Computer übermittelt. Mit Hilfe spezieller 3D-Messsoftware sind räumlich-kephalometrische Vermessungen des Gesichtes möglich. Die Messgenauigkeit des Systems wird mit 0,30 mm angegeben [62].

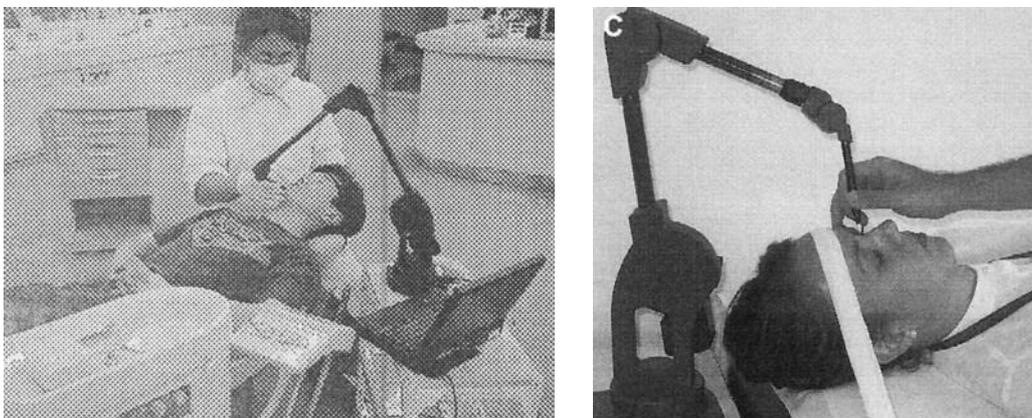


Abb. 13: Micro-Scribe Messsystem [58, 62]

1.3.2 Optische 3D-Systeme

Optische 3D-Messverfahren arbeiten berührungslos mit Laserlicht oder konventionellem Licht. Das Messprinzip dieser Verfahren beruht zumeist auf den physikalischen Grundlagen der Triangulation. Lichtquelle, Objekt und Kamera sind hierbei in einer Dreiecksanordnung angeordnet. Sind die Positionen der Lichtquelle und der Kamera sowie deren Winkelbeziehung zueinander bekannt, können über trigonometrische Funktionen die räumlichen Koordinaten eines mit der Lichtquelle markierten und von der Kamera erfassten Objektpunktes errechnet werden.

Laserscan-Systeme

Laserscan-Verfahren sind sequentiell arbeitende Systeme mit einem Laser als Lichtquelle. KÜCHEL [43] beschrieb das Prinzip von Laserscanverfahren recht anschaulich: Eine Objektoberfläche wird mit einem Laser-Spot (Punkt für Punkt) oder mit einer Laserlinie (Linie für Linie) gescannt (Abb. 14). Letzteres wird auch als „Lichtschnittverfahren“ bezeichnet.

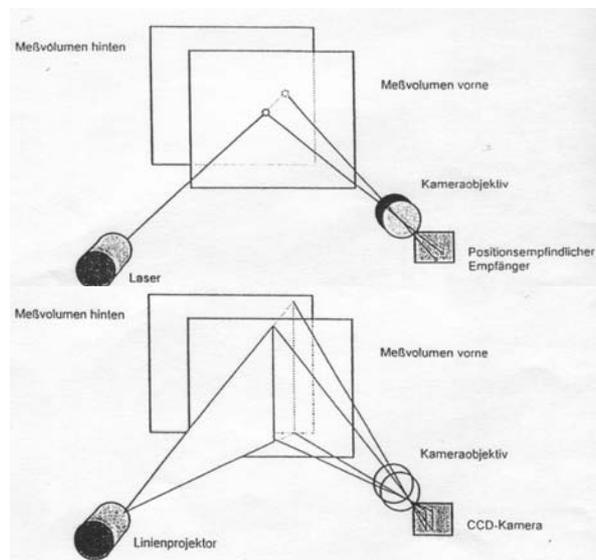


Abb. 14: Prinzip des Laserscan-Verfahrens mit Laserspot und Laserlinie [24]

Die meisten Laserscan-Systeme für Gesichtsoberflächen arbeiten nach dem Prinzip des „Lichtschnittverfahrens“. Hierbei werden sämtliche Koordinaten entlang der Laserlinie gleichzeitig erfasst. Die gesamte Oberfläche des Objektes wird dann „Linie für Linie“ abgescannt. Durch Höhenunterschiede in der Objektoberfläche kommt es während des

Scanvorgangs zu Deformationen der Laserlinie, welche von der CCD-Kamera registriert wird. Aus den Laserliniendeformationen können über trigonometrische Funktionen die Tiefen-Koordinaten der Objektoberfläche berechnet werden.

Frühe Laserscan-Systeme

Eines der ersten Laserscansysteme zur Erfassung von Gesichtsoberflächen beschrieben MOSS et al. (1987) [56]. Die Gesichtsoberfläche wird an einem sich um die vertikale Achse drehenden Patienten abgescannt. In dem etwa 30 Sekunden andauernden Messvorgang können ca. 24.000 Messpunkte erfasst und über einen Plotter grafisch ausgegeben werden (Abb. 15).

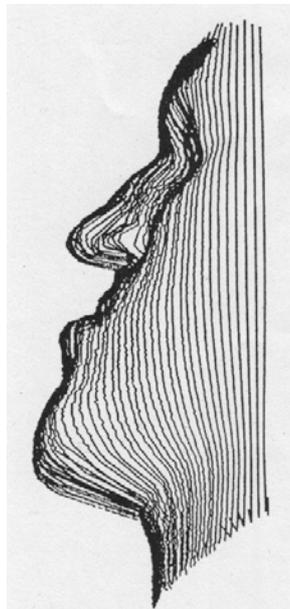


Abb. 15: Plotterausgabe des Gesichtsscan [56]

Zur Verkürzung der Messzeiten werden 1993 zwei Laser-CCD-Kamera-Einheiten entwickelt, die den Scan-Vorgang mit vier horizontalen Laserlinien gleichzeitig vornehmen können. Mit diesem *Multi-Slit-Laser-System* [49] können innerhalb von 6 Sekunden 40.000 Koordinaten erfasst und mit Hilfe einer PC-Workstation als 3D-Gesichtsoberfläche dargestellt werden (Abb. 16).

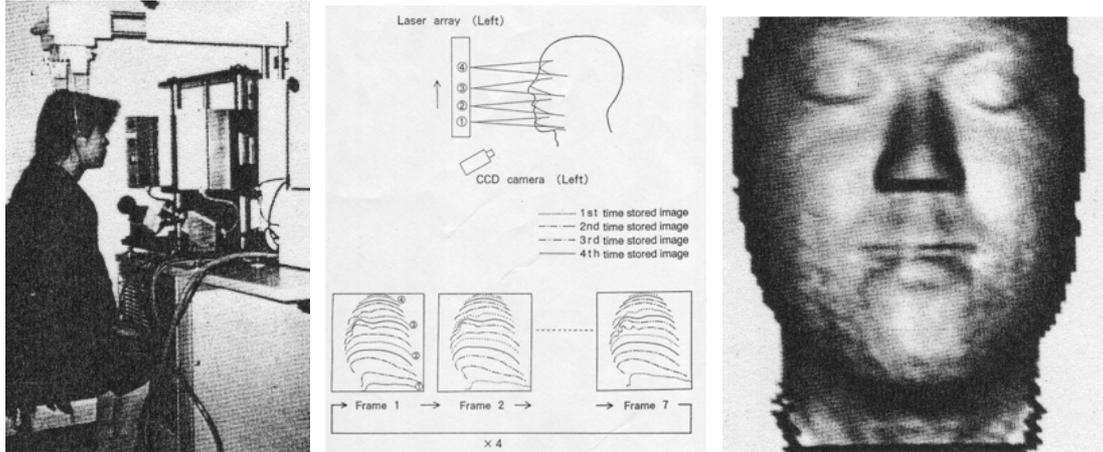


Abb. 16: Multi-slit-Laser System, 3D-Darstellung des Gesichtsscan [49]

Cyberware-Laserscanner

Von vielen Autoren werden die Scanner der Firma Cyberware Laboratories Inc., Monterey California zum Erfassen von Gesichtsoberflächen verwendet [12, 24, 38, 39, 25, 79, 53, 55]. Der *Cyberware 3030 RGB*-Scanner war im Jahr 1995 der erste Scanner, der neben den 3D-Koordinaten auch die Farbinformationen der Gesichtsoberfläche miterfassen konnte. Der Messkopf bewegt sich während des Messvorgangs in einem 180 Grad Bogen um den Kopf des Patienten. Dabei werden der Verlauf einer vertikalen Laserlinie von einer ersten Kamera und die RGB-Farbinformation entlang dieser Linie von einer zweiten Kamera registriert. Innerhalb von 17 Sekunden können mehr als 260.000 Messpunkte mit einer Messgenauigkeit von 0,6 mm erfasst werden [12]. Eine texturierte 3D-Darstellung ist mit einer Computerworkstation möglich (Abb. 17).



Abb. 17: Cyberware Gesichtsscanner, texturierte 3D-Darstellung des Gesichtsscan [12]

In den nachfolgenden Jahren (1995-2007) wurde dieses System von mehreren Autoren für orthognath-chirurgische Patienten eingesetzt, auch zum prä- und postoperativen Vergleich. Beide Datensätze wurden hierzu mit Hilfe unterschiedlicher Matching-Algorithmen (CSM, Radial, Normals, Closest Point) überlagert. Die Weichteilveränderungen konnten dann farbcodiert dargestellt werden [25, 79, 55]. Je nach gewähltem Matching-Algorithmus zeigten sich jedoch unterschiedliche Überlagerungen in Form abweichender farbcodierter Darstellungen (Abb. 18) [79]. In anderen Arbeiten wurden die texturierten Gesichtsoberflächen mit den CT-Daten der knöchernen Strukturen überlagert, um komplexe Schädelmodelle zur Visualisierung und Simulation orthognath-chirurgischer Eingriffe zu entwickeln (Abb. 19) [24, 38, 39, 53].

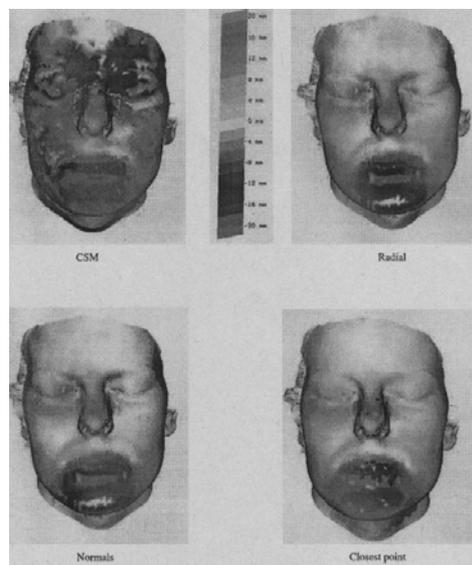


Abb. 18: Farbcodierte Darstellung der Weichteilveränderungen unter Verwendung verschiedener Matching-Algorithmen [25]

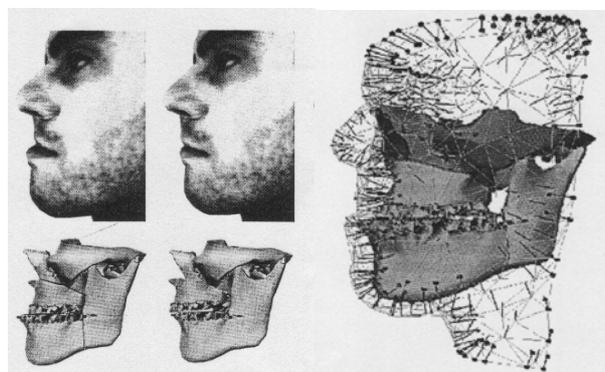


Abb. 19: Konstruktion eines Hart-/Weichgewebsmodells des Gesichtes [53]

Minolta-Laserscanner der 700'er und 900'er Serie

Der *Vivid-700 Scanner* der Firma Minolta (Abb. 20) wurde von ALVES et al. (2009) zur dreidimensionalen Analyse orthognath-chirurgischer Patienten eingesetzt [2]. Die Gesichtsoberflächen wurden hierzu aus jeweils drei Scans (-45, 0, +45 Grad Perspektive) zu einem 3D-Modell zusammengefügt. Über einen *Iterative-Closest-Point-Algorithmus* erfolgte das Matching der prä- und postoperativen Daten, so dass die Gesichtsveränderungen in einer farbcodierten Form dargestellt werden konnten (Abb. 21). Die Messgenauigkeit wird für den Gesichtsbereich mit 1,1-2,7 mm angegeben [45].



Abb. 20: Vivid 700 Scanner [45]

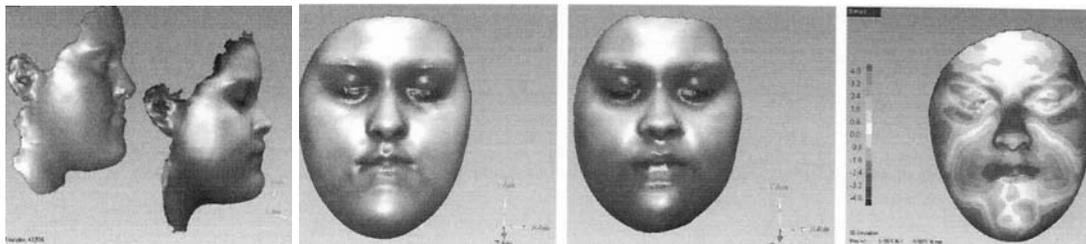


Abb. 21: Prä-/postoperatives Matching mit farbcodierter Darstellung [2]

Mit dem *Vivid-900 Scanner* können innerhalb von etwa 2-7,5 Sekunden etwa 300.000 3D-Koordinaten mit einer Genauigkeit von 0,17-0,3 mm erfasst werden [53, 35]. Lineare Messung zwischen zwei Punkten können mit einer Genauigkeit von 1,2 mm gemessen werden [6]. Anwendung fand der Scanner zur Messung postoperativer Schwellungen [35], zur Gesichtsanalyse [6] und intraoperativ zur räumlichen Ausrichtung von CT-Daten eines Navigationssystem [52] (Abb. 22).

Matching-Algorithmus wurden die prä- und postoperativen Datensätze überlagert, so dass die operationsbedingten Veränderungen farbcodiert dargestellt werden konnten. Dieser Artikel ist einer der wenigen Veröffentlichungen, bei dem Hart- / Weichgewebszusammenhänge topografisch auf der Gesichtsoberfläche angegeben wurden (Abb. 24) .

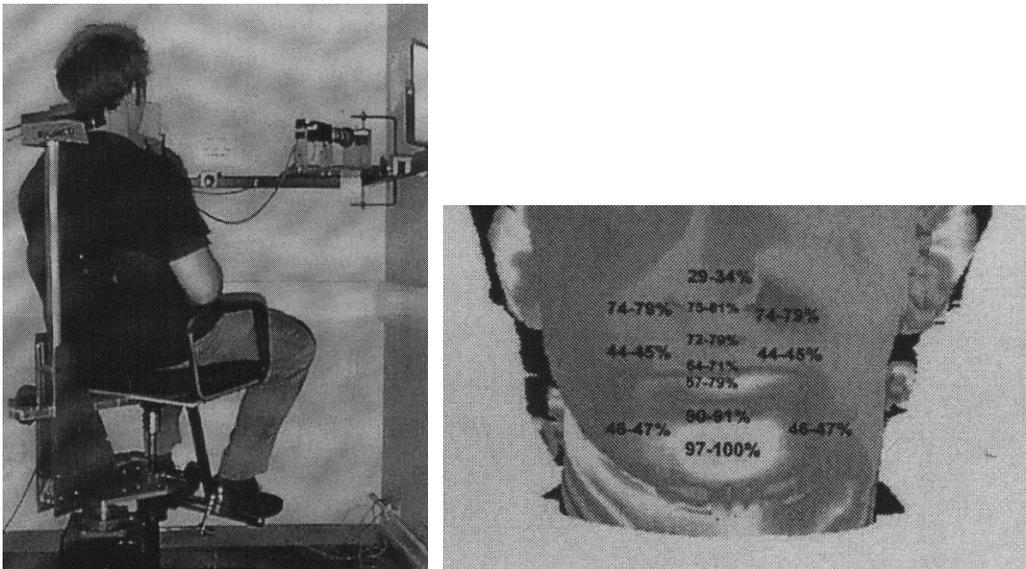


Abb. 24: Laserscanner nach LINNEY, topografische Weichgewebsverlagerung in Prozent [76]

Photogrammetrische Systeme

Photogrammetrische Verfahren ähneln in ihrer Funktionsweise dem binokularen Sehen. KÜCHEL [43] beschrieb auch das Prinzip der Photogrammetrie recht anschaulich: Bei diesen Systemen wird eine Objektoberfläche von mindestens zwei Kameras aus unterschiedlichen Perspektiven aufgenommen. Für einzelne Strukturen der Oberfläche, wie z.B. Poren, Riefen oder Kanten, die aus beiden Kameraperspektiven gleichzeitig identifiziert werden können, ist die Berechnung der x-, y- und z-Koordinaten über einen speziellen trigonometrischen Algorithmus möglich. Die zugrunde liegende Aufgabe besteht hierbei, in den beiden Kamerabildern die korrespondierenden, homologen Oberflächenpunkte zu finden und ihre Pixelkoordinaten für die Triangulation zu benutzen. Häufig weisen die zu vermessenden Objektoberflächen jedoch keine eindeutig identifizierbaren Oberflächenpunkte auf, die zur Berechnung herangezogen werden können. Daher wurde der Ansatz der sogenannten *strukturierten Beleuchtung* entwickelt. Hierbei wird die Oberfläche eines Objektes durch Projektion eines bestimmten Lichtmusters, wie z.B. Streifen, markiert (Abb. 25). Die räumlichen Koordinaten der durch das Muster mar-

kierten Objektpunkte können auf diese Weise *gleichzeitig* erfasst werden. Verfahrensbedingt ist die Anzahl der Messpunkte auf die markierten Oberflächenpunkte begrenzt.

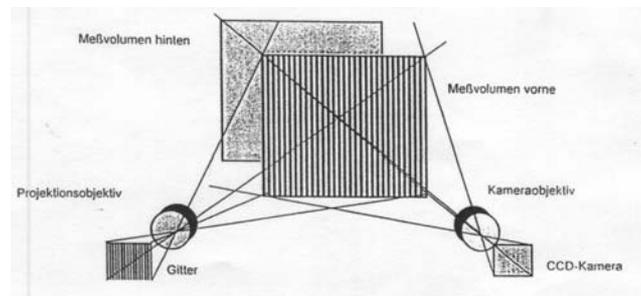


Abb. 25: Prinzip der Photogrammetrie mit Streifenprojektion [43]

Phasemessende Verfahren [43, 74] stellen in dieser Hinsicht eine Weiterentwicklung dar. Bei diesen Verfahren werden nacheinander mehrere Streifenmuster mit sinusförmigem Intensitätsverlauf auf die Objektoberfläche projiziert und von zwei CCD-Kameras aufgenommen. Die Höhen und Tiefen einer Objektoberfläche führen zu Verzerrungen des Streifenmusters, welche als Phasenverschiebung der Sinusfunktion registriert werden. Zur automatisierten Ermittlung korrespondierender Punkte werden die Bildpunkte mit identischen Phasenwerten der Oberfläche bestimmt. Die Berechnung der Phasenwerte aus den Intensitäten erfolgt dabei mit dem sogenannten Phasenschiebungsverfahren. Dazu werden aus jeweils 4 Bildpaaren mit verschobenem Sinusmuster für jedes Pixel die Intensitätswerte mit einem Phasenschiebe-Algorithmus verrechnet [74]. Gleichzeitig werden durch diese Verfahren Störeinflüsse, etwa durch das ungleichmäßige Reflexionsverhalten der Oberfläche, eliminiert. Aufgrund der Periodizität der Sinusfunktion ergeben sich allerdings nur **relative Phasenwerte**, auch Rohphasen genannt. Im Fall von großen Sprüngen oder Absätzen in der Objektoberfläche ist aus den relativen Phasenwerten kein eindeutiger Rückschluss auf den absoluten Höhenwert des Objektpunktes möglich. Durch Festlegung einer Streifenordnung mittels weiterer projizierter Binärstreifenmuster nach dem *Graycodeverfahren* [43] (Abb. 26) können die relativen Phasenwerte in eine **absolute Phase** „aufaddiert“ werden. Dieses Verfahren wird *Phasenverstetigung* oder *phase unwrapping* genannt. Die absolute Phase (Feinphase) ermöglicht letztendlich die Ermittlung korrespondierender Bildpunkte und damit die Berechnung des Höhenwertes (z-Koordinate).

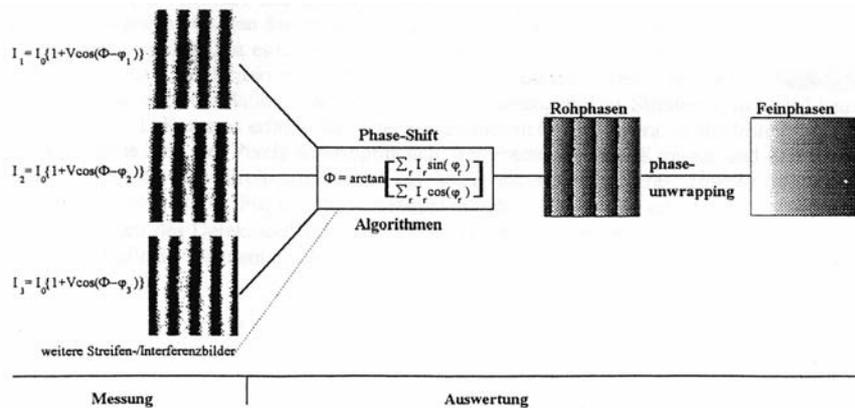
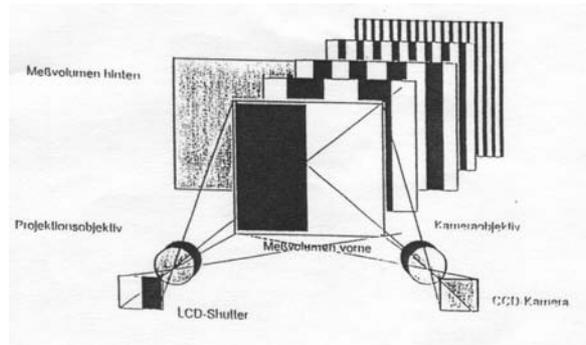


Abb. 26: Prinzip des Gray-Code Verfahrens und Phase-Shift Verfahrens [43]

Frühe photogrammetrische Systeme

Der Einsatz einfacher photogrammetrischer Techniken zur Vermessung von Gesichts-oberflächen geht historisch betrachtet bis in die 40'er Jahre des letzten Jahrhunderts zu-
 rück. Erstmals beschrieben durch ZELLER (1939) [11] und THALMANN (1944) [11],
 weiterentwickelt durch BJÖRN, LUNDQUIST und HELSTROM (1954) [11],
 HERTZBERG et al. (1954) [11], SAVARA (1965) [11], sowie BURKE und BEARD
 (1967) [11]. Die frühen Systeme basierten auf fotografisch-mechanischer Grundlage.
 Nach Aufnahme eines Gesichtes durch stereoartig angeordnete Kameras erfolgt nach-
 folgend die Stereoprojektion der entwickelten Diapositive auf einen Tisch. Mit Hilfe
 mechanischer Plotting-Hilfen können dann Höhenlinien des Gesichtes, sogenannte *Con-
 tour-plots*, manuell aufgezeichnet werden (Abb. 27). Anhand der Plots waren nach
 BURKE und BEARD Vermessungen von räumlichen Distanzen und Volumina mit ei-
 ner Messungenauigkeit von durchschnittlich 0,17 mm über trigonometrische Funktionen
 möglich.

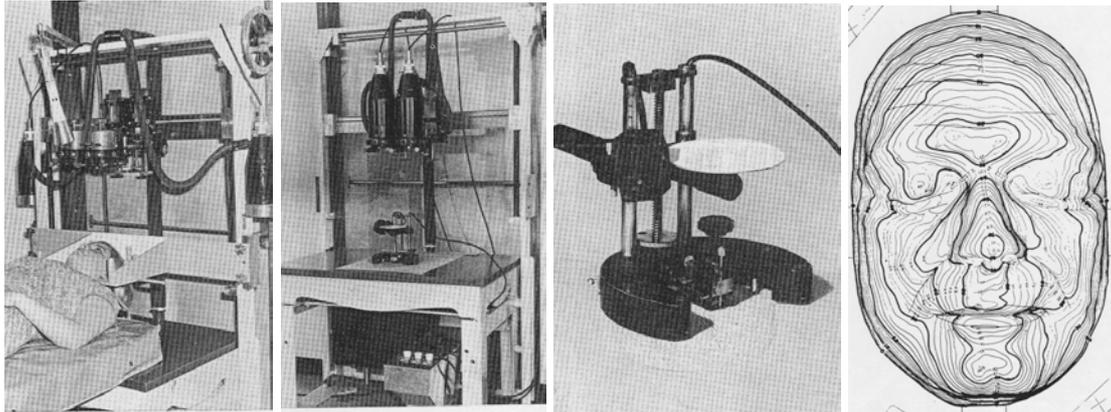


Abb. 27: frühes photogrammetrisches Messverfahren für das Gesicht n. BURKE und BEARD [11]

Mit Hilfe der sich entwickelnden Computertechnologie der 70'er und 80'er Jahre vereinfachte sich die Verarbeitung und Vermessung photogrammetrischer Gesichtsfotos. Die Ausgabe der *Contour-Plots* erfolgt nun über elektronische Plottergeräte oder Videomonitore [9, 80, 14, 72]. Orthognath-chirurgisch bedingte Veränderungen können somit in Form von Contour-plots und Profillinien-Abbildungen dargestellt werden (Abb. 28) [68].

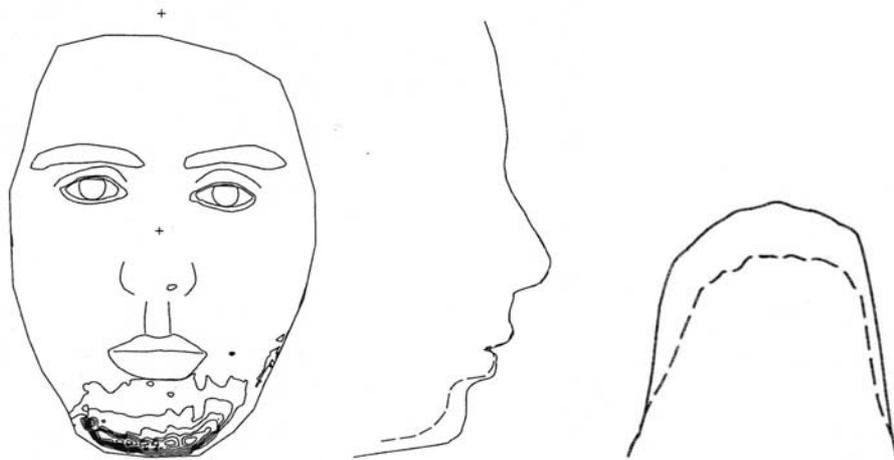


Abb. 28: Contour-Plot und Profillinienabbildungen eines orthognath-chirurgischen Patienten [68]

Neuere photogrammetrische Systeme

Mit der Entwicklung von digitalen CCD-Kameras zum Anfang der 90'er Jahre erfuhr die Photogrammetrie einen Entwicklungsschub. DEACON et al. [15] beschrieben 1991 eines der ersten CCD-basierten, photogrammetrischen 3D-Messsysteme für den Gesichtsbereich. Das System besteht aus einem Projektor und 2 CCD-Kameras. Über die Projektionseinheit wird strukturiertes Licht in Form eines Zufallsmusters auf das Gesicht des Patienten projiziert und von beiden CCD-Kameras aufgenommen. Auf diese Weise können 4000-6000 Messpunkte innerhalb einer 1/25 Sekunde erfasst und mit Hilfe einer Computer-Workstation als *Contour-Plot*, *Gitter-* oder *Rendermodell* dargestellt werden (Abb. 29).

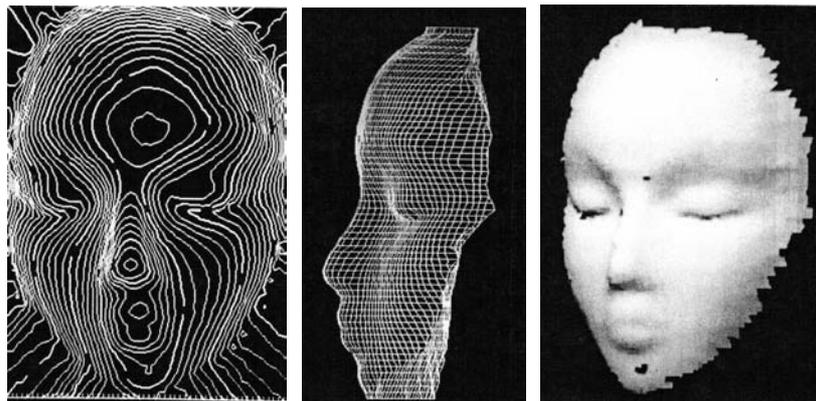
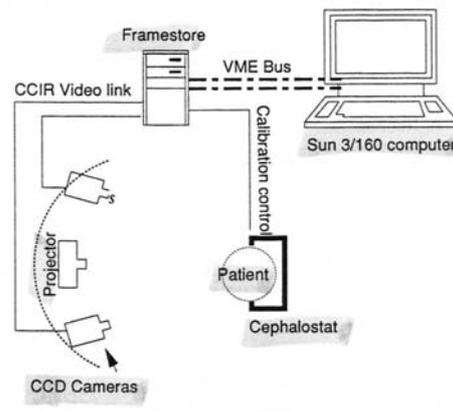


Abb. 29: Messsystem nach DEACON, Contour-plot, Gittermodell, Rendermodell [15]

Das Prinzip der Oberflächenerfassung mit *strukturiertem Licht* wurde im Weiteren von mehreren Autoren genutzt. Neben Zufallsmustern [15] wurden Punkteraster [57, 67, 34], Moiré-Muster [69] oder eine Abfolge von Streifenmuster nach dem Prinzip des codierten Lichtansatzes [37, 75] auf die Gesichtsoberfläche projiziert.

C3D-System

AYOUB et al. [5, 4] entwickelten 1996 an der Glasgow Dental School und dem Turing Institute das *C3D-System* (Abb. 30). Das System arbeitet mit drei Kameras und strukturiertem Licht nach Art eines Zufallsmusters. Zwei monochrome Kameras registrieren hierbei die Gesichtsoberfläche, eine Farbkamera erfasst gleichzeitig die Fototextur. Die Messgenauigkeit des Systems wird mit 0,4-0,5 mm angegeben. Mit Hilfe einer speziell entwickelten Software können texturierte 3D-Modelle generiert werden (Abb. 30). Das Messsystem wurde zur Vermessung bei LKG-Spaltkindern [3], zum Überlagern texturierter 3D-Gesichtsdaten mit CT-Daten des Schädels [40] sowie zu Asymmetrie-Analysen in der orthognathen Chirurgie [26] eingesetzt.

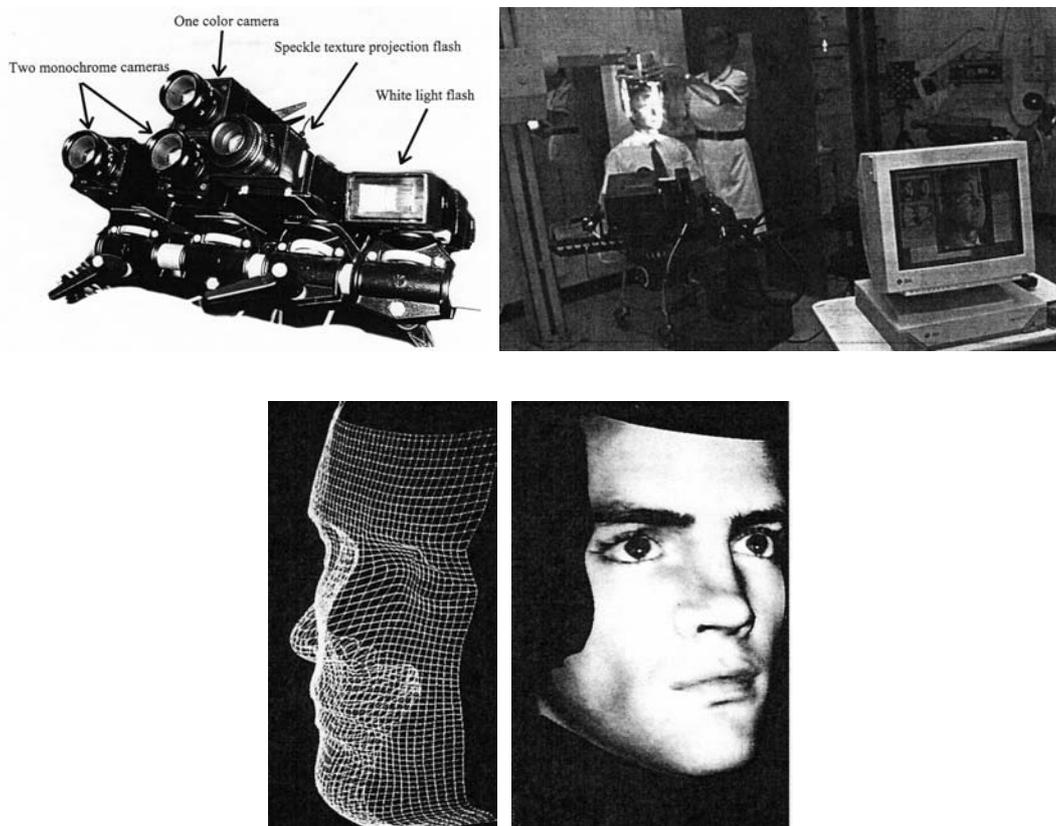


Abb. 30: C3D-Messsystem, Messvorgang, 3D-Modelle [3, 4, 5]

Genex Rainbow 250

Ein weiteres 3D-Messsystem, das für den Gesichtsbereich eingesetzt wurde, ist das *Rainbow 3D-Camera 250 System* der Firma Genex Technologies Inc., Kensington, UK (Abb. 31) [47]. Das System arbeitet mit strukturiertem Licht in Form von Farbmustern. Auf diese Weise können bis zu 400.000 Messpunkte in weniger als einer Sekunde erfasst werden. Die Textur des Gesichtes wird durch eine separate Digitalkamera miterfasst. In dem Messfeld von 25 x 19 cm wird eine Messgenauigkeit von 250 µm angegeben [83].



Abb. 31: Genex Rainbow 250 Messsystem [47]

TRICOLITE-System

Ein ebenfalls für die Gesichtsvermessung eingesetztes Messsystem ist das aus der Industrie stammende *TRICOLITE-System* der Firma Willer und Steinbichler GmbH, Reutlingen. Innerhalb von 1,7 Sekunden können bis zu 500.000 Messpunkte von der Gesichtsoberfläche erfasst werden. Durch das Überlagern von prä- und postoperativen Datensätzen orthognath-chirurgischer Patienten besteht die Möglichkeit zur Darstellung der Gesichtsveränderungen in sagittalen und axialen Schnittkurven (Abb. 32) [75].

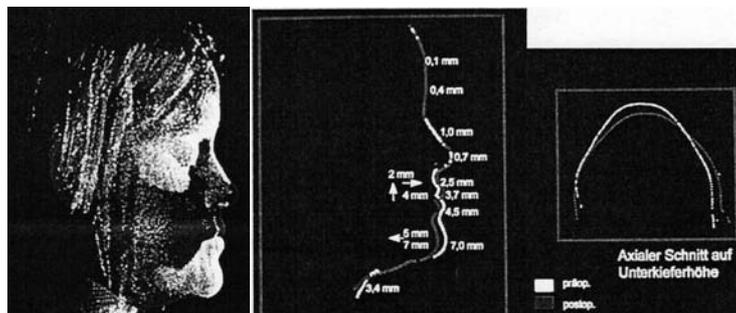


Abb. 32: Überlagerte prä- und postoperativer Daten, sagittale und axiale Schnittkurve [75]

G-Scan

Bei dem *G-Scan Messsystem* der Firma IVB 3D, Jena, werden Streifenmuster über Dreh- und Umlenkspiegel aus verschiedenen Winkeln auf die Gesichtsoberfläche projiziert und von 4 verschiedenen Kameras erfasst (Abb. 33). Diese Art der Konstruktion erlaubt auch eine Erfassung unterschrittener Bereiche der Gesichtsoberfläche. Neben der 3D-Information wird zusätzlich die Fototextur des Gesichtes registriert. Die Messzeit beträgt weniger als 20 Sekunden bei einer Messunsicherheit von 35-70 μm . Die Darstellung erfolgt als texturiertes 3D-Modell, orthognath-chirurgische Gesichtsveränderungen können farbcodiert dargestellt werden (Abb. 33) [42].

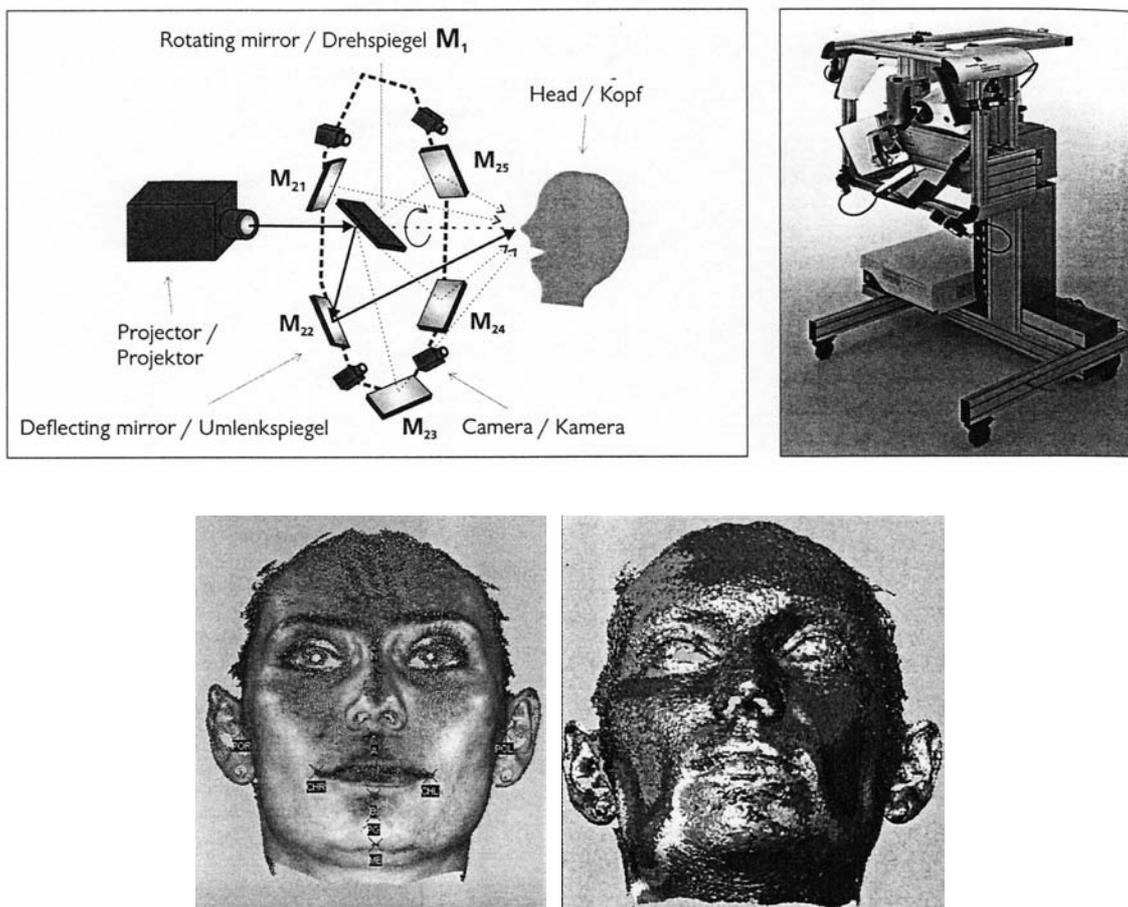


Abb. 33: Messverfahren, G-Scan Messsystem, texturiertes und farbcodiertes 3D-Modell [42]

TRICORDER-System

Ebenfalls mit 4 CCD-Kameras ausgestattet ist das System *Tricorder S4M VI.3.1* der Firma Tricorder plc, Harefield, UK (Abb. 34). Zur vollständigen Erfassung der Gesichtsoberfläche ist eine Aufnahmezeit von 2 Sekunden notwendig, in der etwa 20.000 Messpunkte mit einer Genauigkeit von ca. 0,5 mm sowie die Fototextur des Gesichtes erfasst werden. Veränderungen des Gesichtes nach orthognath-chirurgischen Eingriffen können farbcodiert dargestellt werden (Abb. 35) [78].

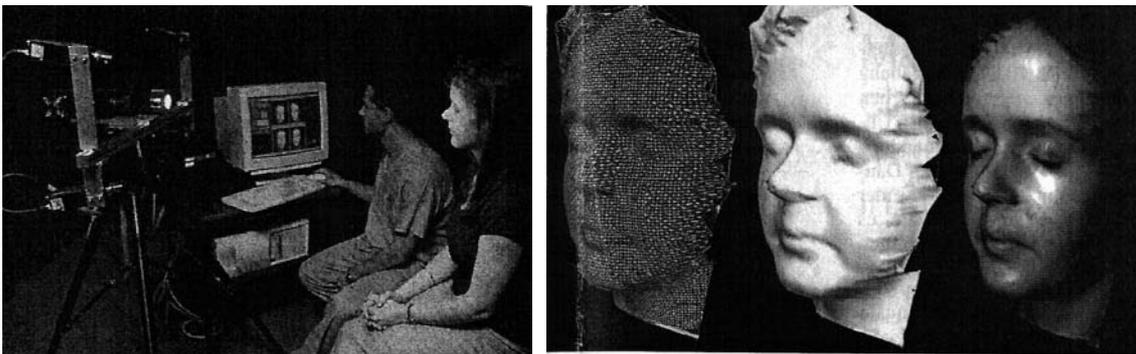


Abb. 34 und 35: Tricorder-Messsystem, 3D-Modelle [78]

Weitere 4 Kamera-Systeme sind das *3dMD-System* der Firma 3dMD, Atlanta, USA [85] sowie das *Messsystem nach DUWE* (Abb. 36) [37].

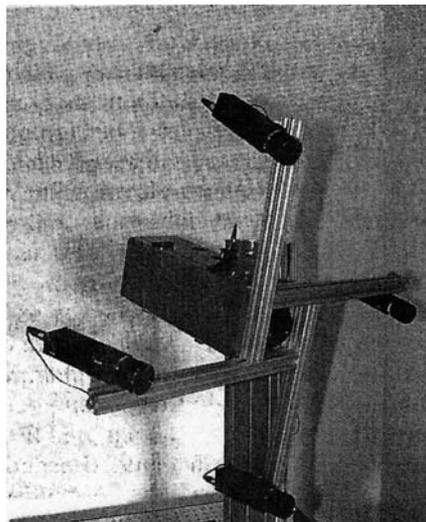


Abb. 36: Messsystem nach DUWE [37]

CAM-3D und FaceScan-3D

Beide Systeme sind von der Firma 3D-Shape GmbH in Erlangen entwickelt worden und basieren auf einer modifizierten Form der Streifenprojektionstechnik, bei denen in sehr schneller Abfolge verschiedene Streifenmuster auf das Gesicht des Patienten projiziert und von zwei CCD-Kameras registriert werden (Abb. 37). Die Messzeit des CAM-3D-Systems beträgt für ein Messvolumen von 300 mm^3 0,64 Sekunden. Die Software ermöglicht ein Matching prä- und postoperativer Datensätze. NKENKE et al. (2003) [60, 61] untersuchten mit dem CAM 3D-System Weichgewebsveränderungen nach Oberkieferverlagerungen und Mittelgesichtsdistractionen. Die therapiebedingten Veränderungen konnten anhand von Schnittbildern (Abb. 37) und in Form sogenannter Akkomodationsvektoren dargestellt werden und Volumenveränderungen berechnet werden.

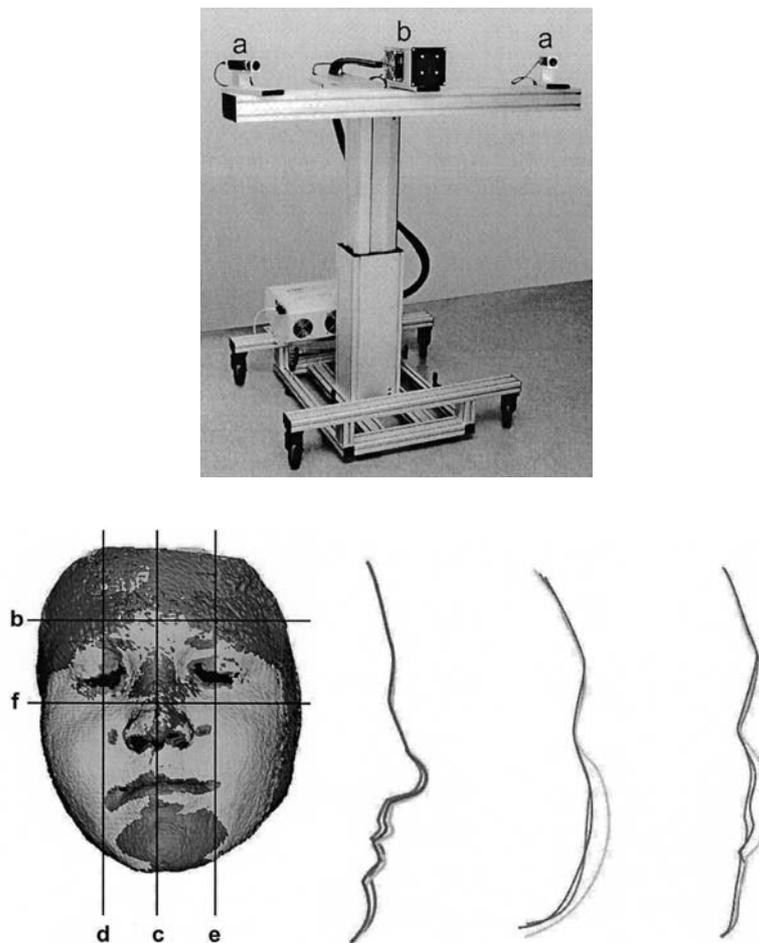


Abb. 37: CAM-3D System, überlagerte 3D-Datensätze, sagittale Schnittkurven [60, 61]

Das *FaceScan-3D* System ist eine spezielle Weiterentwicklung des CAM 3D Systems für den Gesichtsbereich. Dieser Scanner ist mit zwei beidseitigen Spiegeln zur besseren Erfassung der seitlichen Gesichtsteile ausgestattet (Abb. 38). Die Messzeit beträgt 0,3 Sekunden bei einer Tiefenauflösung von 0,2 mm. HARTMANN et al. (2007) [28] nutzen das System zur Messungen der Gesichtssymmetrie.

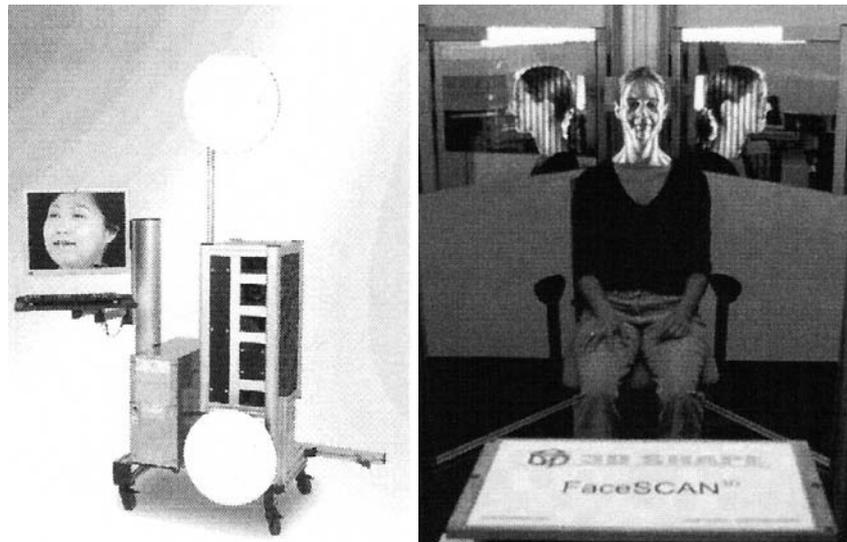


Abb. 38: FaceScan-3D Messsystem, Messvorgang mit beidseitigen Spiegeln. [76, 77]

3D-Messsysteme nach DIRKSEN

Die von DIRKSEN an der Universitätsklinik Münster entwickelten Messsysteme basieren ebenfalls auf der Grundlage der Photogrammetrie und der Streifenprojektionstechnik. Ein erstes, für den Gesichtsbereich konstruiertes Messsystem, basierte auf dem topometrischen Messsystem der Firma GOM, Braunschweig. Mit Hilfe des Systems ist beispielsweise die computergestützte Konstruktion einer Orbita-epithese beschrieben worden (Abb. 39) [17].

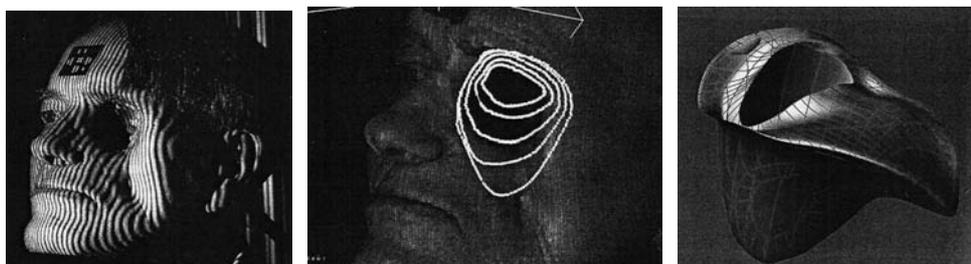


Abb. 39: Messvorgang eines Gesichtes mit Orbitadefekt, Epithesenkonstruktion [17]

Das aktuelle 3D-Messsystem ist modular aufgebaut und besteht aus einem Standard-Videoprojektor zur Projektion der verschiedenen Streifenmuster und drei CCD-Kameras mit Auflösungen von jeweils 1024x768 Bildpunkten (Abb. 40). Die mittlere (Farbkamera) und jeweils ein äußere (Monochrom-) Kamera dienen der Erfassung der Streifenmuster, mit der mittleren wird zusätzlich die Fototextur des Gesichtes aufgenommen. Das System wird über einen handelsüblichen PC angesteuert und erlaubt die Erfassung von 200.000-800.000 3D-Koordinaten einer Gesichtsoberfläche innerhalb von etwa 3 Sekunden. Die Messgenauigkeit des Systems wird etwa 0,6 mm in der lateralen und 0,2 mm in der axialen Dimension angegeben. Mit Hilfe der eigens entwickelten Software „gView“ lassen sich die 3D-Daten visualisieren und analysieren. Mit softwareseitigen Matchingverfahren können prä- und postoperative Gesichtsoberflächen überlagert dargestellt werden. Veränderungen der Gesichtsoberflächen werden in einer farbcodierten Darstellung sichtbar gemacht (Abb. 40) [65] [10]. Desweiteren erlaubt das System die Analyse der räumlichen Gesichtssymmetrie durch Berechnung eines Symmetriewertes und ebenfalls farbcodierte Darstellung (Abb. 40) [10]. Zurzeit wird an der Optimierung der farblichen Reproduzierbarkeit der Fototextur des Systems gearbeitet [84].

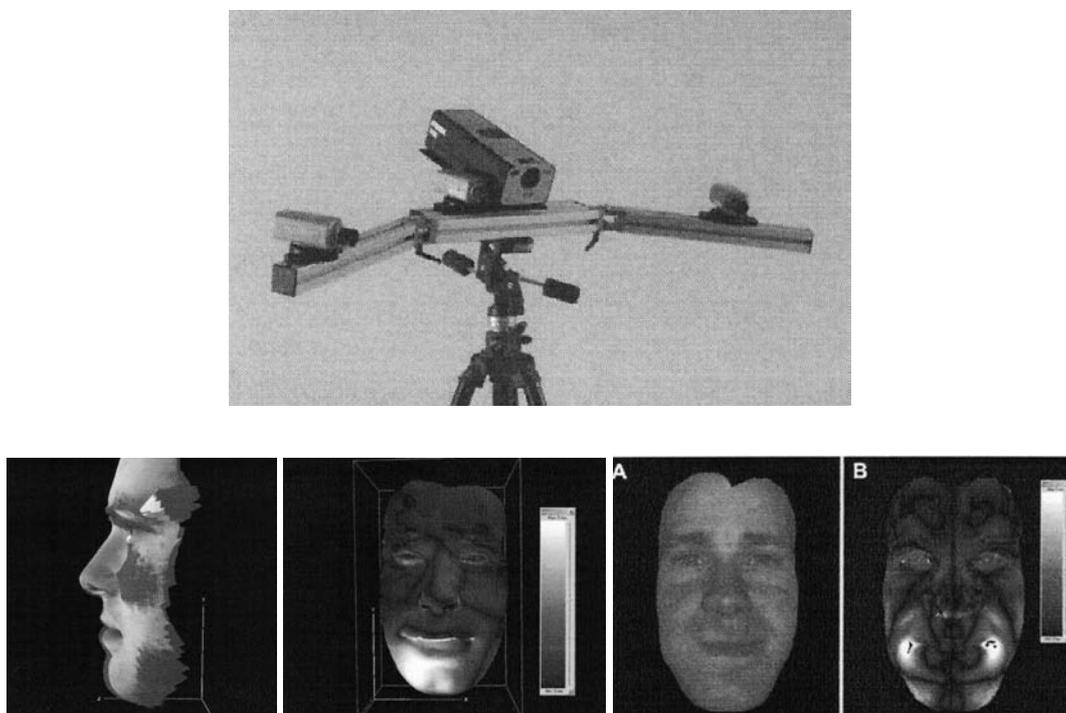


Abb. 40: Messsystem nach DIRKSEN, Matching prä-/postoperativer 3D-Daten, Symmetrieanalyse [10, 84]

1.4 Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerungen bei orthognath-chirurgischen Eingriffen

Die meisten orthognath-chirurgischen Eingriffe gehen mit sagittalen Lageveränderungen des Ober- oder Unterkiefers einher. Dies führt zu dreidimensionalen Verlagerungen der bedeckenden Weichgewebsanteile des Gesichtes. Wie und in welchem quantitativen Ausmaß die Weichgewebe des Gesichtes den knöchernen Verlagerungstrecken folgen, ist überwiegend anhand der Analyse von FRS-Aufnahmen in der median-sagittalen Ebene untersucht worden. In der Literatur finden sich hingegen nur sehr wenige Studien, die Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerungen auch für andere Gesichtsbereiche beschreiben.

Eine verhältnismäßig aktuelle Übersicht über diese Thematik gibt PROLL [66] in seiner Masterarbeit aus dem Jahr 2008. Analysiert wurden Studien, in denen Zusammenhänge zwischen den sagittalen Hart- und Weichgewebsverlagerungstrecken orthognath-chirurgischer Patienten untersucht und als *Quotient* oder *Prozentzahl* beschrieben worden sind. Unter diesen Einschlusskriterien wurden 43 Studien mit durchschnittlich 28 Patienten pro Studie im Zeitraum von 1974 bis 2008 verglichen. In den untersuchten Studien verteilten sich die Art der orthognath-chirurgischen Eingriffe wie folgt: 41,9 Prozent *Unterkieferverlagerungen*, 32,6 Prozent *Oberkieferverlagerungen*, 20,9 Prozent *bimaxilläre Verlagerungen*, 4,6 Prozent Sonstige. Methodisch wurden in den Studien in 81,4 Prozent *FRS-Aufnahmen*, in 14 Prozent *FRS-Aufnahmen und 3D-topografischen Verfahren* und in 4,7 Prozent *Computertomografie-Daten* zur Analyse eingesetzt (Abb. 41).

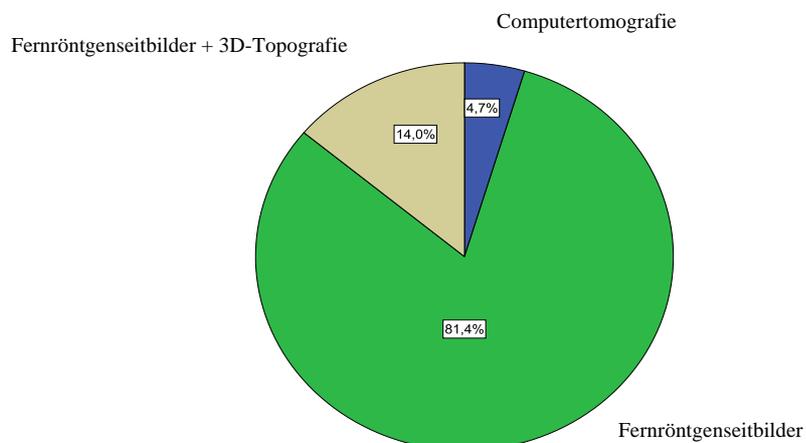


Abb. 41: prozentuale Aufteilung der in den Studien verwendeten Methoden [66]

In der Untersuchung von PROLL wurden die in den Studien angegebenen Verlagerungsstrecken folgender Weichgewebspunkte (S) und Hartgewebspunkte (H) betrachtet (Tab.1 und Abb. 42):

| | |
|---|-----------------------------|
| Verlagerung der <i>Subnasalen</i> zur Verlagerung des <i>Punktes A</i> | <i>Sn/A</i> |
| Verlagerung der <i>Labrale superius</i> zur Verlagerung des <i>Punktes A</i> | <i>LS/A</i> |
| Verlagerung der <i>Labrale superius</i> zur Verlagerung des <i>Inzisale incisivus superior</i> | <i>LS/l_s</i> |
| Verlagerung der <i>parasagittalen Oberkiefer Punkte</i> zur Verlagerung der <i>Inzisale incisivus superior</i> | <i>paraOK/l_s</i> |
| Verlagerung der <i>parasagittalen Unterkiefer Punkte</i> zur Verlagerung der <i>Inzisale incisivus inferior</i> | <i>paraUK/l_i</i> |
| Verlagerung der <i>Labrale inferius</i> zur Verlagerung des <i>Inzisale incisivus inferior</i> | <i>LI/l_i</i> |
| Verlagerung der <i>Labrale inferius</i> zur Verlagerung des <i>knöchernen Pogonion</i> | <i>LI/Pg</i> |
| Verlagerung des <i>Weichteil-Pogonion</i> zur Verlagerung des <i>knöchernen Pogonion</i> | <i>Pg'/Pg</i> |

Tab. 1: betrachtete Weichgewebs- und Hartgewebspunkte der Studien [66]

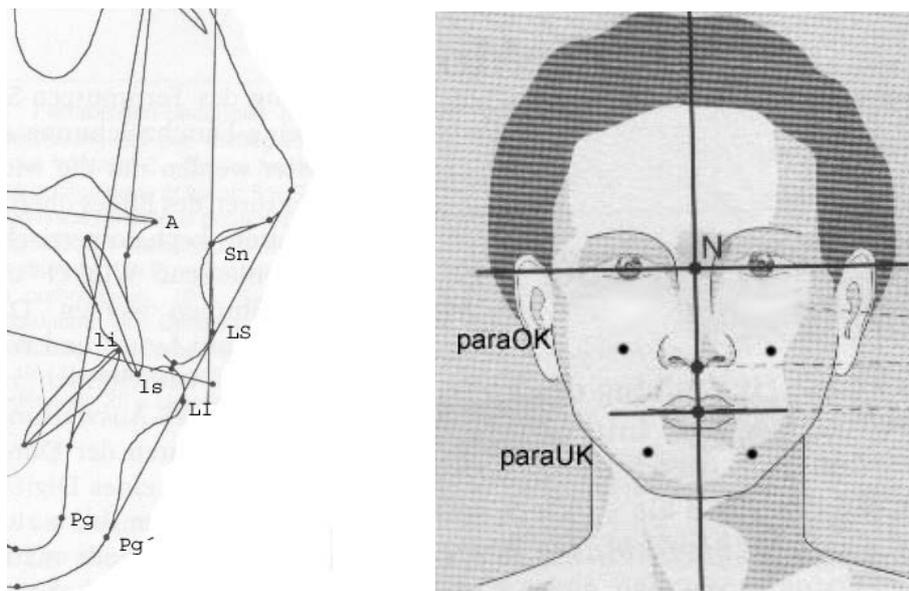


Abb. 42: betrachtete Weichgewebs- und Hartgewebspunkte der Studien [33, 66]

Aus den Ergebnissen jeder einzelnen Studie ermittelte PROLL jeweils eine sogenannte *Soft/Hard-Ratio*, welche dem Quotienten aus der Verlagerungsstrecke des Weichgewebspunktes (S) und dem korrespondierenden Hartgewebspunkt (H) entspricht. Alle S/H-Ratios wurden statistisch ausgewertet und als *mittlere S/H-Ratio* bzw. *prozentuale Weichgewebsverlagerung* für die betreffende Gesichtsregion dargestellt (Tab. 2 und Abb. 43).

| S/H-Punkte | Anzahl der Studien | Mittelwert S/H-Ratio | Standardabw. S/H-Ratio | Min. S/H-Ratio | Max. S/H-Ratio |
|------------------|--------------------|----------------------|------------------------|----------------|----------------|
| <i>Sn/A</i> | 4 | 0,56 | 0,19 | 0,40 | 0,81 |
| <i>LS/A</i> | 3 | 0,67 | 0,07 | 0,61 | 0,74 |
| <i>LS/ls</i> | 20 | 0,69 | 0,19 | 0,41 | 1,00 |
| <i>paraOK/ls</i> | 5 | 0,97 | 0,29 | 0,60 | 1,25 |
| <i>paraUK/li</i> | 3 | 0,38 | 0,16 | 0,20 | 0,48 |
| <i>LI/li</i> | 24 | 0,74 | 0,26 | 0,26 | 1,25 |
| <i>LI/Pg</i> | 3 | 0,72 | 0,11 | 0,64 | 0,84 |
| <i>Pg/Pg'</i> | 28 | 0,99 | 0,11 | 0,81 | 1,25 |

Tab. 2 : Statistische Auswertung der S/H-Ratios der Studien [66]

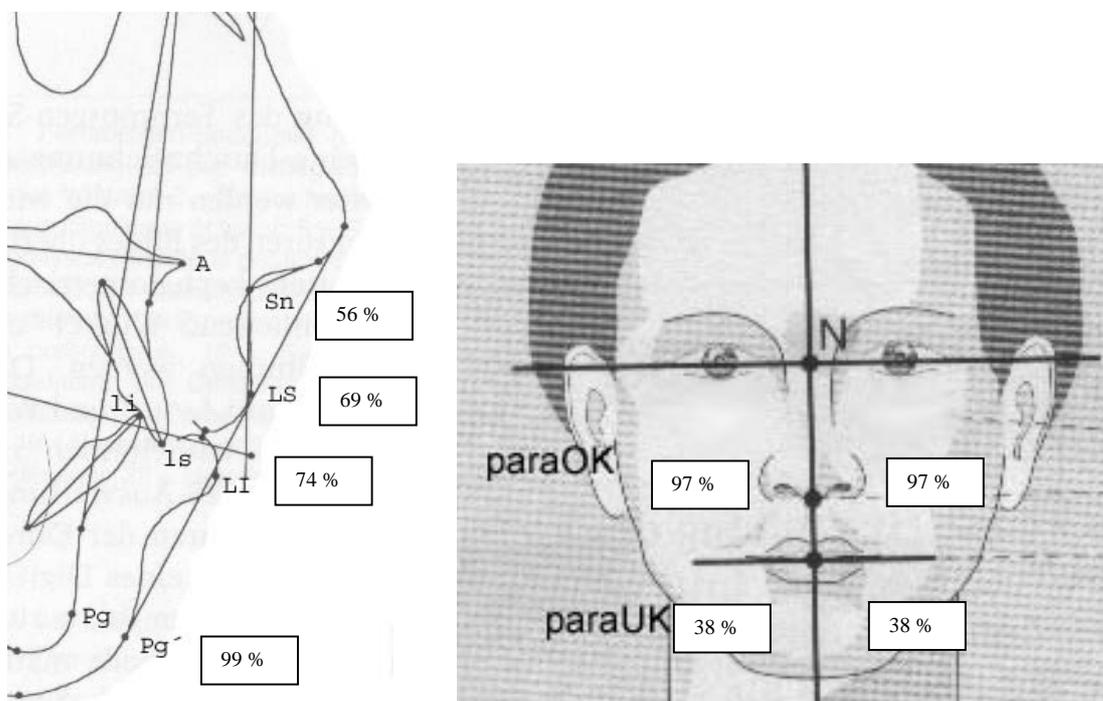


Abb. 43: mittlere prozentuale Weichgewebsverlagerungen der Studien [33, 66]

Auf Grundlage seiner Untersuchungen kam PROLL zu den folgenden Schlussfolgerungen: Die Zusammenhänge zwischen den Hart- und Weichgewebsverlagerungsstrecken durch orthognath-chirurgische Eingriffe ist nur in der sagittalen Ebene durch Analyse von FRS-Aufnahmen ausreichend gut untersucht. Relativ valide Zusammenhänge lassen sich aufgrund der Studienanzahl nur für den Oberlippen-, Unterlippen- und Kinnbereich ermitteln. Außerhalb der median-sagittalen Ebene des FRS-Bildes, beispielsweise in den parasagittalen Bereichen des Gesichtes, ist die Datenlage sehr gering und damit unsicher.

2 Zielsetzung und Fragestellung

Die heute klinisch eingesetzten Verfahren zur Dokumentation und Analyse von Gesichtsveränderungen nach orthognath-chirurgischen Eingriffen beschränken sich im Wesentlichen auf prä- und postoperativ angefertigte Fernröntgenseitbilder, sowie En-Face- und Profil-Fotos. Die damit erfassten Informationen der Gesichtsoberfläche sind somit auf die zweidimensionale Darstellung aus der gewählten Perspektive reduziert. Zudem sind hier Strahlenexposition und abbildungsgeometrische Fehler zu beachten. Orthognath-chirurgische Eingriffe führen hingegen zu dreidimensionalen Veränderungen der Gesichtsoberfläche, die mit den konventionellen Methoden weder vollständig erfasst, dargestellt noch analysiert werden können.

Durch Verwendung von 3D-Messsystemen erschließen sich Möglichkeiten zu räumlicher Gesichtsanalyse. Mit *mechanischen 3D-Systemen* können einzelne Oberflächenpunkte mit hoher Genauigkeit von der Gesichtsoberfläche abgegriffen, allerdings nur unter sehr hohem Zeitaufwand. *Optische 3D-Systeme* nach dem Prinzip des *Laser-Scan-Verfahrens* ermöglichen hingegen die dreidimensionale Erfassung der gesamten Gesichtsoberfläche. Sie haben aber durch ihr sequentielles Messverfahren vergleichsweise lange Messzeiten, was während des Messvorgangs zu Verwackelungsartefakten führen kann. Zudem kann Laserlicht Netzhautschäden hervorrufen. Die neueren, digitalen *photogrammetrischen Verfahren* ermöglichen durch ihre Funktionsweise die gleichzeitige Erfassung von einigen hunderttausend 3D-Messpunkten innerhalb sehr kurzer Messzeiten von wenigen Sekunden. Desweiteren arbeiten sie mit konventionellem Licht und sind somit völlig unschädlich für Patienten.

Veränderung der Gesichtsoberfläche orthognath-chirurgischer Patienten sind mit verschiedenen 3D-Systemen in farbcodierter Form qualitativ dargestellt worden. Die Vermessung der metrischen Veränderungen sind in den meisten Studien jedoch nur anhand von Fernröntgenseitbildern untersucht worden. Daher beschränken sich die in der Literatur beschriebene Zusammenhänge der Hart- und Weichgewebsverlagerungen auf die Medianebene des Gesichtsprofils. Paramediane Gesichtsveränderungen sind nur vereinzelt in sehr wenigen Studien untersucht worden.

Nach Analyse der Literatur besteht somit folgende Problematik: Dreidimensionale Gesichtsoberflächenveränderungen orthognath-chirurgischer Patienten können mit 3D-optischen Verfahren erfasst und in farbcodierter Form *qualitativ* dargestellt werden. Eine *metrische* Analyse der Veränderungen und eine Beschreibung der Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerungen sind ausserhalb der Median-Ebene nur unzureichend beschrieben worden.

In dieser Arbeit soll daher an 15 orthognath-chirurgischen Patientenfällen exemplarisch untersucht werden, ob und in wieweit die angewendete, auf photogrammetrischer Grundlage beruhende Messmethode geeignet ist, operativ bedingte Gesichtsoberflächenveränderungen zu *erfassen*, zu *visualisieren* und qualitativ und quantitativ zu *analysieren*. Es soll versucht werden Zusammenhänge zwischen den Hart- und Weichgewebsverlagerung auch in Gesichtsbereichen außerhalb der Medianebene zu beschreiben.

Folgende Einzelfragen sollen in dieser Arbeit untersucht werden:

- 1) Ist die eingesetzte Methode geeignet orthognath-chirurgische Gesichtsoberflächenveränderungen zu erfassen, zu visualisieren und metrisch zu analysieren?
- 2) Welche Arten der Visualisierung bietet die verwendete Methode?
- 3) Welche Möglichkeiten der metrischen Analyse bietet die verwendete Methode?
- 4) Sind Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerungen mit der verwendeten Methode eruierbar? Wie sind mögliche Ergebnisse im Vergleich zu den in der Literatur beschriebenen Werten einzuordnen?
- 5) Welche Vor- und Nachteile hat die verwendete Methode im Vergleich zu den konventionellen Methoden des Fernröntgenseitbildes und der klinischen Fotografie?
- 6) In welchen Bereichen sind Verbesserungen und Weiterentwicklungen der Methode notwendig?

3 Material und Methode

3.1 Patientenauswahl

Für diese Studie wurden Patienten aus dem Bereich der orthognathen Chirurgie exemplarisch ausgewählt. Die Art der Dysgnathie, das operative Verfahren sowie das Geschlecht waren zufällig ausgewählt. Die Gesichtsoberflächen der Patienten wurden in einem Gesamtzeitraum von etwa 1,5 Jahren jeweils prä- und postoperativ 3D-optisch erfasst. Um schwellungsbedingte Artefakte zu vermeiden, war der postoperative Vermessungstermin für den Tag vor der operativen Entfernung des Osteosynthesematerials angesetzt, also 6-9 Monate nach dem orthognath-chirurgischen Eingriff.

Die geplanten Verlagerungstrecken des Hartgewebes, also der Maxilla und der Mandibula, waren in sogenannten *Dysgnathie-Planungsbögen* für jeden Patienten präoperativ dokumentiert worden (Abb. 44).

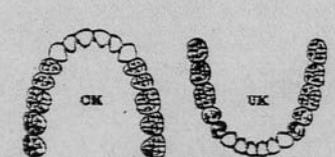
| | | | | | | |
|--|--|----|-------|----|----|---|
| Protokoll | Maxilla: Vorverlagerung | | | | | |
| Modell-OP | Mandibula: Rückverlagerung | | | | | |
| Maßangaben im Bereich der Osteotomielinien | ML 1 - ML 3 | | | | | |
| | re | re | Mitte | li | li | |
| | 6 | 3 | 1 | 1 | 3 | 6 |
| Maxilla vertikal | / | | | | | |
| hoch | | | | | | |
| ↓ | / | | | | | |
| nied | | | | | | |
| Maxilla sagittal | / | | | | | |
| vor | | | | | | |
| ← | / | | | | | |
| zurück | | | | | | |
| Mandibula vertikal | / | | | | | |
| hoch | | | | | | |
| ↓ | / | | | | | |
| nied | | | | | | |
| Mandibula sagittal | / | | | | | |
| vor | | | | | | |
| ← | / | | | | | |
| zurück | | | | | | |
| Mandibula Autorotation (bei isoliertem OK-Eingriff) | | | | | | |
| nach vorne oben | | | | | | |
| nach hinten unten | | | | | | |
| Bemerkungen: | Segmente: | | | | | |
| |  | | | | | |

Abb. 44: Beispiel eines Dysgnathie-Planungsbogen

Für die Auswertung wurden ausschließlich die *sagittalen* Verlagerungswerte im Bereich der rechten und linken ersten Molaren (6re, 6li) sowie im Bereich des Kontaktpunktes der Inzisivi (1mi) aus den Planungsbögen übernommen. Die Verlagerungswerte beruhen somit auf dentalen Punkten. Knöcherner Bezugspunkte aus FRS-Aufnahmen standen für die Auswertung nicht zur Verfügung. Vorverlagerungen wurden mit einem positiven und Rückverlagerungen mit einem negativen Vorzeichen gekennzeichnet. Die Werte wurden in einer Tabelle aufgeführt (Tab. 4).

3.2 3D-optische Erfassung

3.2.1 Das ATOS-Messsystem

Zur 3D-optischen Erfassung der Gesichtsoberflächen wurde das *ATOS-Messsystem* der Fa. GOM, Braunschweig, eingesetzt (Abb. 45).

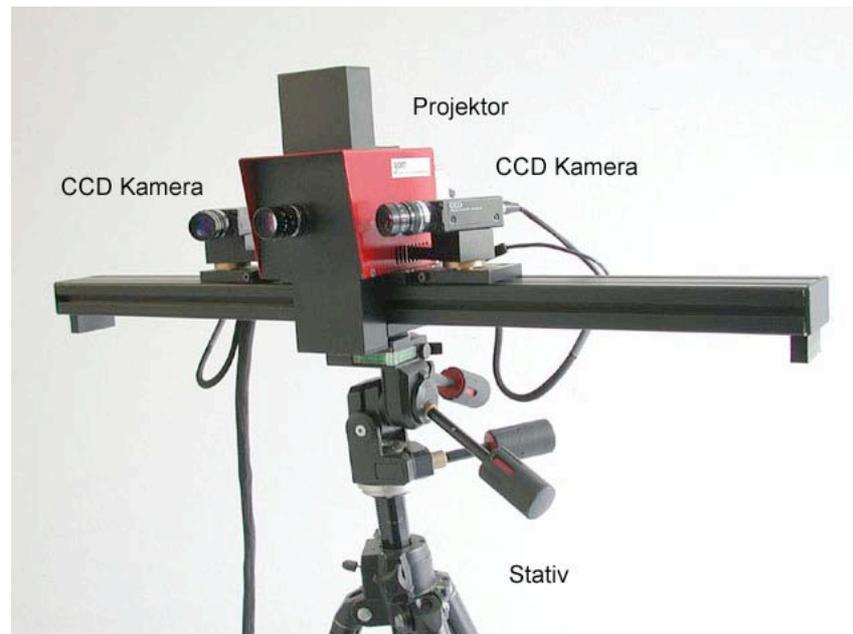


Abb. 45: ATOS-Messsystem

Das Messsystem besteht aus einer Projektionseinheit und zwei CCD-Kameras, die auf einer Schiene stufenlos eingestellt werden können. Die CCD-Kameras besitzen eine Auflösung von jeweils 768 x 572 Pixeln und können 256 Graustufen unterscheiden. Rein physikalisch lassen sich somit maximal 439.296 Messpunkte erzielen. Innerhalb der Projektionseinheit befindet sich ein Diaverschiebetisch mit 10 verschiedenen Transmissionsgittern, die nacheinander in den Strahlengang gebracht werden können um damit 4 Streifen- und 6 Graycode Muster zu erzeugen.

Das System basiert auf den im Literaturteil dieser Arbeit beschriebenen physikalischen Grundlagen der *Stereophotogrammetrie*, der *strukturierten Beleuchtung* durch phasenverschobene Streifenprojektion und *Phasenverstärkung* durch *Gray-Coding*. Daher wird an dieser Stelle das Messprinzip des ATOS Systems nur kurz beschrieben:

Während des Messvorgangs werden vier phasenverschobene Streifenmuster auf die Gesichtsoberfläche des Patienten projiziert, was durch das sequentielle Einblenden von Linientransmissionsgittern in der Projektionseinheit des Systems erreicht wird. Für einen Bildpunkt (x, y) einer CCD-Kamera ergeben sich somit vier Intensitätswerte. Mit Hilfe des sogenannten *Phase-Shift-Algorithmus* lässt aus den Intensitätswerten eines Pixels (x,y) der Phasenwert der Streifenprojektion an dieser Pixelposition eindeutig berechnen (Gleichung 1).

$$\phi(x, y) = \arctan \left[- \frac{\sum_{n=1}^N I_n(x, y) \sin(n2\pi / N)}{\sum_{n=1}^N I_n(x, y) \cos(n2\pi / N)} \right], N=4$$

Gleichung 1: Phase-Shift Algorithmus: x,y : Pixelkoordinaten, $I(x,y)$: Helligkeit des Pixels, $\Phi(x,y)$: Phasenwert

Aus der Funktion ergeben sich primär diskontinuierliche Phasenverläufe mit *relativen Phasenwerten*. Mit Hilfe der *Phasenverstetigung* über das sogenannte *Gray-Code-Verfahren* wird ein kontinuierlicher Phasenverlauf mit *absoluten Phasenwerten* erreicht, dies wird auf folgende Weise erreicht: Nach den Projektionen der Streifenmuster werden anschließend sechs verschiedene binäre Schwarz-Weiß-Muster nacheinander auf die Objektoberfläche projiziert. Hierdurch ist es möglich eine eindeutige Streifenordnung über eine Abfolge von Schwarz-Weiß-Werten zu codieren. Aus den unterschiedlichen Pixelkoordinaten eines Phasenwertes zwischen beiden Bildern der CCD-Kameras und den abbildungsgeometrischen Parametern des ATOS-Systems werden für alle von beiden Kameras gleichermaßen erfassten Bereiche des Gesichtes jeweils eine x, y- und z-Koordinate im Computer berechnet. Schattenwürfe während der Projektion sowie untersichgehende Bereiche der Gesichtsoberfläche, die nicht aus beiden Kameraperspektiven eingesehen werden können, limitieren die 3D-Erfassung der Gesichtsoberfläche. Die durch die orthognath-chirurgischen Eingriffe vornehmlich veränderten Bereiche der Gesichtes, also von infraorbital bis zur Kinnregion, werden durch beide Kameras vollständig erfasst.

3.2.2 Messvorgang

Zur Steuerung des Messsystems wurde ein handelsüblicher Personalcomputer (PC) unter dem Betriebssystem LINUX verwendet, der mit einer speziellen Bildverarbeitungskarte (Bitflow Raptor 15/1) ausgestattet war. Die Steuereinheit des ATOS-Messsystems wurde über die serielle Schnittstelle des PC angesteuert und die Bilddaten der CCD-Kameras wurden über die Bildverarbeitungskarte verarbeitet. Durch Einbindung des Rechners in das LAN-Netzwerk der Universität konnte die Weiterverarbeitung und Visualisierung der 3D-Daten an leistungsfähigeren Rechnern erfolgen. Die Ansteuerung des Messsystems und die initialen Bildverarbeitung erfolgte mit einer eigens entwickelten Software, die am Labor für Biophysik in Zusammenarbeit mit der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universitätsklinik Münster programmiert worden war. Ebenfalls am Labor für Biophysik entwickelt wurden die Programme „MKG-View“, „MKG-Diff“ und „gView“. Diese Programme ermöglichten die Bearbeitung der 3D-Datensätze, die Erzeugung von Falschfarbedifferenzbildern sowie die Messfehlerbeurteilung. Mit Hilfe der kommerziellen Software „Rhinoceros 3.0“ wurde die Erstellung von 3D-Oberflächenmodellen, Profillinienmodellen und -diagrammen sowie deren Vermessung durchgeführt.

Die 3D-optische Erfassung der Gesichtsoberflächen fand in einem mäßig abgedunkelten Raum statt, um störende Lichteinflüsse zu minimieren. Ein Behandlungsstuhl mit einer Zwei-Punkt-Kopfstütze war in einem Meter Entfernung zum ATOS-Messkopf positioniert. Die Kopfstütze gewährleistete dabei eine stabile Position des Kopfes während des Messvorganges. Nachdem der Patient auf dem Behandlungsstuhl Platz genommen hatte, wurde ein eigens modifizierter Gesichtsbogen der Firma SAM Präzisionstechnik, München, angelegt (Abb. 46). An dem Bogen war ein frontal ausgerichtetes und mit 6 Messmarken versehenes Kunststoffkreuz angebracht. Diese Punkte dienten der Software als Referenzpunkte zur Überlagerung der prä- und postoperativen Datensätze. Die üblicherweise am Gesichtsbogen vorhandene Bissgabel hätte im Messbereich gelegen und wurde daher entfernt. Beim Anlegen des Bogens war darauf zu achten, den Bogen möglichst genau in der Scharnierachs-Orbital-Ebene auszurichten und die Glabellastütze in der Mitte des Bogens mit festem Anpressdruck zu fixieren.



Abb 46: modifizierter SAM-Gesichtsbogen mit Messkreuz, angelegter Gesichtsbogen am Patienten

Der Messkopf des ATOS-Systems wurde nun auf das Gesicht des Patienten ausgerichtet, so dass das Gesicht und das Messkreuz von beiden CCD-Kameras gerade vollständig erfasst wurden. Die Helligkeit der Projektionseinheit wurde so eingestellt, dass eine gleichmäßige Helligkeitsverteilung auf der gesamten Gesichtsoberfläche vorhanden war. Unmittelbar vor dem Starten des Messvorganges bat man den Patienten, den Kopf in der Kopfstütze ruhig zu halten und seine Lippen entspannt aufeinander zu bringen (Ruheschwebelage des Unterkiefers). Nach dem Start des Messvorganges wurden innerhalb von etwa 12 Sekunden vier Streifen- und sechs Gray-Code-Muster auf das Gesicht des Patienten projiziert. Die Bilder wurden von beiden CCD-Kameras aufgenommen, der Bildverarbeitungskarte zugeleitet und abgespeichert. Mit der ATOS-Software wurden hieraus die 3-D Koordinaten der Gesichtsoberfläche berechnet. Diese konnten anschließend als *3D-Punktwolke (Cloud)* in dem Programm „MKG-View“ dargestellt werden (Abb. 47).



Abb. 47: 3D-Punktwolke (Cloud)

3.3 Analyse

3.3.1 Aufbereitung der 3D-Daten

Zunächst mussten die als *Rohdaten* vorliegenden Punktwolken bearbeitet werden. Hierzu wurde ebenfalls das Programm „*MKG-View*“ benutzt. Alle nicht relevanten Anteile der Punktwolken wurden über die „Cut“-Funktion der Software entfernt. Dann erfolgte eine automatische, räumliche Überlagerung der prä- und postoperativen Datensätze über die registrierten Messmarken des Kunststoffkreuzes. Durch eine unterschiedliche Einfärbung beider Punktwolken ließen sich erste Unterschiede zwischen beiden Gesichtsoberflächen abschätzen (Abb. 48).

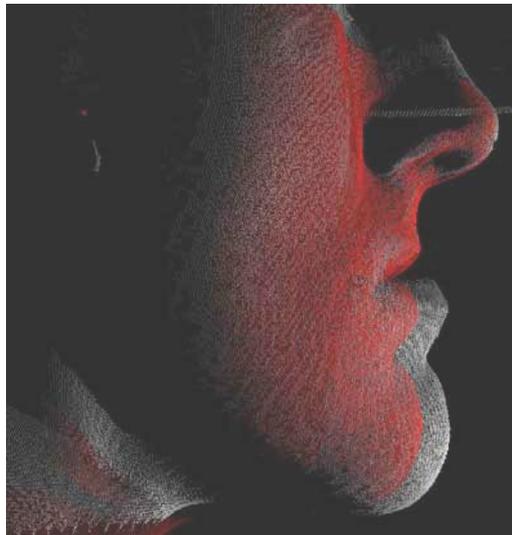


Abb. 48: Überlagerung prä- und postoperativer 3D-Punktwolken

In allen überlagert dargestellten Datensätzen zeigten sich kleinere Abweichungen auch in Bereichen, die definitiv nicht durch den operativen Eingriff verändert worden waren. Diese Diskrepanzen ließen sich nur verfahrensbedingt durch ein nicht exakt reproduzierbares Anlegen des Gesichtsbogens erklären. Mit dem Programm „*MKG-View*“ wurden diese Fehler erkannt und korrigiert. Hierzu wurde die räumliche Lage jedes postoperativen Datensatzes manuell so adjustiert, dass die operativ nicht veränderten Bereiche der Nase und Stirn in der überlagerten Darstellung in allen drei Raumrichtungen genau übereinander lagen.

Die nun korrekt übereinandergelagerten Datensätze wurden im Weiteren mit dem Programm „*MKG-Diff*“ ausgewertet. Mit dem Programm war eine Umrechnung von 3D-Daten in zweidimensionale Falschfarbenbilder möglich, wobei die Tiefeninformation in einem Farbwert codiert war. Über die Programmfunktion „*Diff*“ wurden die sagittalen Differenzen zwischen den prä- und postoperativen Datensätzen berechnet, so dass ein sogenanntes *Falschfarben-Differenzbild* erzeugt werden konnte. In dieser Darstellung zeigten sich operationsbedingte Vorverlagerungen von Gesichtsteilen als warme Farbtöne (Gelb-Rot) und Rückverlagerungen als kalte Farbtöne (Grün-Blau).

Die als Punktwolken vorliegenden Rohdatensätze wurden mit Hilfe von Flächenrückführungsalgorithmen in einem weiteren Schritt in *3D-Polygonmodelle* umgerechnet und als obj.-Format abgespeichert. Somit konnten die 3D-Modelle anschließend in der Software „*Rhinoceros 3.0*“ weiter verwendet werden. Mit Hilfe dieser Software war die Visualisierung der einzelnen Gesichtsoberflächen als gerenderte *3D-Oberflächenmodelle* und der überlagerten Gesichtsoberflächen als halbtransparente *3D-Matchingmodelle* aus sämtlichen Perspektiven möglich. Mit der Programmfunktion „*Schnittkurve*“ konnten in den Matchingmodellen prä- und postoperative Profillinien entlang einer frei wählbaren Ebene erzeugt werden. Auf diese Weise wurden zum einen vertikale Profillinien erzeugt, *median* sowie beidseits *paramedian durch den Infraorbitalpunkt*, und andererseits horizontale Profillinien erzeugt, durch die Weichteilpunkte *Subnasale (Sn)*, *Upper Lip (Upl)*, *Lower Lip (Lol)* und *Pognion molle (Pom)*. Die präoperativen Profillinien wurden grau dargestellt, die postoperativen wurden rot dargestellt. Die Gesamtheit aller so erzeugten prä- und postoperativen Profillinien eines Patienten konnten als *3D-Profillinienmodell* und *Profilliniendiagramm* dargestellt werden. Mit der Programmfunktion „*Schnittpunkt*“ wurden die Schnittpunkte der vertikalen und horizontalen Profillinien ermittelt. Diese wurden im Weiteren als korrespondierende Messpunkte zur Vermessung der Weichgewebsverlagerung genutzt.

3.3.2 Visualisierung der Gesichtsoberflächenveränderungen

Mit Hilfe der Software „Rhinceros“ wurde für jeden Patientenfall die Visualisierung der orthognath-chirurgisch bedingten Gesichtsveränderungen durchgeführt. Hierzu wurde ein Set von Darstellungen festgelegt, die dem Behandler eine schnelle Übersicht der Veränderungen ermöglichen soll:

1) 3D-Oberflächenmodell

Dies ist die räumliche Darstellung der prä- und postoperativen Gesichtsoberflächen aus der schräg-lateralen Perspektive (Abb. 49).

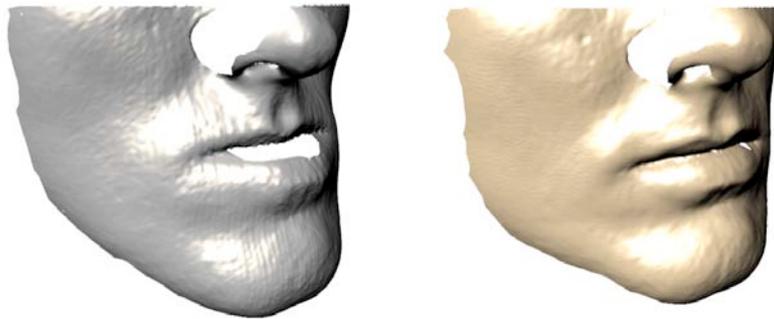


Abb. 49: 3D-Oberflächenmodell. Grau: präoperativ. Beige: postoperativ

2) 3D-Matchingmodell

Dies ist die räumlich überlagerte Darstellung der prä- und postoperativen 3D-Oberflächenmodelle aus der schräg-lateralen und seitlichen Perspektive (Abb. 50).

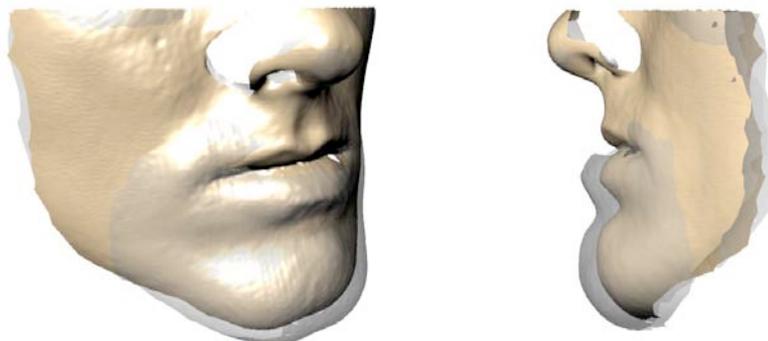


Abb. 50: 3D-Matchingmodell. Grau: präoperativ. Beige: postoperativ

3) Falschfarben-Differenzbild

Dies ist die farbcodierte Darstellung aus der frontalen Perspektive, errechnet aus den Differenzen zwischen den prä- und postoperativen Daten. Die warmen Farbtönungen stellen die operationsbedingte Vorverlagerungen topografisch dar und die kalten Farbtönungen die operationsbedingten Rückverlagerungen (Abb. 52).

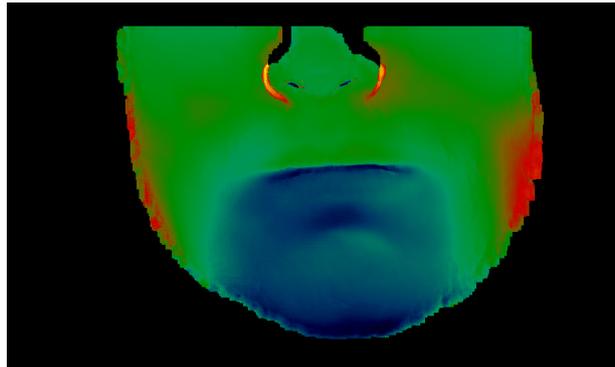


Abb. 52: Falschfarbendifferenzbild. Warme Farbtöne: Vorverlagerung. Kalte Farbtöne: Rückverlagerung

4) 3D-Profillinienmodell und Profillinien-Diagramm

Dies ist die Darstellung der prä- und postoperativen Profillinien aus der schräg-lateralen oder seitlichen und axialen Perspektive als Diagramm (Abb. 51).

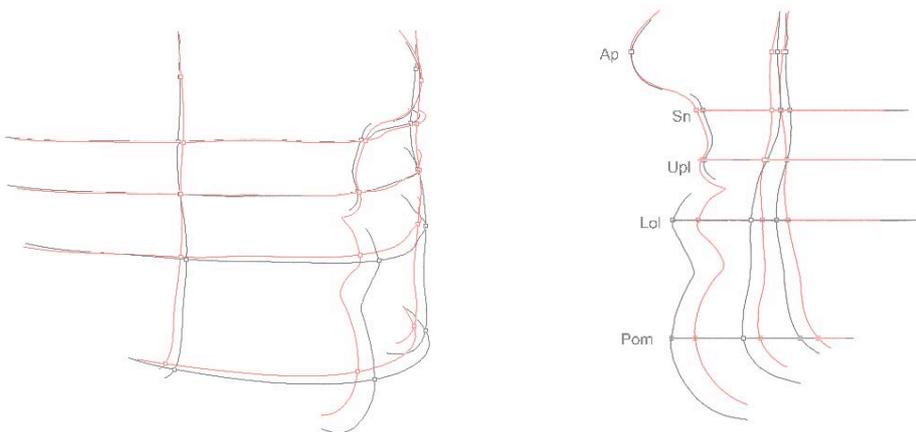


Abb. 51: 3D-Profillinienmodell und Profillinien-Diagramm. Grau: präoperativ. Rot: postoperativ

3.3.3 Vermessung der Gesichtsoberflächenveränderungen

Die Vermessungen der orthognath-chirurgisch bedingten Weichteilverlagerungen wurden für jeden Patientenfall an *axialen Profilliniendiagrammen* vorgenommen (Abb. 54). Gemessen wurden jeweils die sagittalen Abstände zwischen den korrespondierenden präoperativen (grauen) und postoperativen (roten) Schnittpunkten der Profillinien. Dies geschah jeweils paramedian rechts, median und paramedian links jeweils auf den Ebenen der Subnasalen (Sn), des Oberlippen-Punktes (Upl), des Unterlippen-Punktes (Lol) und des Weichteilpogonios (Pom) (Abb. 54). Die Messwerte wurden auf ganzzahlige Millimeterbeträge gerundet. Somit konnten jeweils bis zu 12 Weichgewebsverlagerungswerte von einer Gesichtsoberfläche gewonnen werden (Abb. 53). Jede Messserie wurde in einem *Profilliniendiagramm* (Abb. 54) dargestellt und die Messwerte in einer Tabelle dokumentiert.

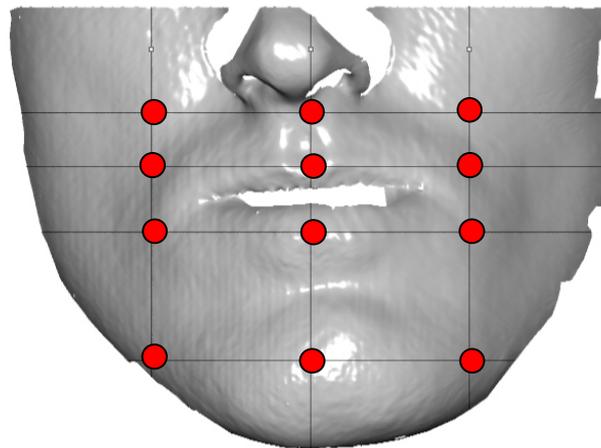


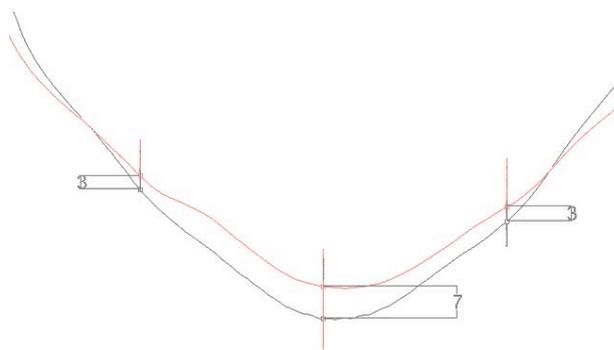
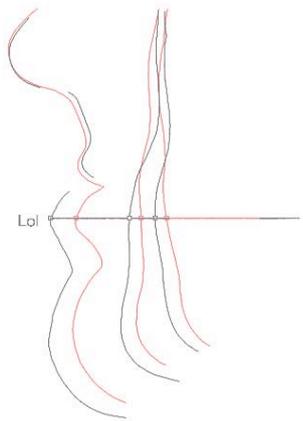
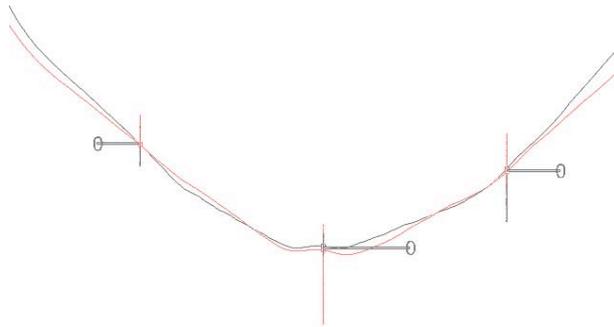
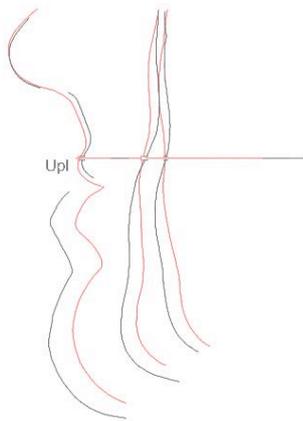
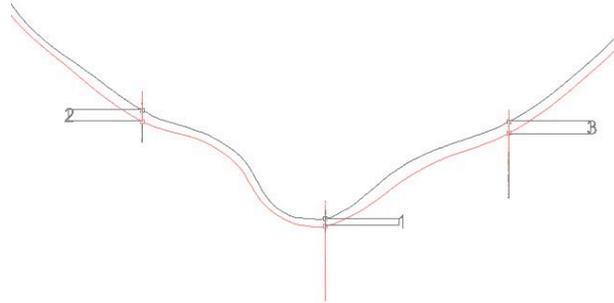
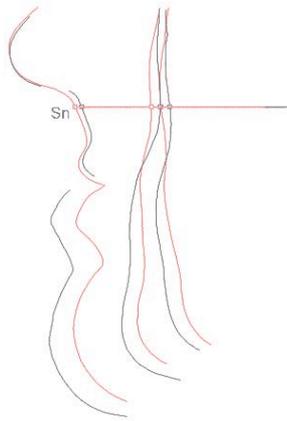
Abb. 53: Lokalisation der Messbereiche am 3D-Oberflächenmodell

Ebene

rechts

mitte

links



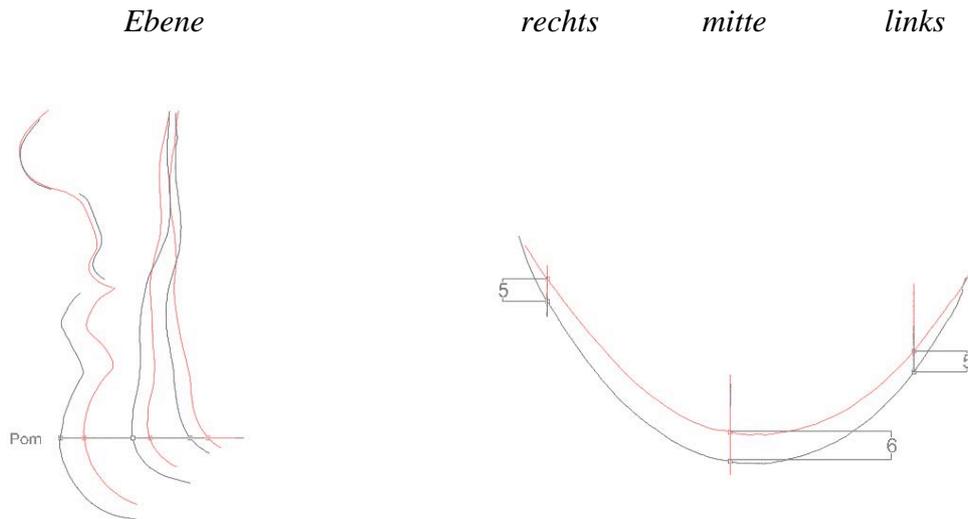


Abb. 54: Profilliniendiagramme: Messungen der Abstände zwischen den präoperativen (grau) und postoperativen (rot) Schnittpunkten auf den Ebenen der Weichteilpunkte Sn, Upl, Lol und Pom.

3.3.4 Fehlerbetrachtung

Die Fehlerbetrachtung der Methode wurde mit dem Programm „gView“ in Form von zwei Messreihen durchgeführt und die Ergebnisse in einer Excel-Tabelle statistisch ausgewertet.

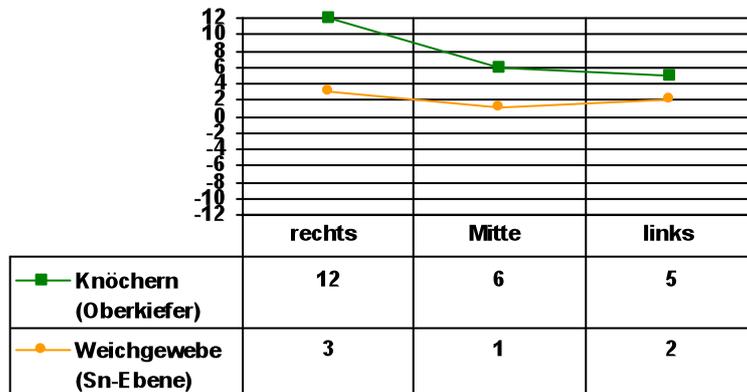
Zur Abschätzung der *Messgenauigkeit des ATOS-Messsystems* wurden in allen 15 Fällen jeweils die Abstände von zwei benachbarten Punkten exemplarisch im mittleren Kinnbereich der präoperativen Punktwolke gemessen. Die Messwerte wurden in einer Excel-Tabelle dokumentiert, in einem Balkendiagramm dargestellt und der statistische Mittelwert sowie die Standardabweichung berechnet.

Zur Abschätzung des *Fehlers beim Anlegen des Gesichtsbogens* wurden die unkorrigierten postoperativen Datensätze mit den manuell korrigierten postoperativen Datensätzen in allen 15 Fällen verglichen. Das Programm „gView“ ermöglichte die Berechnung des mittleren, räumlichen Abstandes zwischen beiden Datensätzen. Dieser Wert entsprach der Größe der manuellen Lagekorrektur des Datensatzes. Diese „Korrekturwerte“ wurden für alle 15 Patienten in einer Excel-Tabelle dokumentiert, in einem Balkendiagramm dargestellt und der statistische Mittelwert sowie die Standardabweichung berechnet.

3.4 Auswertung der Messergebnisse

Im ersten Schritt der Auswertung wurden die sagittalen Weichgewebsverlagerungswerte (S) und die sagittalen Verlagerungswerte des Hartgewebes (H) aus den Dysgnathie-Planungsbogen für jeden Patienten in sogenannten *S/H-Diagrammen* dargestellt (Diagramm 1). Die Verlagerungstrecken des Weichgewebes wurden im Fall von Oberkieferverlagerungen in der Sn-Ebene, im Fall von Unterkieferverlagerungen in der Pom-Ebene entnommen. Aus den Dysgnathie-Planungsbögen wurden Verlagerungstrecken des Hartgewebes aus den Bereichen der oberen und unteren ersten Molaren sowie dem Kontaktpunkt der oberen und unteren Inzisivi entnommen.

Oberkiefer



Unterkiefer

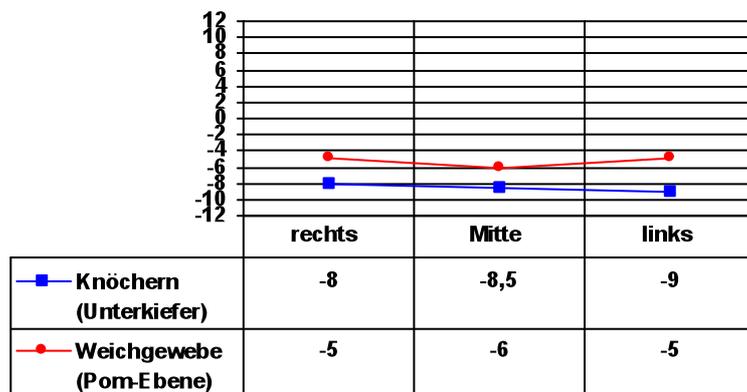


Diagramm 1: S/H-Diagramme für Oberkiefer- (grün, gelb) und Unterkieferverlagerungen (rot, blau)

Im zweiten Schritt der Auswertung wurden in allen Fällen für jeden der 12 Messbereiche des Gesichtes der Quotient aus der Weichgewebsverlagerung (S) und der korrespondierenden Hartgewebsverlagerung (H) als sogenannte *S/H-Ratio* berechnet und in einer Tabelle dokumentiert. Die Verlagerungsstrecken des Hartgewebes wurden sowohl bei Ober- wie auch bei Unterkieferverlagerungen aus den Bereichen den oberen und unteren ersten Molaren sowie vom Kontaktpunkt der oberen und unteren Inzisivi aus den Dysgnathie-Planungsbögen entnommen.

In einem dritten Schritt wurden für jeden der 12 Messbereiche jeweils der *Mittelwert der S/H-Ratios* aus den S/H-Ratios gebildet, auf zwei Nachkommastellen gerundet und mit dem Faktor 100 in einen Prozentwert umgewandelt. Die so berechneten *mittleren prozentualen Weich-Hartgewebsrelationen* wurden auf einer Gesichtsfläche topografisch dargestellt.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Patientenauswahl

Unter den oben genannten Einschlusskriterien konnten 15 Patienten im Alter zwischen 18 und 39 Jahren ausgewählt werden. Das mittlere Alter lag bei 27,9 Jahren. 5 Patienten waren weiblich und 10 Patienten waren männlich.

Das Spektrum der Dysgnathien gliedertete sich in dem ausgewählten Patientengut wie folgt auf (Diagramm 2):

- mandibuläre Prognathie bei einem Patienten
- mandibuläre Retrognathie bei 7 Patienten
- maxilläre Retrognathie bei einem Patienten
- kombinierte maxilläre Retrognathie und mandibuläre Prognathie bei 5 Patienten
- Oberkiefer-Engstand mit frontoffenem Biß bei einem Patienten.

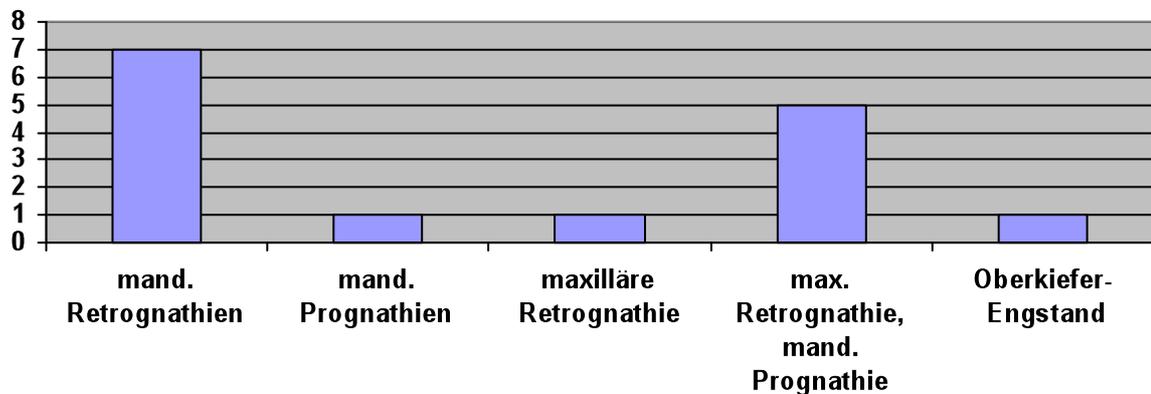


Diagramm 2: Verteilung der Dysgnathien im untersuchten Patientengut

In 13 Fällen wurde der Oberkiefer durch *LeFort-I-Osteotomie* und der Unterkiefer durch sagittale Spaltungen nach *Obwegeser/Dal-Pont* operiert. In einem Fall wurde eine Unterkiefervorverlagerung durch *Unterkieferdistraktion*, in einem anderen Fall eine chirurgische Gaumennahterweiterung über eine *subtotale LeFort-I-Osteotomie mit Distraktion über eine Quadhelix* durchgeführt (Tab. 3).

| Pat.-ID | Diagnose | Therapie | Alter zum OP-Zeitpunkt |
|---------|--|---|------------------------|
| 1 | mandibuläre Prognathie und Laterognathie | UK-Rückverlagerung mit Schwenkung nach links | 27 |
| 2 | mandibuläre Retrognathie | UK-Vorverlagerung | 18 |
| 3 | mandibuläre Retrognathie | UK-Vorverlagerung | 28 |
| 4 | mandibuläre Retrognathie | UK-Vorverlagerung | 25 |
| 5 | mandibuläre Retrognathie | UK-Vorverlagerung | 38 |
| 6 | mandibuläre Retrognathie | UK-Distraktion | 39 |
| 7 | mandibuläre Retrognathie | UK-Vorverlagerung | 19 |
| 8 | mandibuläre Retrognathie, tiefer Biss | UK-Vorverlagerung | 18 |
| 9 | maxilläre Retrognathie | OK-Vorverlagerung | 19 |
| 10 | maxilläre Retrognathie, mandibuläre Prognathie | OK-Vorverlagerung, UK-Rückverlagerung | 21 |
| 11 | maxilläre Retrognathie, mandibuläre Prognathie | OK-Vorverlagerung, UK-Rückverlagerung | 31 |
| 12 | maxilläre Retrognathie, mandibuläre Prognathie | OK-Vorverlagerung, UK-Rückverlagerung | 20 |
| 13 | maxilläre Retrognathie, mandibuläre Prognathie und Laterognathie | OK-Vorverlagerung, UK-Rückverlagerung mit Schwenkung nach links | 34 |
| 14 | maxilläre Retrognathie, mandibuläre Prognathie | OK-Vorverlagerung, UK-Rückverlagerung | 28 |
| 15 | OK-Engstand, frontoffener Biss | subtot. Le-Fort I Osteotomie, GNE über Quadhelix | 27 |

Tab. 3: Diagnosen und chirurgisches Therapieverfahren des untersuchten Patientengutes

Die aus den *Dysgnathie-Planungsbögen* entnommenen sagittalen Verlagerungstrecken der rechten und linken Molaren (6re, 6li) und der inzisalen Kontaktpunkte (1mi) jedes Patientenfalls sind in nachfolgender Tabelle aufgeführt (Tab. 4)

| Pat.-ID | Maxilla sagittal (mm) | Mandibula sagittal (mm) |
|---------|--|---|
| 1 | | 6re:0 3re:-1 1mi:-2 6li:-3,5 3li:-3,5 |
| 2 | | 6re:+6 3re:+6 1mi:+6 6li:+5,5 3li:+5,5 |
| 3 | | 6re:+7 3re:+7 1mi:+10 6li:+9 3li:+9 |
| 4 | | 6re:+4 3re:+4 1mi:+7 6li:+4 3li:+4 |
| 5 | | 6re:+4 3re: 1mi:+6 6li:+7 3li: |
| 6 | | 6re:+14 3re:+14 1mi:+12 6li:+11 3li:+11 |
| 7 | | 6re:+6 3re:+6,5 1mi:+5 6li:+4 3li:+5 |
| 8 | | 6re:+4 3re:+5 1mi:+5 6li:+7 3li:+2 |
| 9 | 6re:+5 3re:+5 1mi:+2 6li:+3 3li:+5 | |
| 10 | 6re:+5 3re:+5 1mi:+5 6li:+5 3li:+5 | 6re:-6 3re:-6 1mi:-6 6li:-6 3li:-6 |
| 11 | 6re:+6,5 3re:+6,5 1mi:+6,5 6li:+6,5 3li:+6,5 | 6re:-2 3re:-2 1mi:-4 6li:-6 3li:-6 |
| 12 | 6re:+2,5 3re:+3,5 1mi: 6li:+5,5 3li:+6 | 6re:-5 3re:-5 1mi:-1 6li:-5,5 3li:-6 |
| 13 | 6re:+5,5 3re:+5,5 1mi:+5,5 6li:+5,5 3li:+5,5 | 6re:-1 3re:-1 1mi:-6 6li:-10 3li:-10 |
| 14 | 6re:+7 3re:+12 1mi:+6 6li:+5 3li:+5 | 6re:-9 3re:-8 1mi:-8,5 6li:-9 3re:-9 |
| 15 | - | - |

Tab. 4: sagittale Verlagerungstrecken aus den Planungsbögen der Patienten

4.2 Visualisierung der Gesichtsoberflächenveränderungen

Fall 1: 27-jährige Patientin

Diagnose: mandibuläre Prognathie mit Laterognathie nach rechts

Therapie: Unterkiefer Rückverlagerung mit Schwenkung nach links

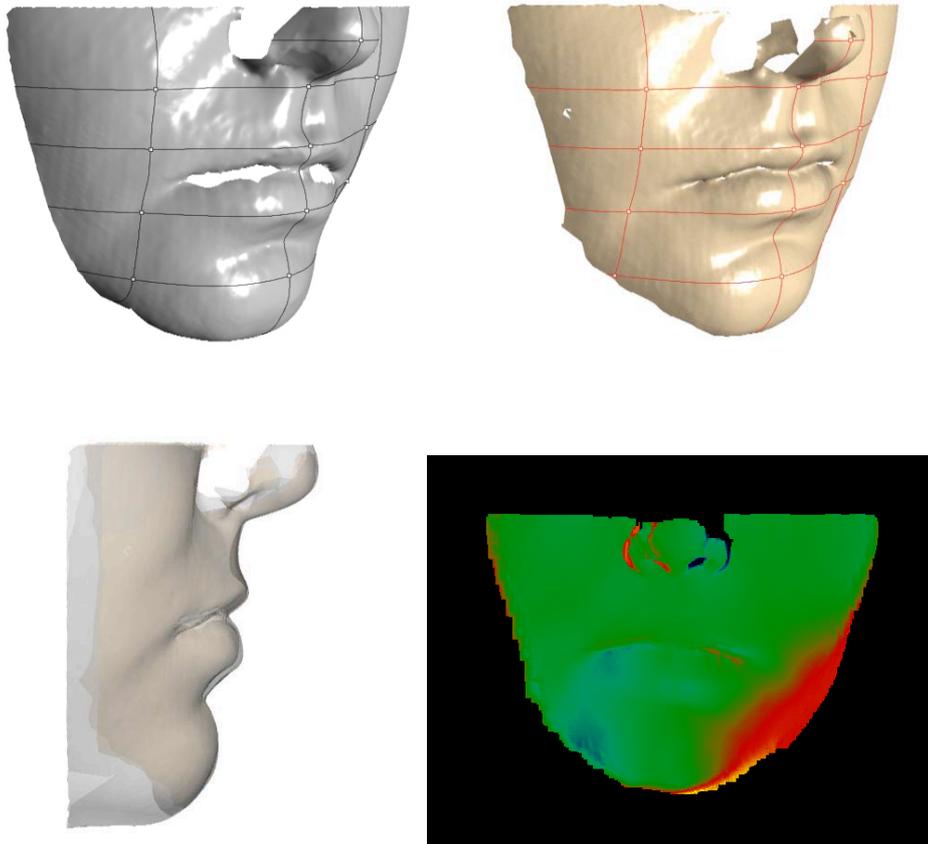


Abb. 55: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 2: 18-jährige Patientin

Diagnose: mandibuläre Retrognathie

Therapie: Unterkiefer Vorverlagerung

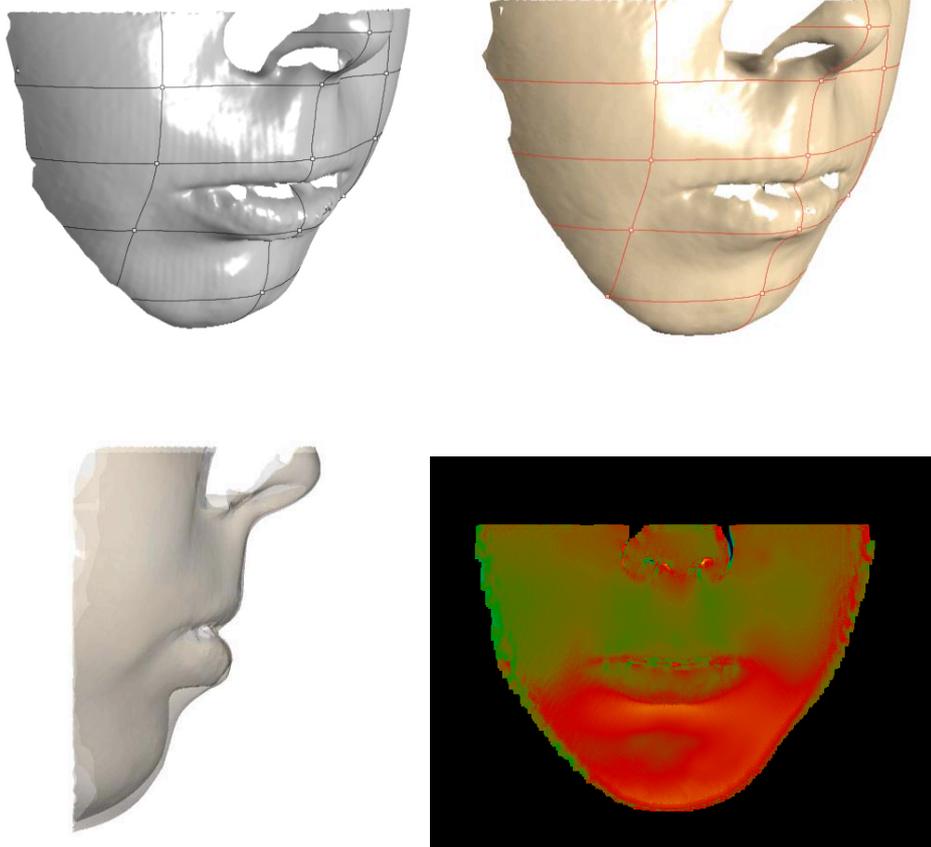


Abb. 56: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 3: 28-jährige Patientin

Diagnose: mandibuläre Retrognathie

Therapie: Unterkiefer Vorverlagerung

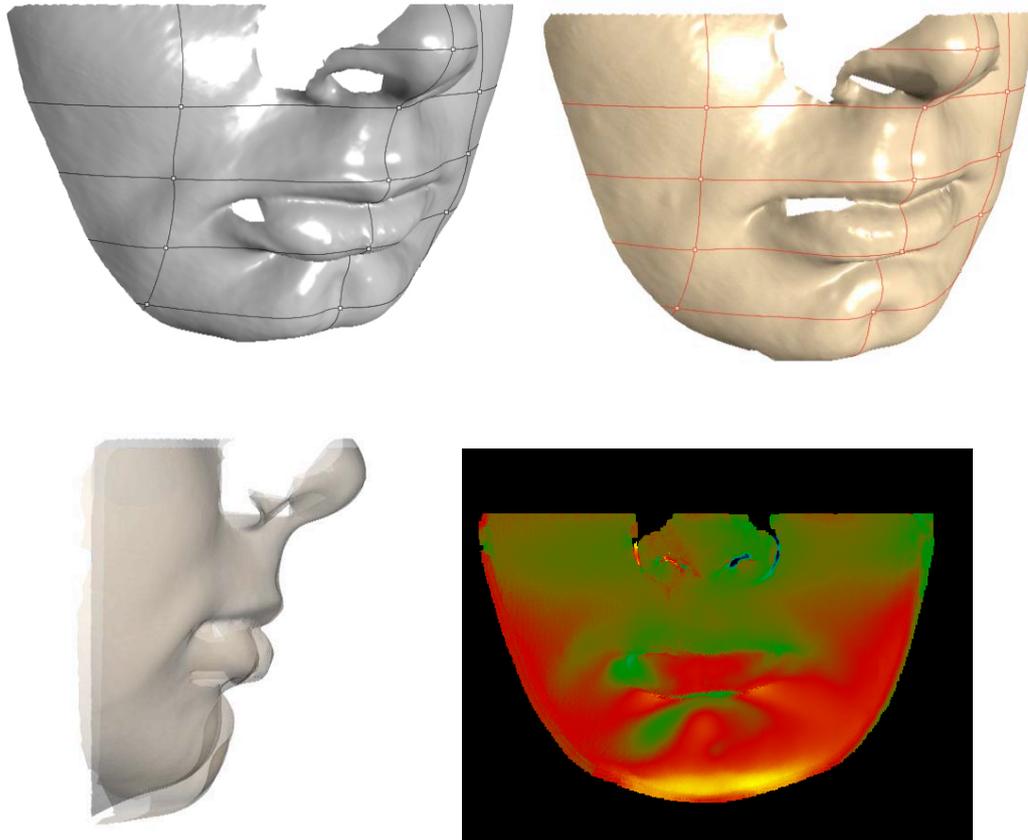


Abb. 57: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 4: 25-jährige Patientin

Diagnose: mandibuläre Retrognathie

Therapie: Unterkiefer Vorverlagerung

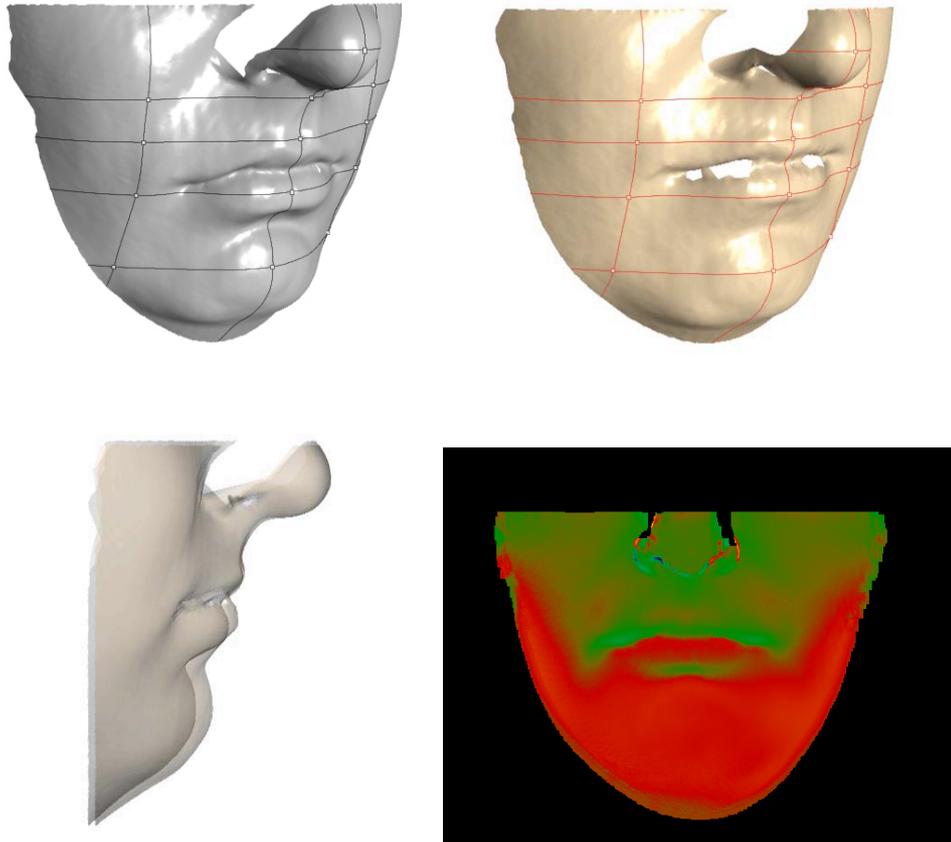


Abb. 58: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 5: 38-jährige Patientin

Diagnose: mandibuläre Retrognathie

Therapie: Unterkiefer Vorverlagerung

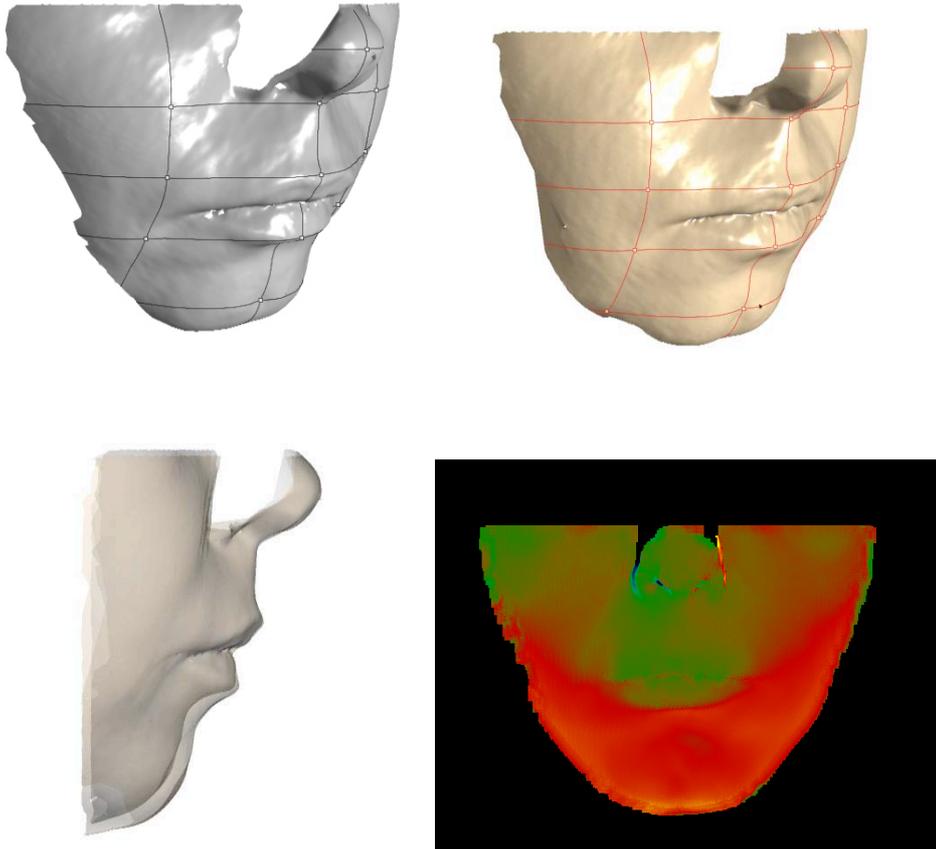


Abb. 59: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 6: 39-jährige Patientin

Diagnose: mandibuläre Retrognathie

Therapie: Unterkiefer Distraction

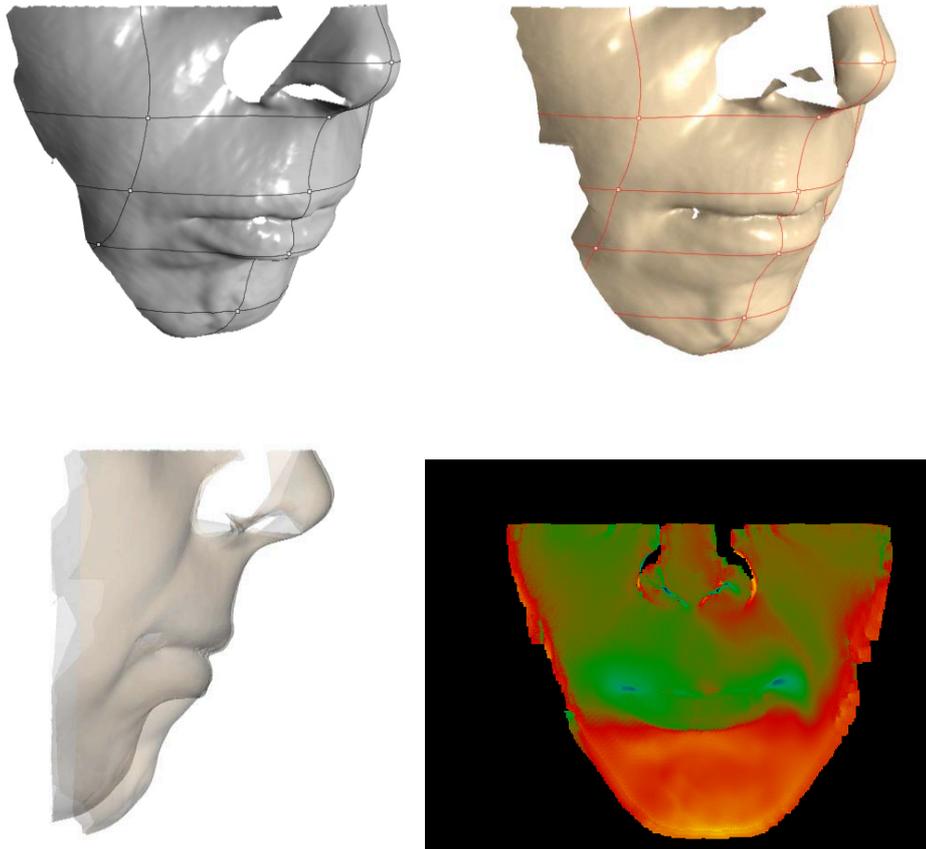


Abb. 60: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 7: 19-jähriger Patient

Diagnose: mandibuläre Retrognathie

Therapie: Unterkiefer Vorverlagerung

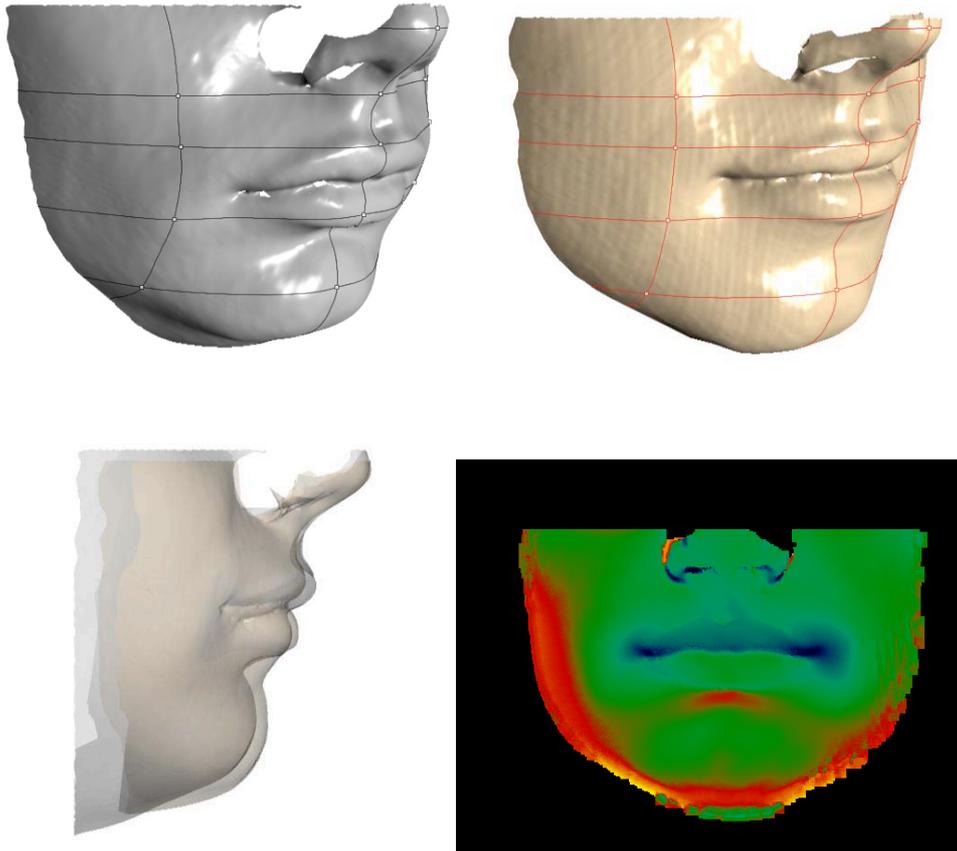


Abb. 61: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 8: 18-jähriger Patient

Diagnose: mandibuläre Retrognathie, tiefer Biss

Therapie: Unterkiefer Vorverlagerung

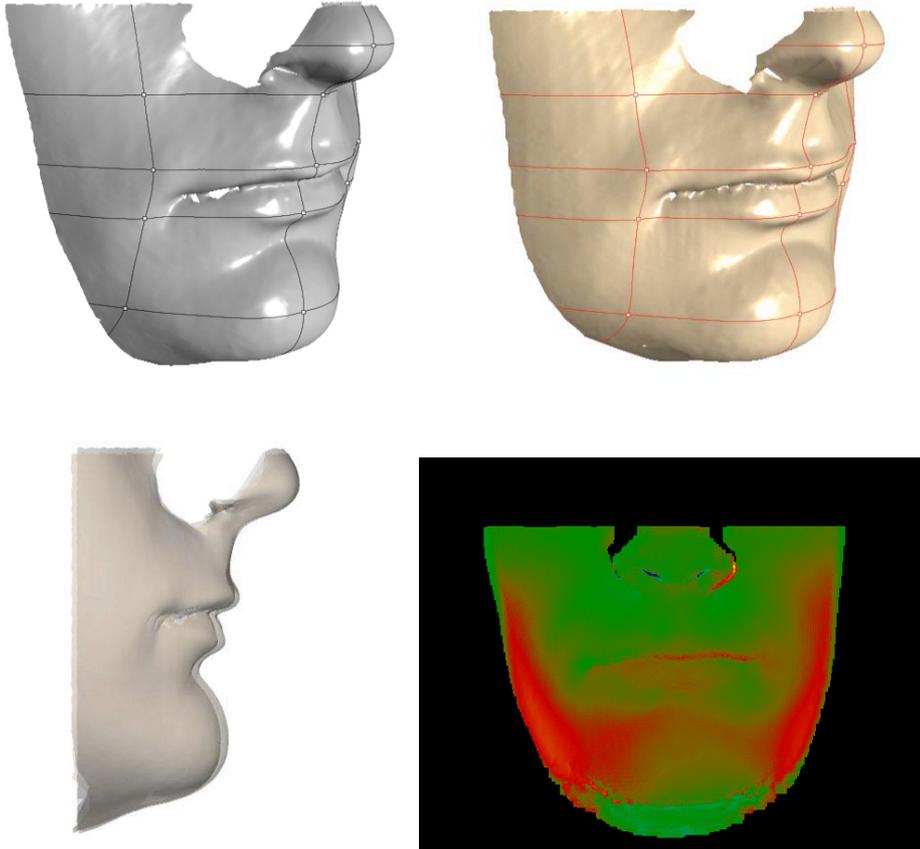


Abb. 62: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 9: 19-jähriger Patient

Diagnose: maxilläre Retrognathie

Therapie: Oberkiefer Vorverlagerung

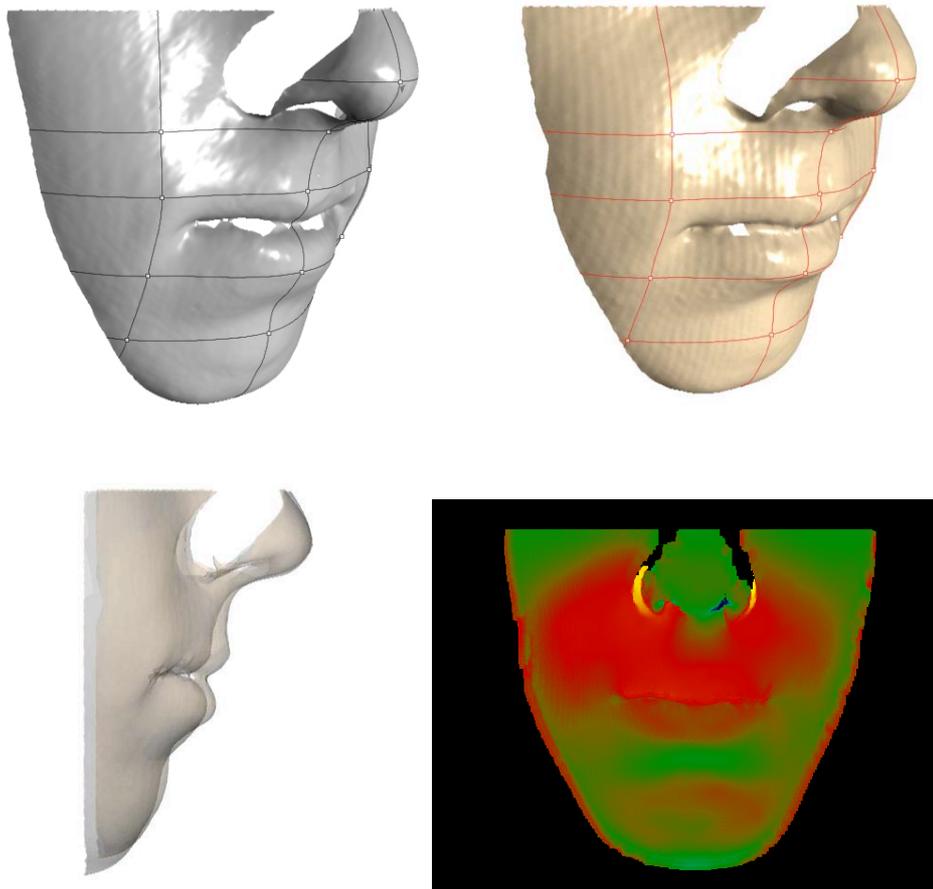


Abb. 63: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 10: 21-jähriger Patient

Diagnose: maxilläre Retrognathie, mandibuläre Prognathie

Therapie: Oberkiefer Vorverlagerung, Unterkiefer Rückverlagerung

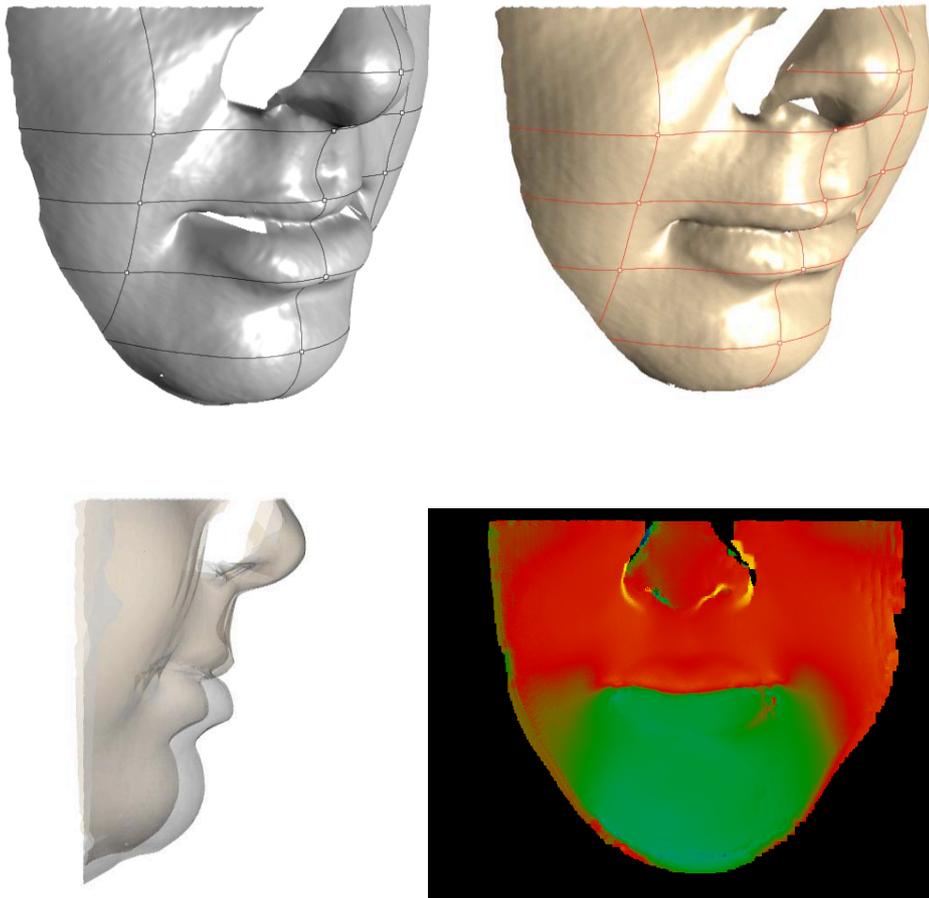


Abb. 64: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 11: 31-jähriger Patient

Diagnose: maxilläre Retrognathie, mandibuläre Prognathie mit Laterognathie

Therapie: Oberkiefer Vorverlagerung, Unterkiefer Rückverlagerung mit Schwenkung nach links

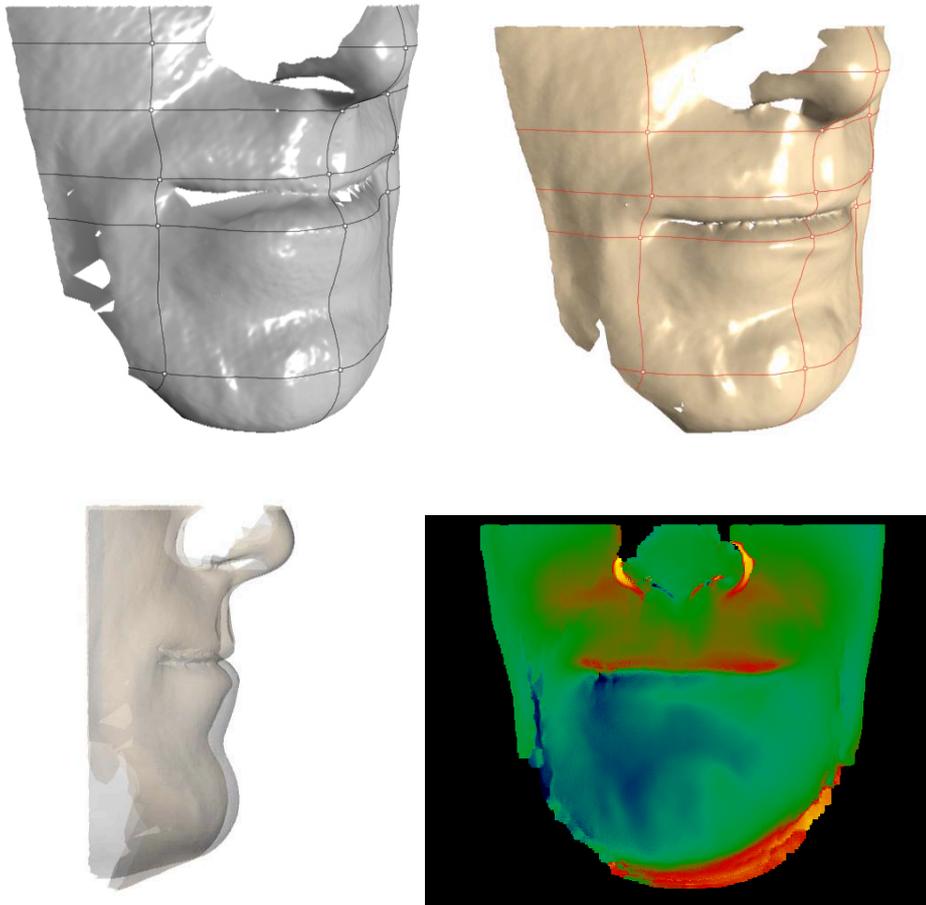


Abb. 65: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 12: 20-jähriger Patient

Diagnose: maxilläre Retrognathie, mandibuläre Prognathie

Therapie: Oberkiefer Vorverlagerung, Unterkiefer Rückverlagerung

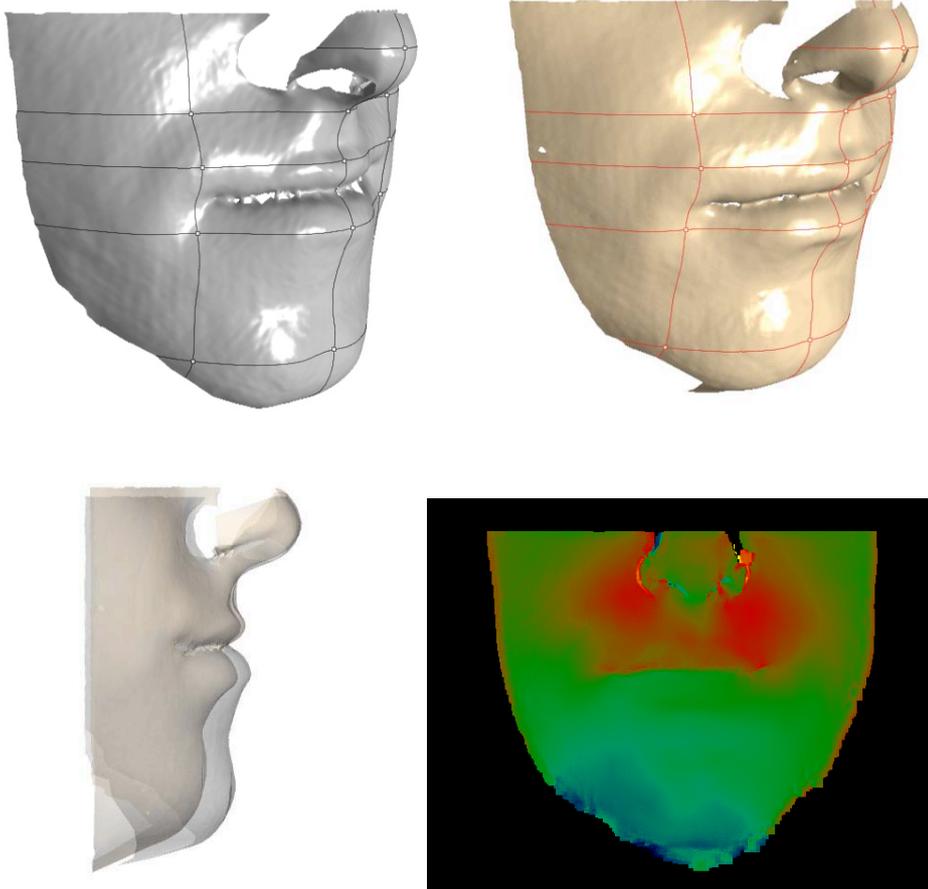


Abb. 66: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 13: 34-jähriger Patient

Diagnose: maxilläre Retrognathie, mandibuläre Prognathie mit Laterognathie

Therapie: Oberkiefer Vorverlagerung, Unterkiefer Rückverlagerung mit Schwenkung nach links

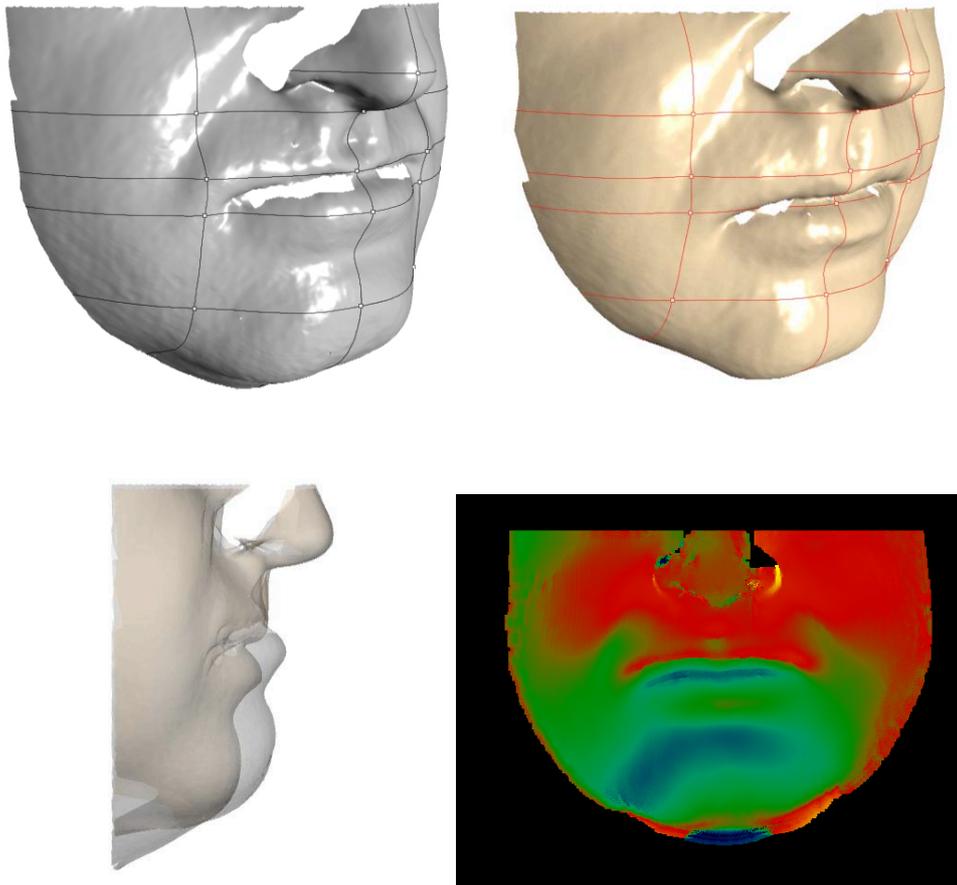


Abb. 67: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 14: 28-jähriger Patient

Diagnose: maxilläre Retrognathie, mandibuläre Prognathie

Therapie: Oberkiefer Vorverlagerung, Unterkiefer Rückverlagerung

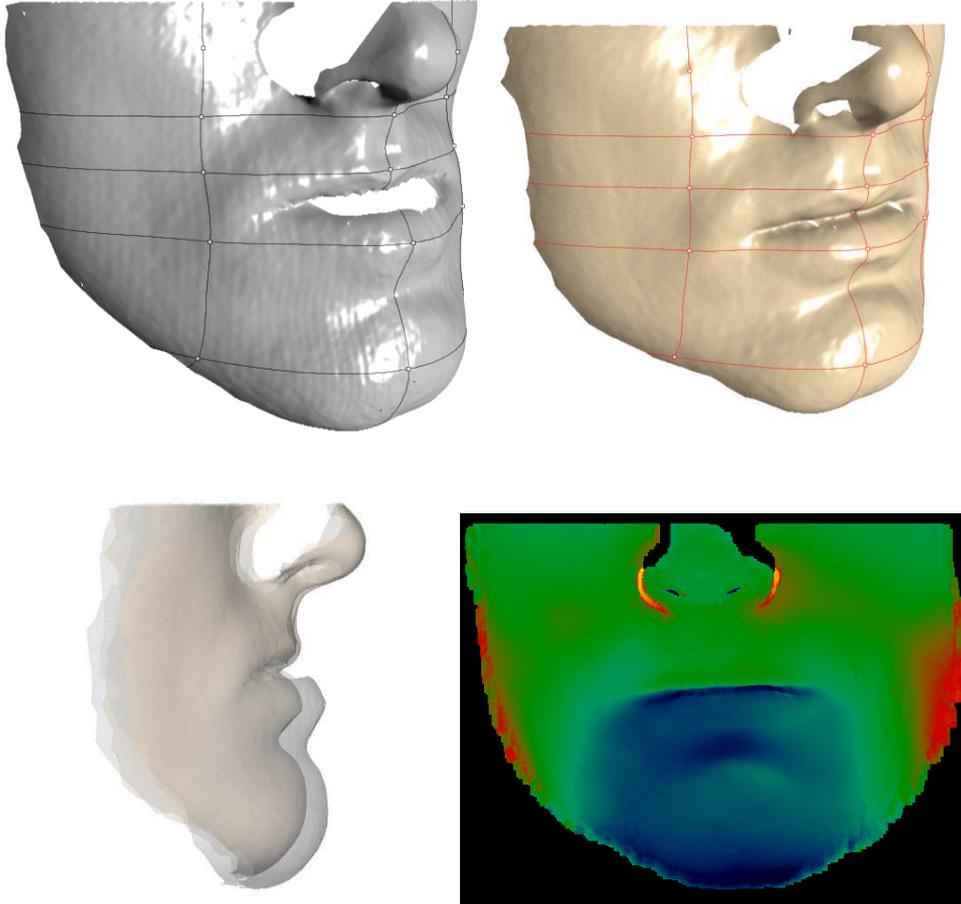


Abb. 68: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell, Falschfarben-Differenzbild

Fall 15: 27-jähriger Patient

Diagnose: Oberkieferengstand

Therapie: Subtotale Le-Fort I Osteotomie, GNE

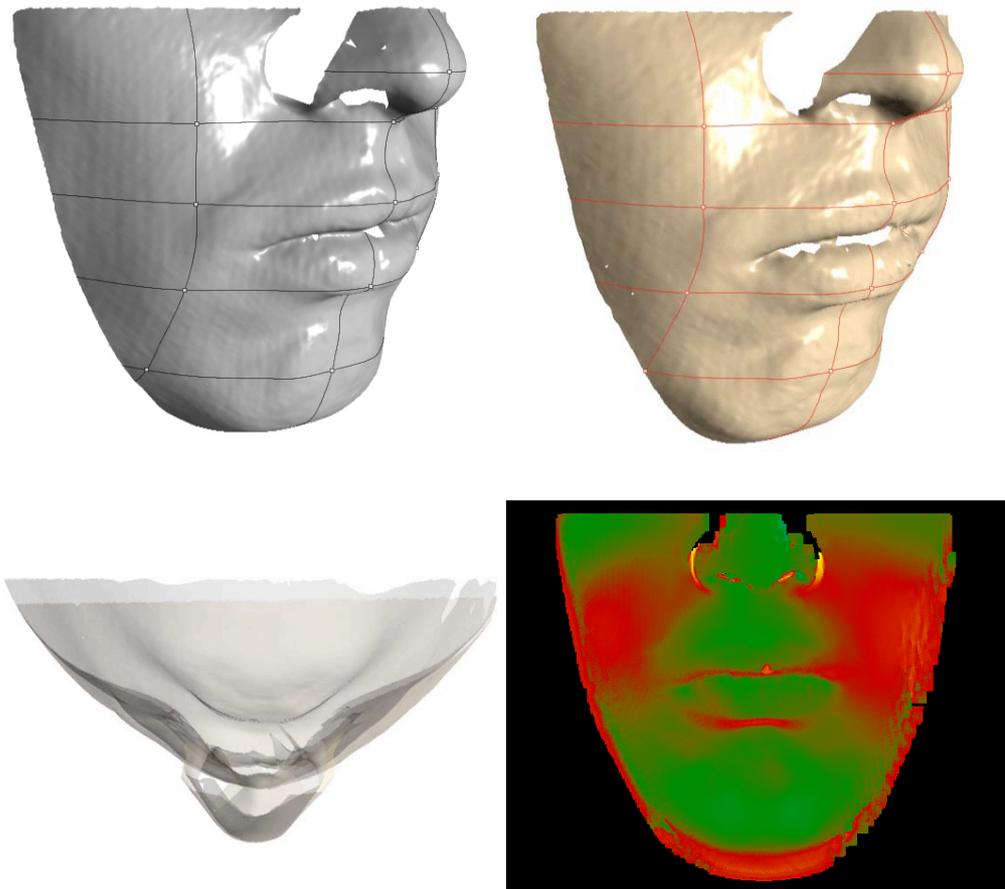


Abb. 69: Prä- und postoperatives 3D-Oberflächenmodell, 3D-Matchingmodell (axial), Falschfarben-Differenzbild

4.3 Messergebnisse

Fall 1:

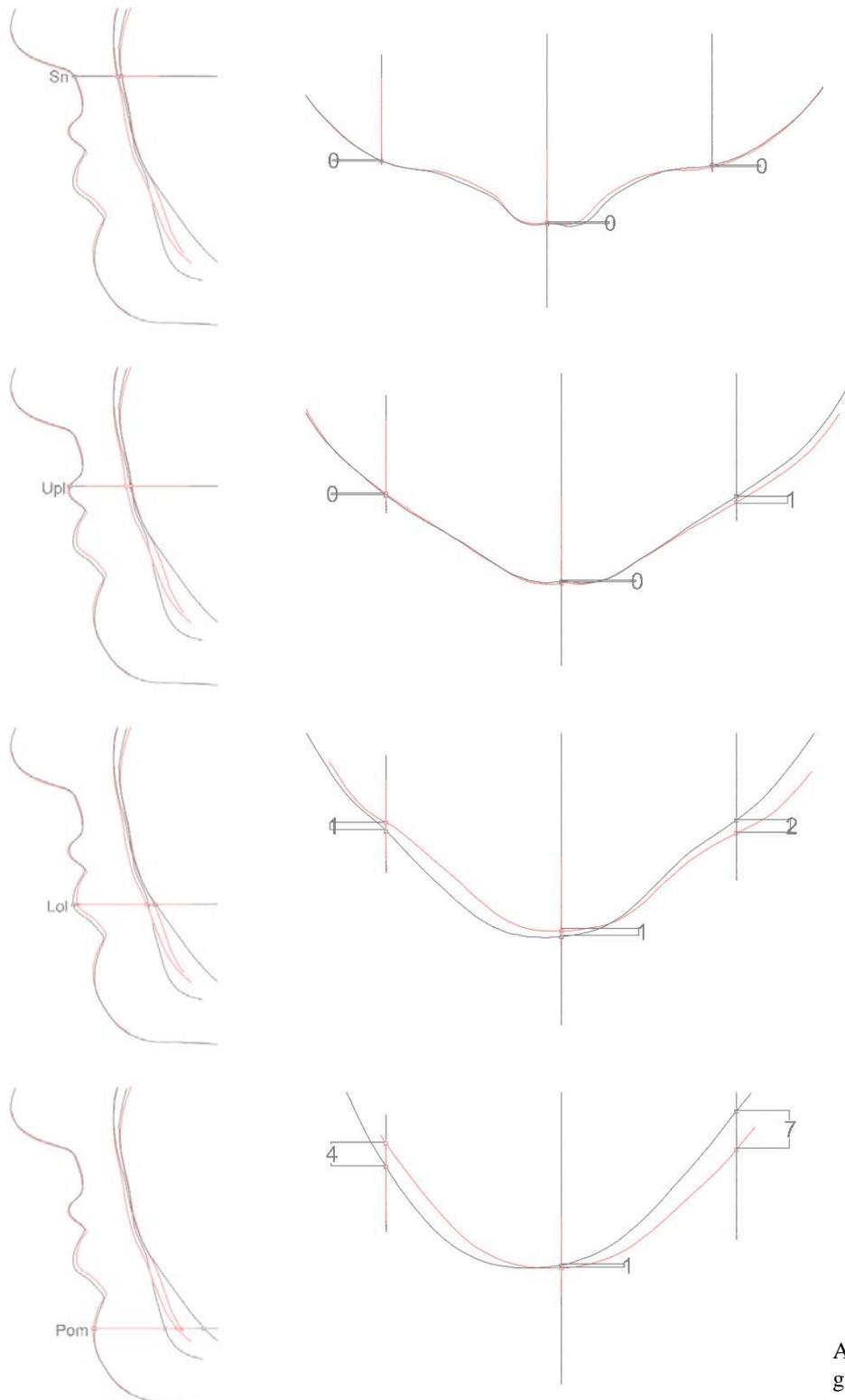


Abb. 70: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 2:

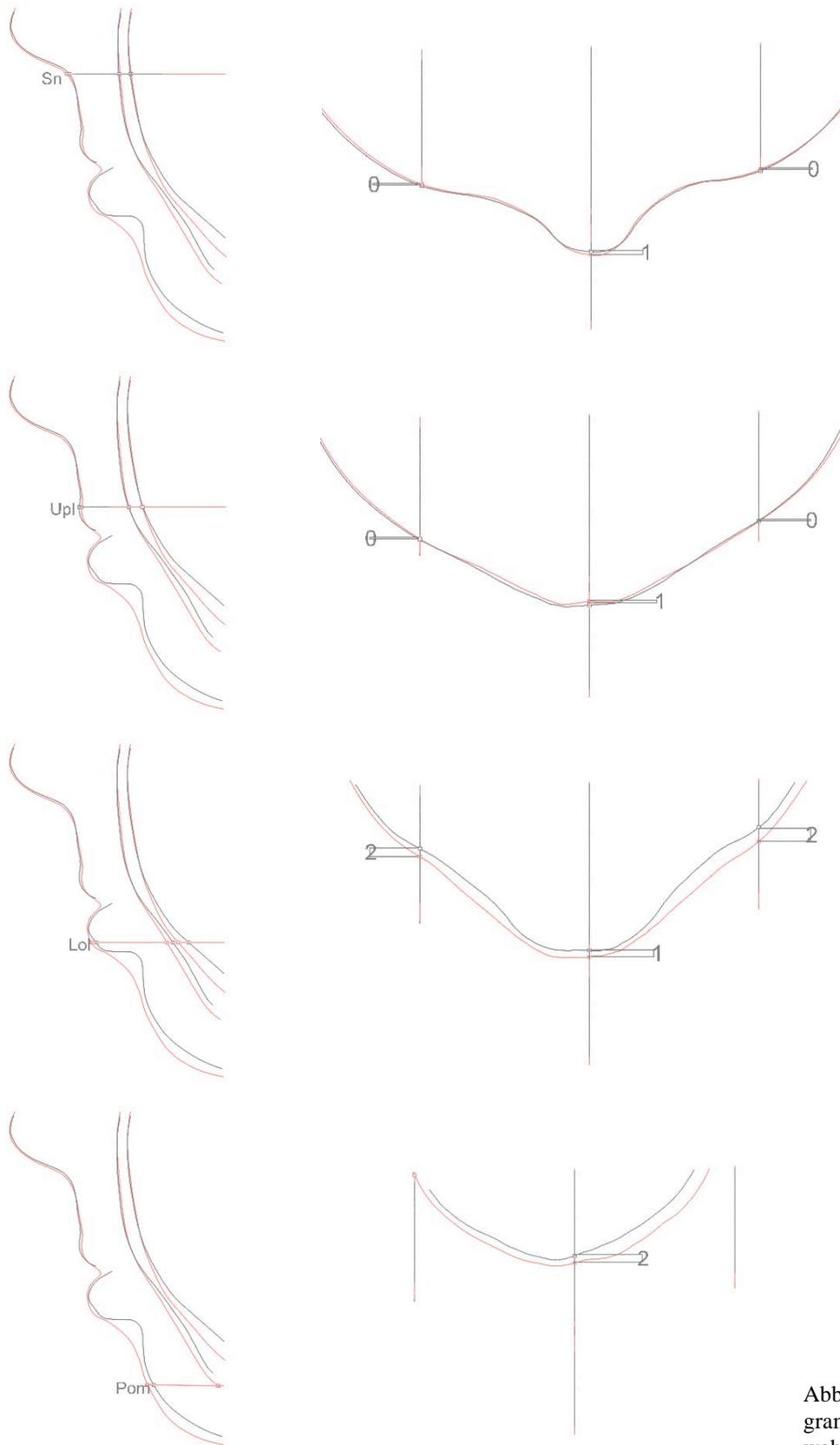


Abb. 71: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 3:

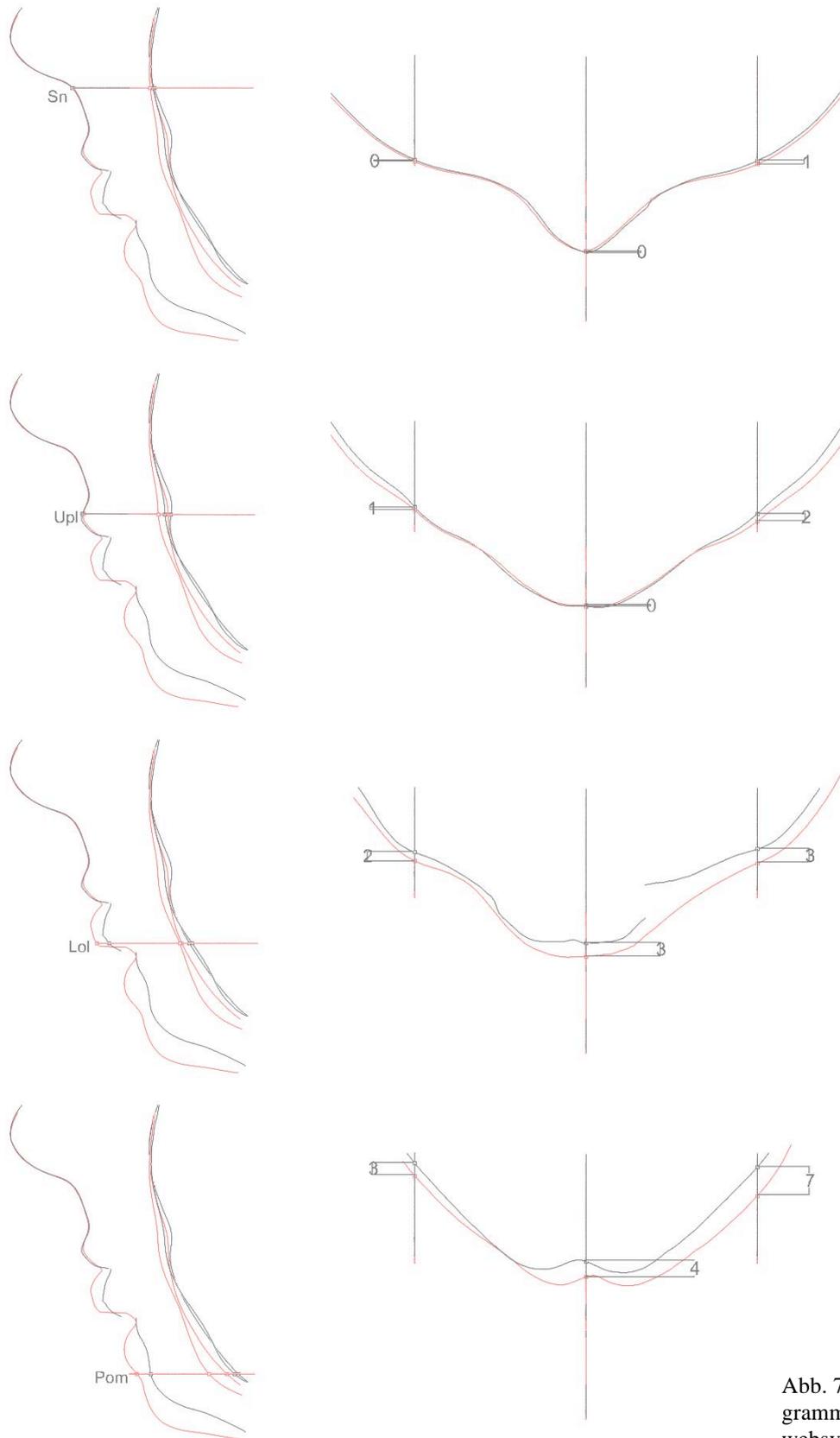


Abb. 72: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 4:

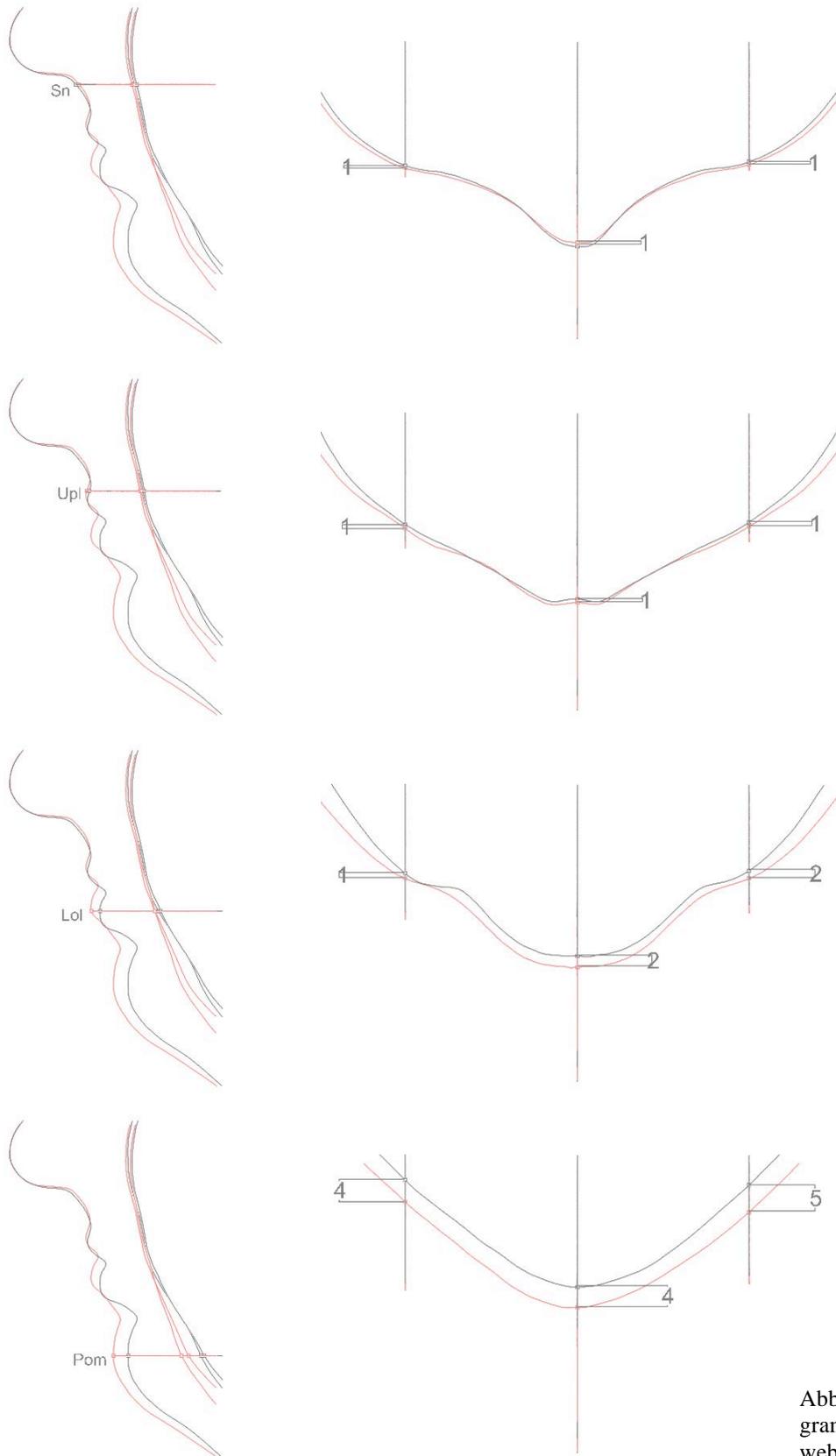


Abb. 73: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 5:

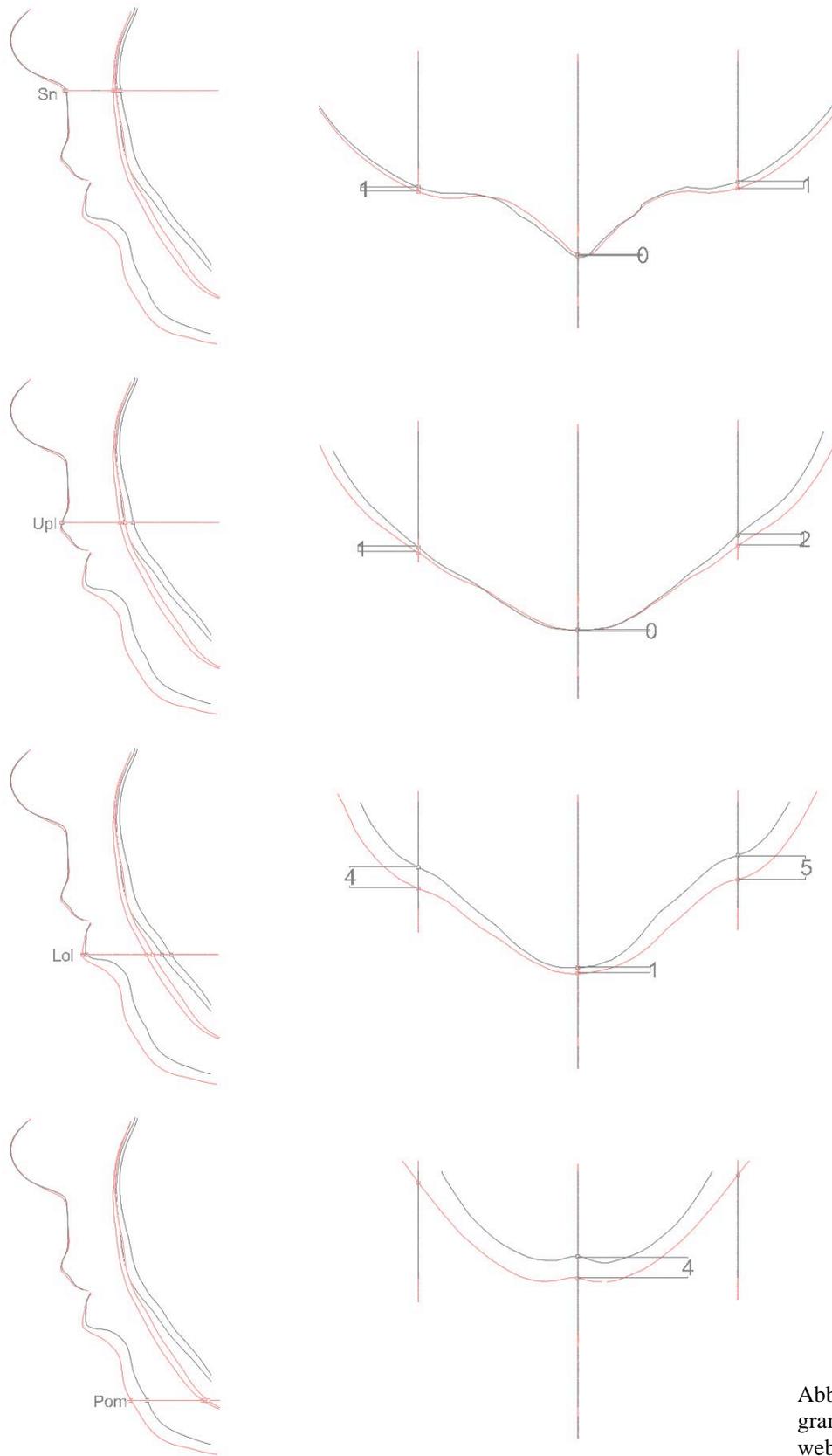


Abb. 74: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 6:

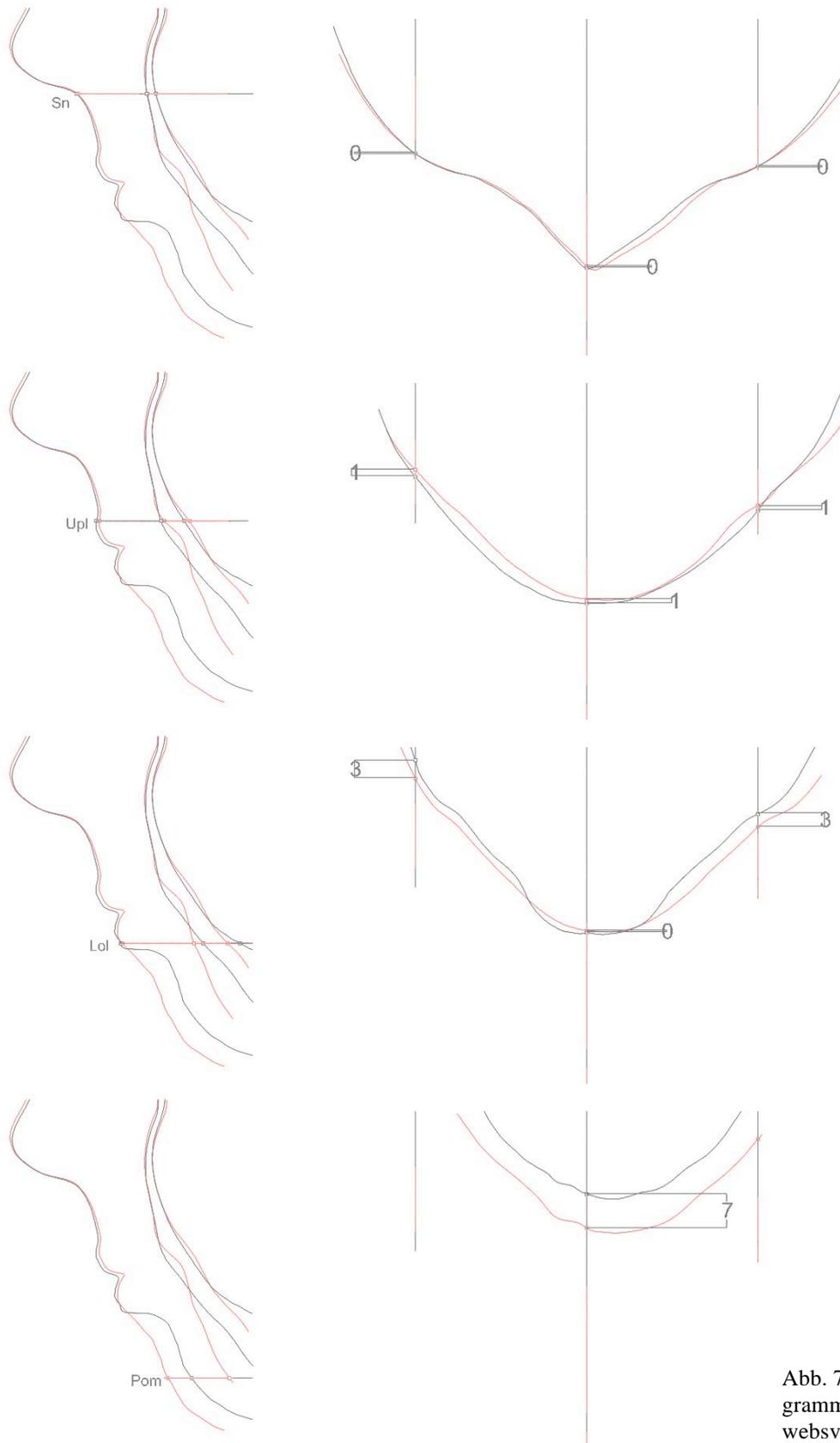


Abb. 75: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 7:

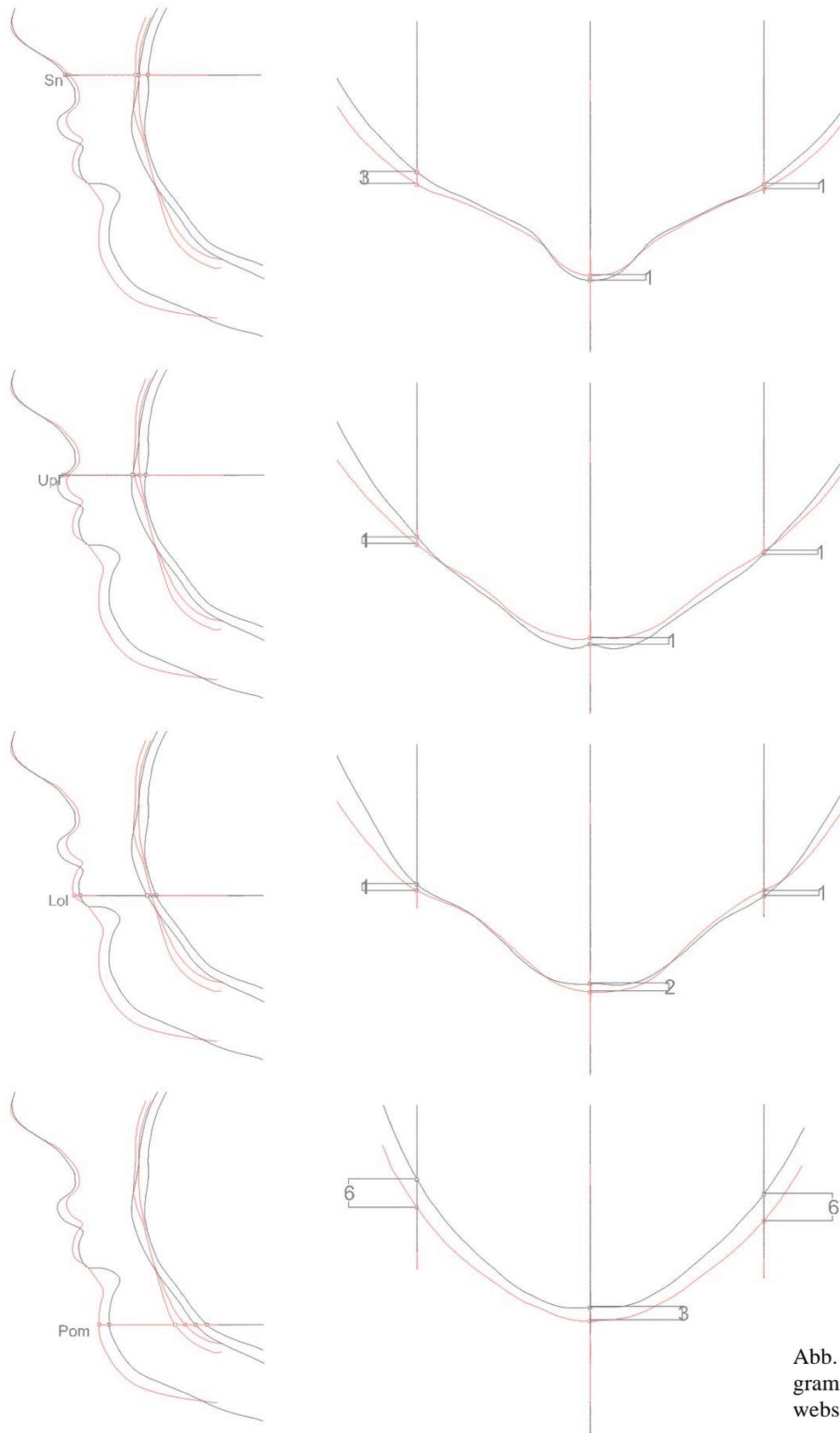


Abb. 76: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 8:

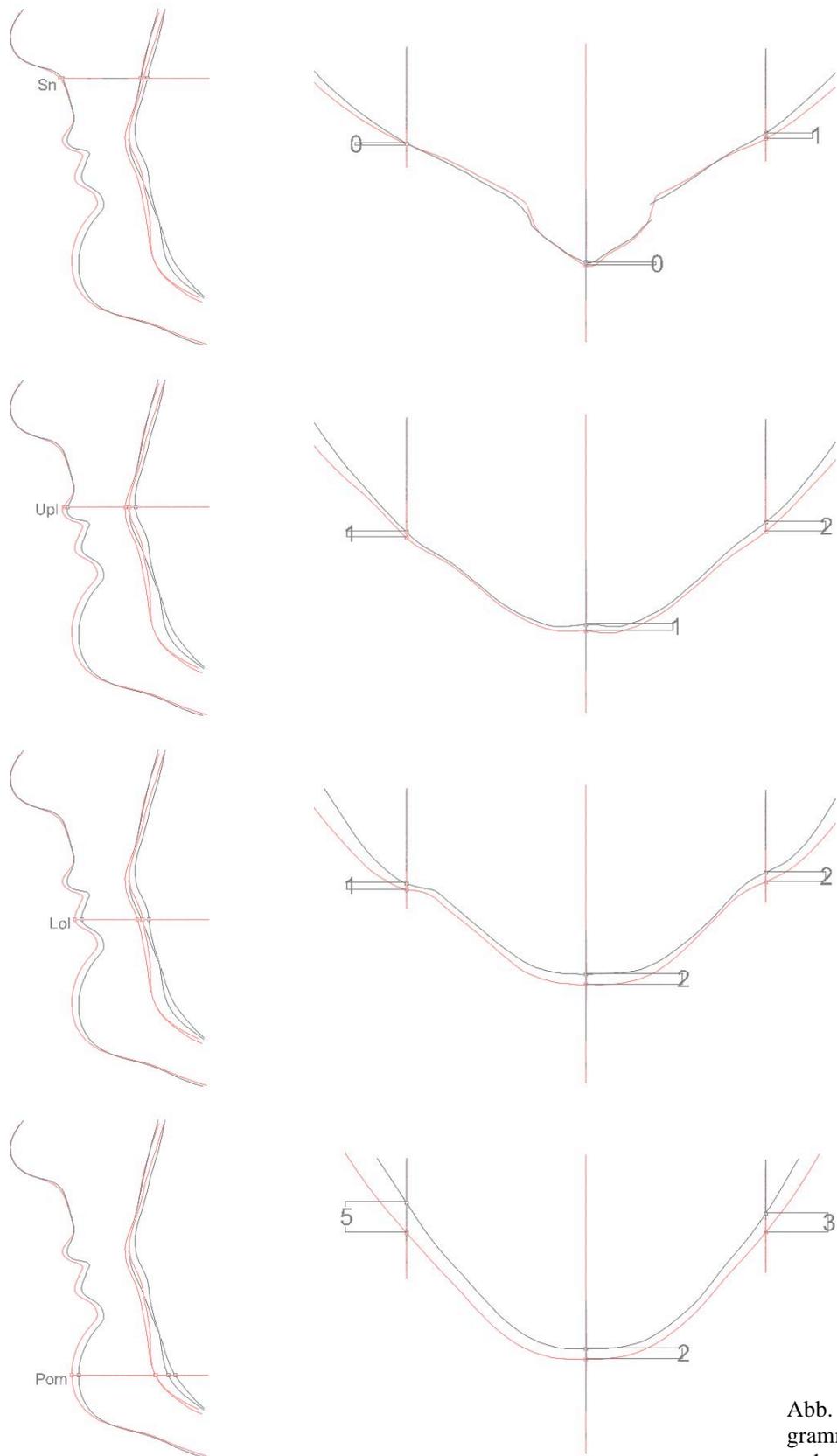


Abb. 77: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 9:

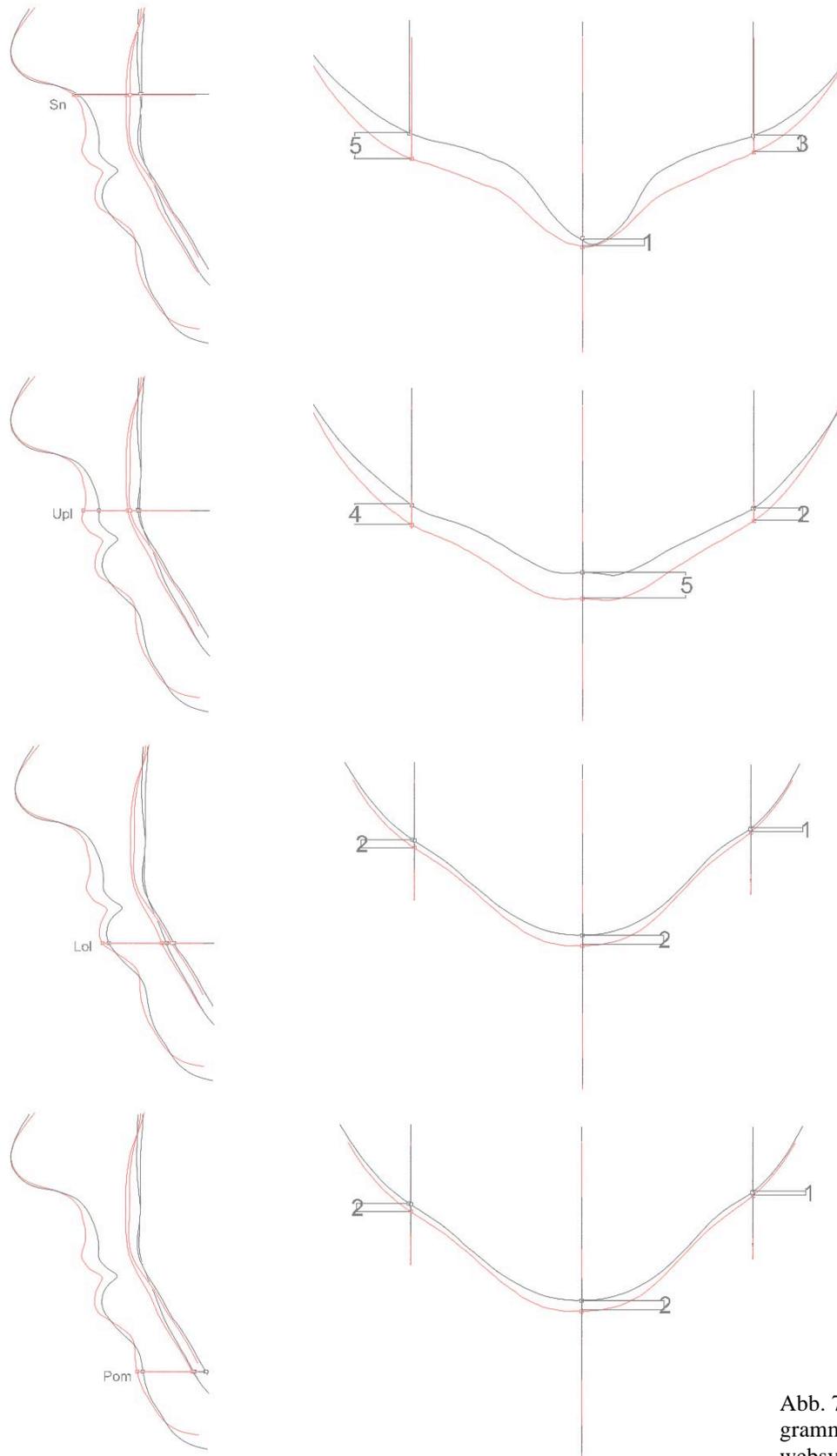


Abb. 78: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 10:

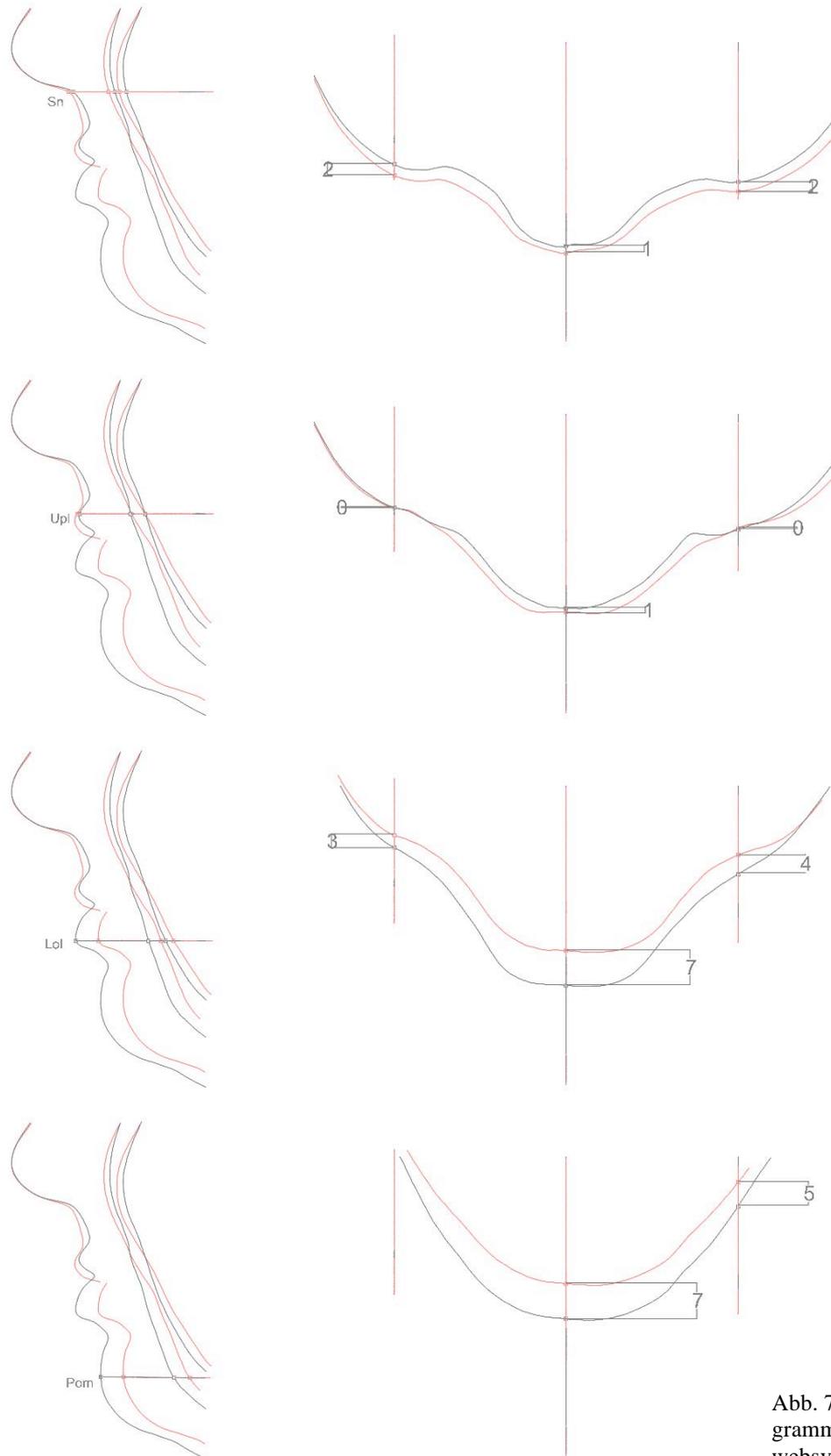


Abb. 79: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 11:

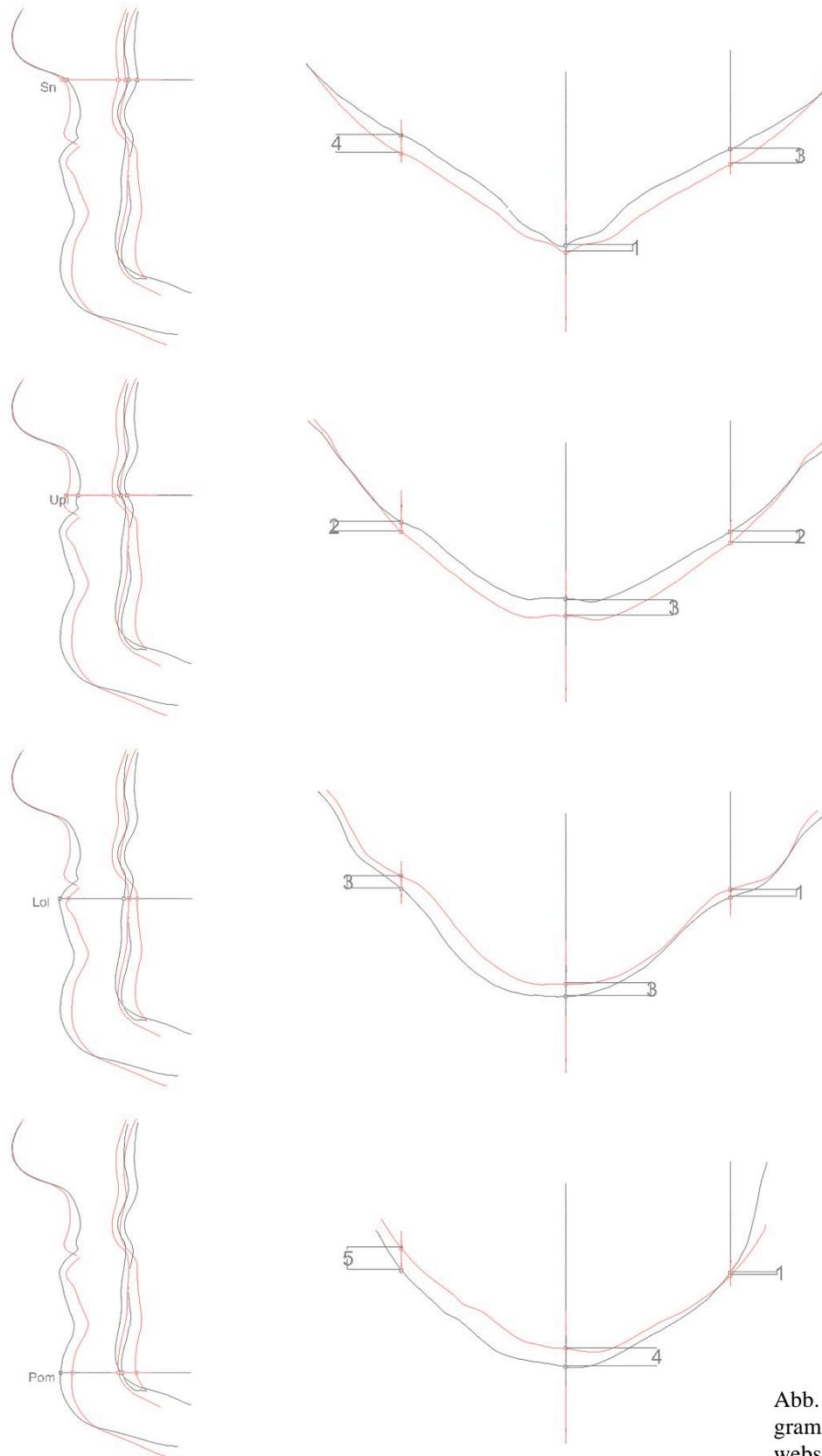


Abb. 79: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 12:

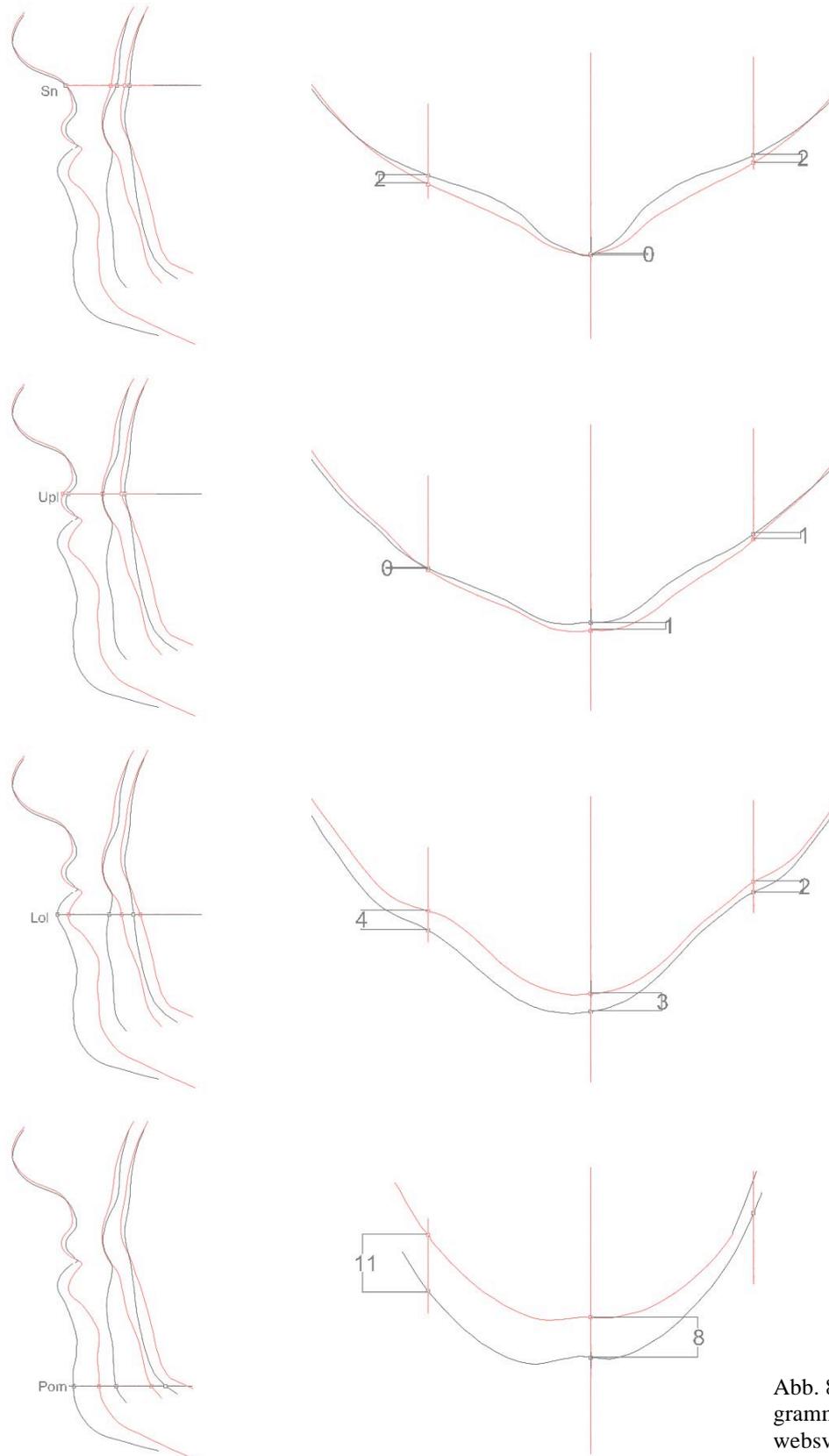


Abb. 80: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 13:

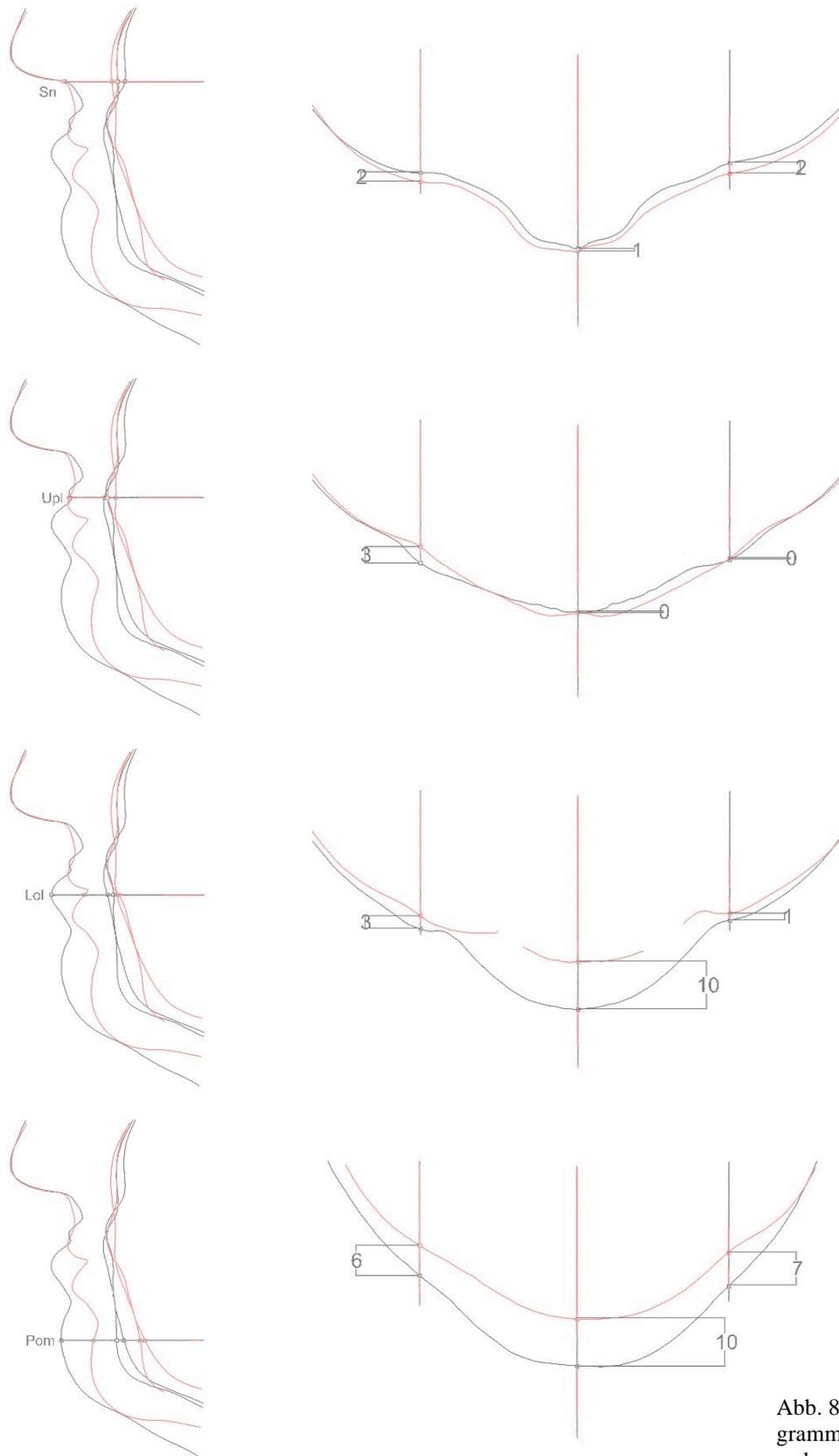


Abb. 81: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 14:

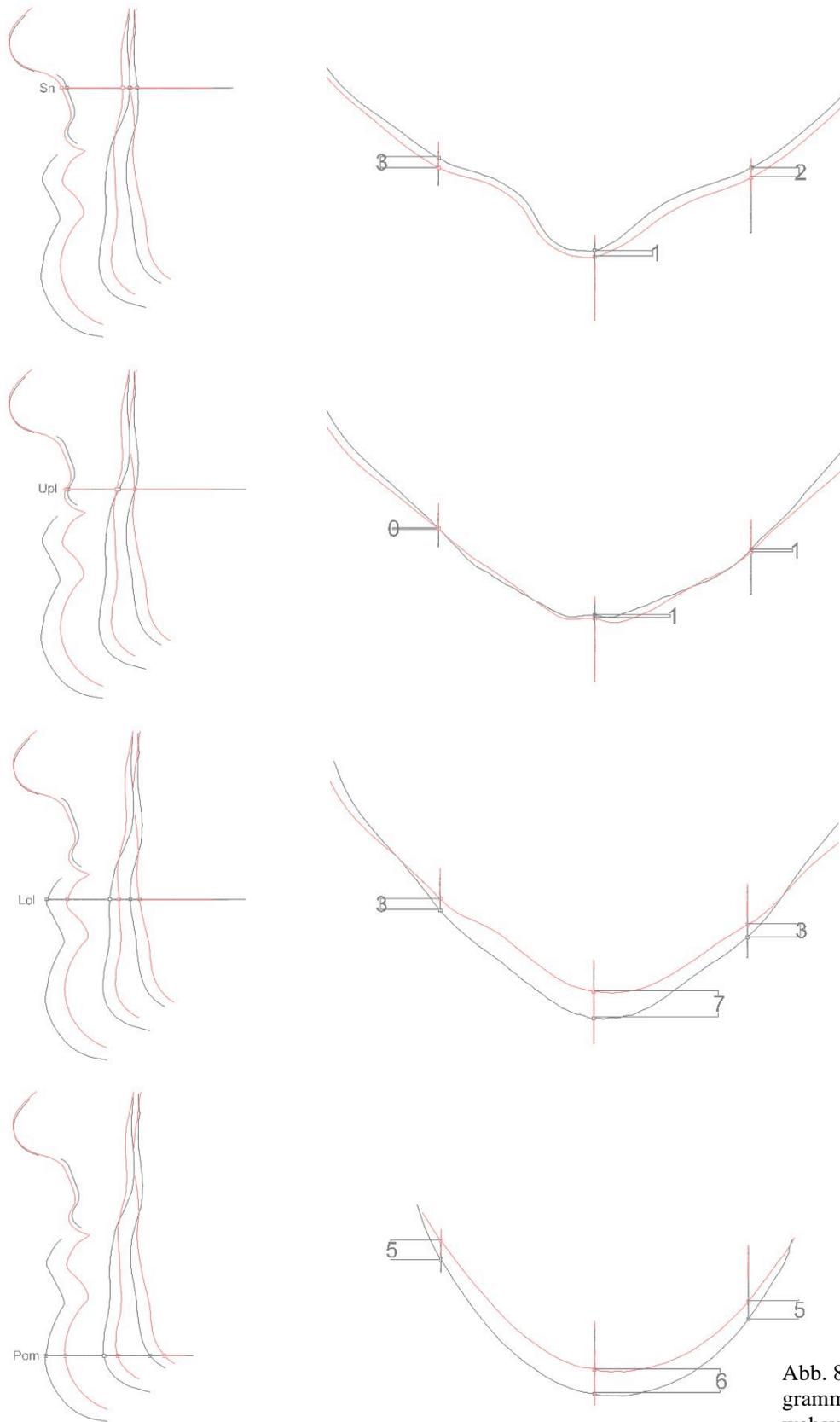


Abb. 82: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Fall 15:

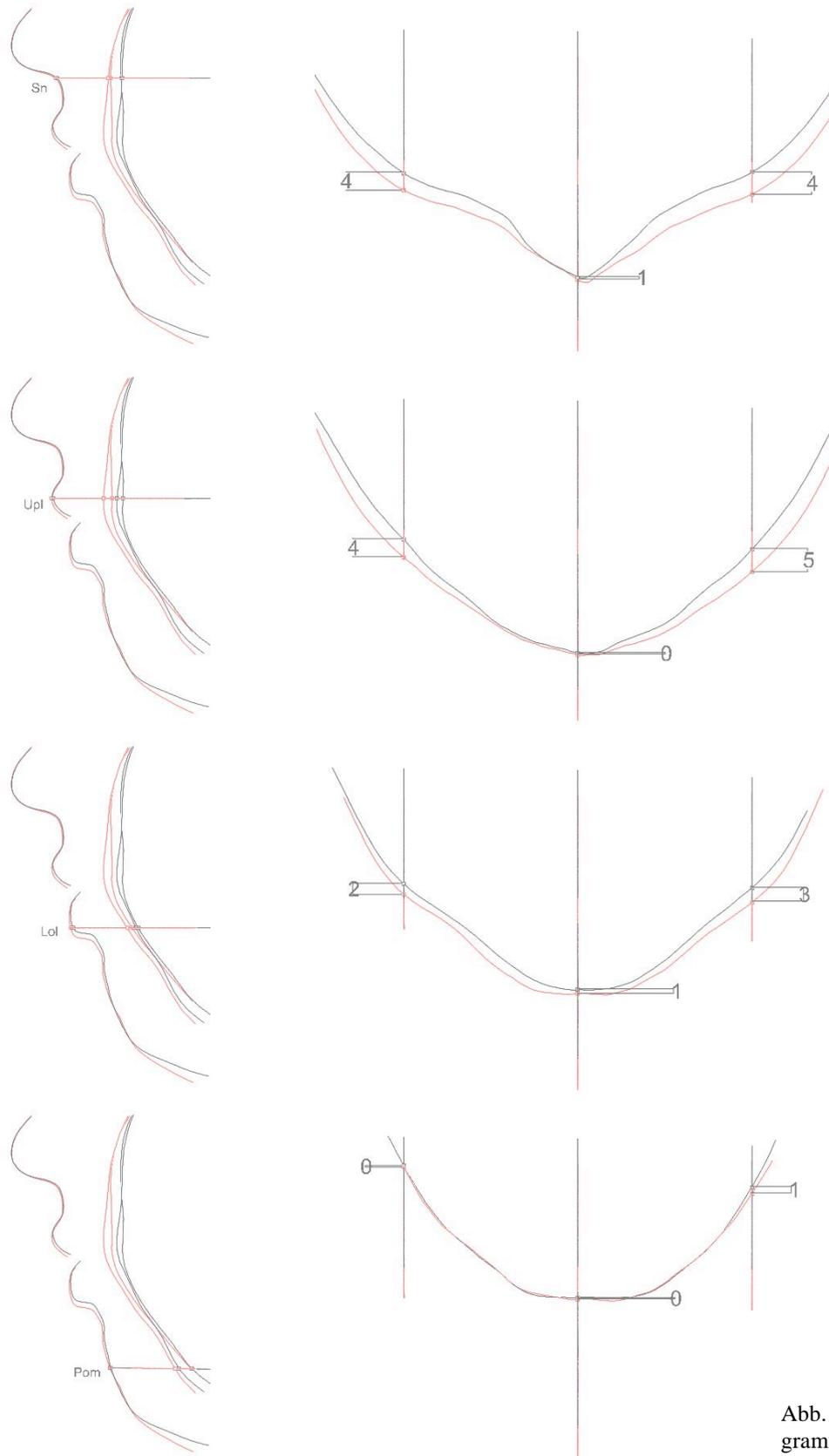


Abb. 83: Profilliniendiagramm der Weichgewebsverlagerung

Die Messergebnisse der oben dargestellten Weichgewebsverlagerungen sind in der nachfolgenden Tabelle zusammengefasst dargestellt (Tab. 5).

| Pat.-ID | Verlagerung in der Sn-Ebene (mm) | Verlagerung in der Upl-Ebene (mm) | Verlagerung in der Lol-Ebene (mm) | Verlagerung in der Pom-Ebene (mm) |
|---------|----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|
| 1 | re: 0 mi: 0 li: 0 | re: 0 mi: 0 li:+1 | re:-1 mi:-1 li:+2 | re:-4 mi:+1 li:+7 |
| 2 | re: 0 mi:+1 li: 0 | re: 0 mi:-1 li: 0 | re:+2 mi:+1 li: 0 | re: % mi:+2 li: % |
| 3 | re: 0 mi: 0 li:+1 | re:+1 mi: 0 li:+2 | re:+2 mi:+3 li:+3 | re:+3 mi:+4 li:+7 |
| 4 | re:+1 mi:-1 li:+1 | re:+1 mi:+1 li:+1 | re:+1 mi:+2 li:+2 | re:+4 mi:+4 li:+5 |
| 5 | re:+1 mi: 0 li:+1 | re:+1 mi: 0 li:+2 | re:+4 mi:+1 li:+5 | re: % mi:+4 li: % |
| 6 | re: 0 mi: 0 li: 0 | re:-1 mi:-1 li:-1 | re:+3 mi: 0 li:+3 | re: % mi:+7 li: % |
| 7 | re:+3 mi:-1 li:+1 | re:+1 mi:-1 li:-1 | re:+1 mi:+2 li:-1 | re:+6 mi:+3 li:+6 |
| 8 | re: 0 mi: 0 li:+1 | re:+1 mi:+1 li:+2 | re:+1 mi:+2 li:+2 | re:+5 mi:+2 li:+3 |
| 9 | re:+5 mi:+1 li:+3 | re:+4 mi:+5 li:+2 | re:+2 mi:+2 li:+1 | re:+2 mi:+2 li:+1 |
| 10 | re:+2 mi:+1 li:+2 | re: 0 mi:+1 li: 0 | re:-3 mi:-7 li:-4 | re: % mi:-7 li:-5 |
| 11 | re:+4 mi:+1 li:+3 | re:+2 mi:+3 li:+2 | re:-3 mi:-3 li:-1 | re:-5 mi:-4 li:+1 |
| 12 | re:+2 mi: 0 li:+4 | re: 0 mi:+1 li:+1 | re:-4 mi:-3 li:-2 | re:-11 mi:-8 li: % |
| 13 | re:+2 mi:+1 li:+2 | re:-3 mi: 0 li: 0 | re:-3 mi:-10 li:-1 | re:-6 mi:-10 li:-7 |
| 14 | re:+3 mi:+1 li:+2 | re: 0 mi:+1 li:+1 | re:-3 mi:-7 li:-3 | re:-5 mi:-6 li:-5 |
| 15 | re:+4 mi:+1 li:+4 | re:+4 mi: 0 li:+5 | re:+2 mi:+1 li:+3 | re: 0 mi: 0 li:+1 |

Tab. 5: Verlagerungsstrecken der Weichgewebspunkte auf den Ebenen der Subnasalen (Sn), des Oberlippenpunktes (Upl), des Unterlippenpunktes (Lol) und des Weichteilkinns (Pom).

4.4 Fehlerbetrachtung

Zur Feststellung der *Messgenauigkeit des ATOS-Systems* sind die Abstände von zwei benachbarten Punkten in der Punktwolke des Kinnbereiches für alle 15 Fälle gemessen worden (Diagramm 3). Aus den Werten lässt sich ein mittlerer Messpunktabstand von 0,38 mm bei einer Standardabweichung von 0,02 mm ermitteln.

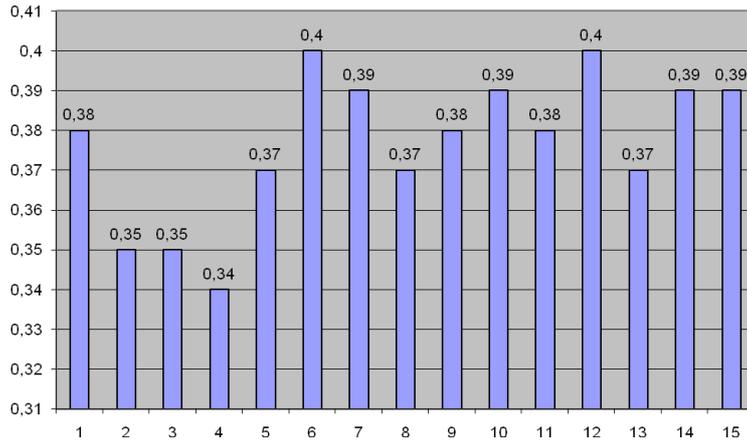


Diagramm 3: Messpunktabstände zweier benachbarten Punkten der Punktwolke in mm.

Zur Feststellung *des Fehlers beim Anlegen des Gesichtsbogens* sind die manuellen Korrekturwerte zwischen den nicht korrigierten und den manuell korrigierten postoperativen Datensätzen für die 15 Fälle gemessen worden (Diagramm 4). Aus den Werten lässt sich ein mittlerer Korrekturwert beträgt 0,76 mm bei einer Standardabweichung von 0,1 mm berechnen.

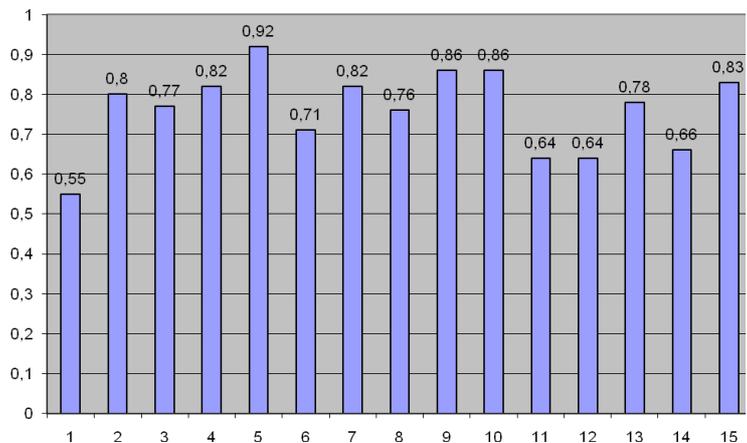


Diagramm 4: Korrekturwerte der postoperativen Datensätze in mm

4.5 Zusammenhänge zwischen den Hart- und Weichgewebsverlagerungen

Fall 1: Unterkieferrückverlagerung und -schwenkung nach links

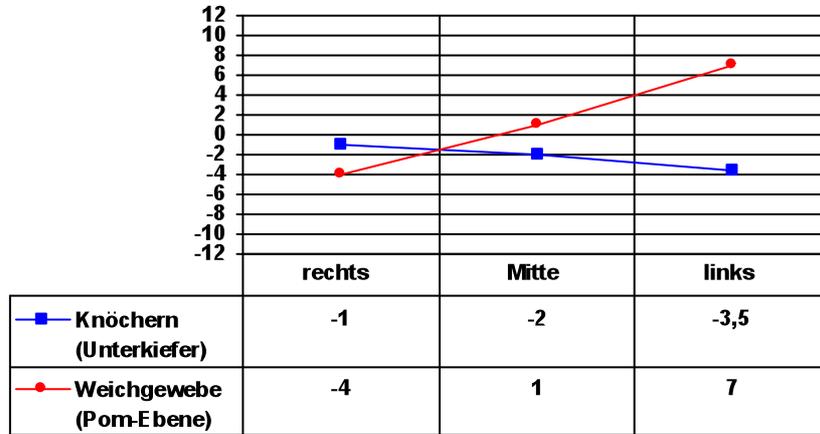


Diagramm 5: S/H-Diagramm der Unterkieferverlagerung

Fall 2: Unterkiefervorverlagerung

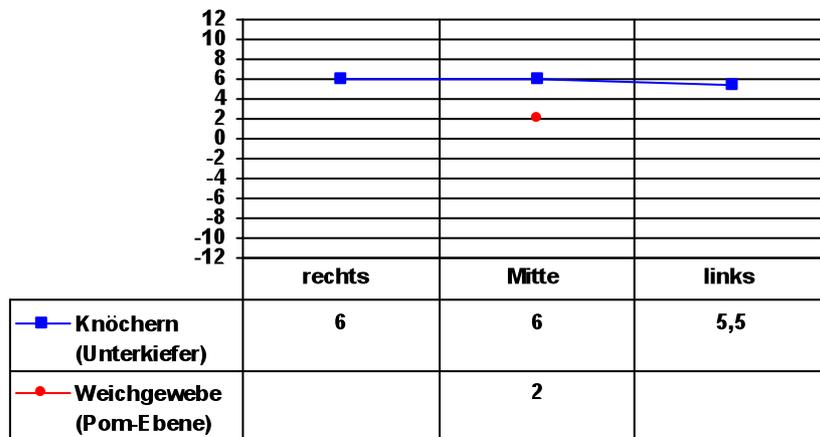


Diagramm 6: S/H-Diagramm der Unterkieferverlagerung

Fall 3: Unterkieferverlagerung

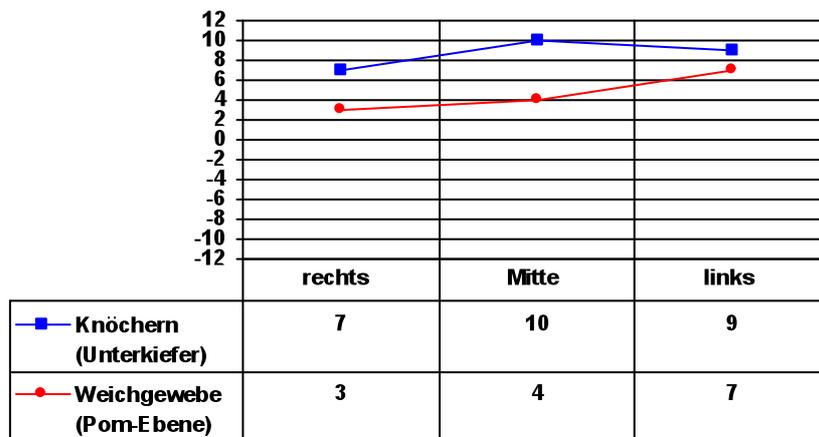


Diagramm 7: S/H-Diagramm der Unterkieferverlagerung

Fall 4: Unterkieferverlagerung

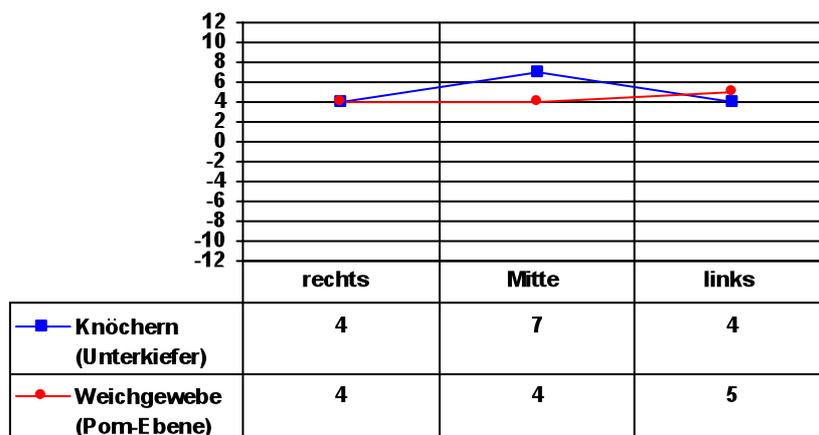


Diagramm 8: S/H-Diagramm der Unterkieferverlagerung

Fall 5: Unterkieferverlagerung

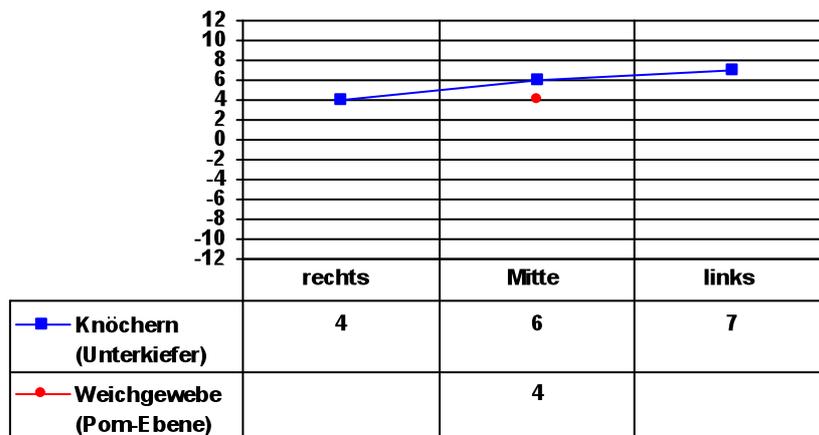


Diagramm 9: S/H-Diagramm der Unterkieferverlagerung

Fall 6: Unterkieferdistraktion

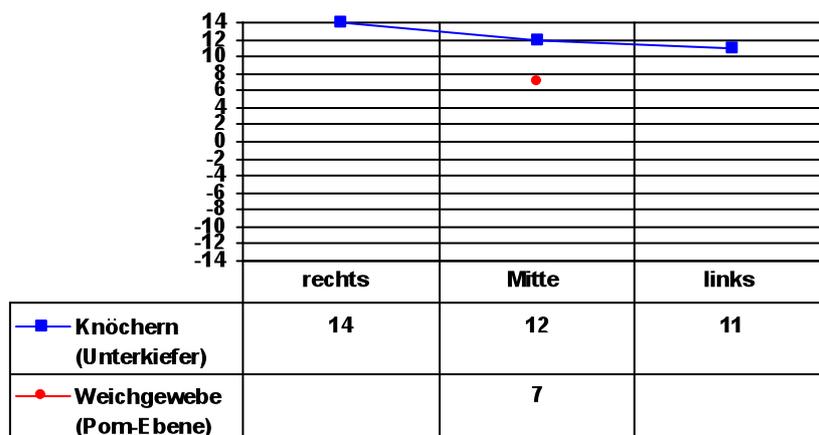


Diagramm 10: S/H-Diagramm der Unterkieferdistraktion

Fall 7: Unterkieferverlagerung

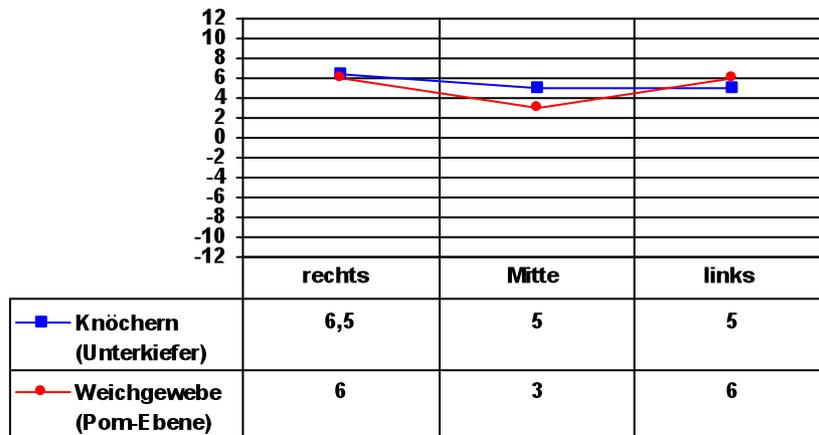


Diagramm 11: S/H-Diagramm der Unterkieferverlagerung

Fall 8: Unterkieferverlagerung

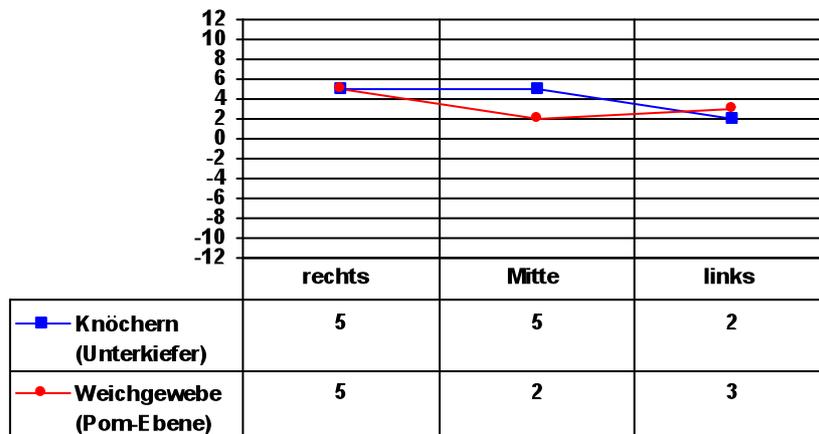


Diagramm 12: S/H-Diagramm der Unterkieferverlagerung

Fall 9: Oberkieferverlagerung

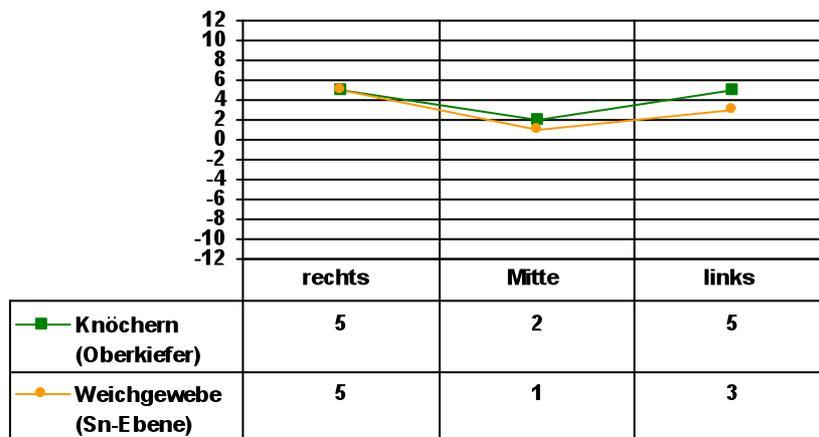


Diagramm 13: S/H-Diagramm der Oberkieferverlagerung

Fall 10: Oberkiefer- und Unterkieferverlagerung

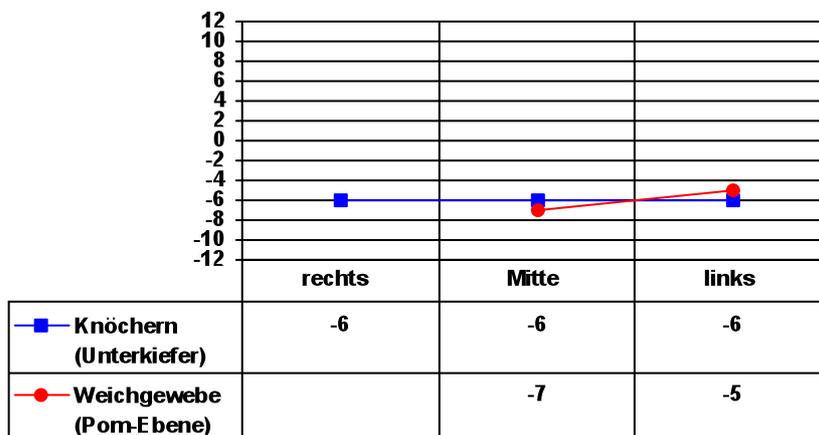
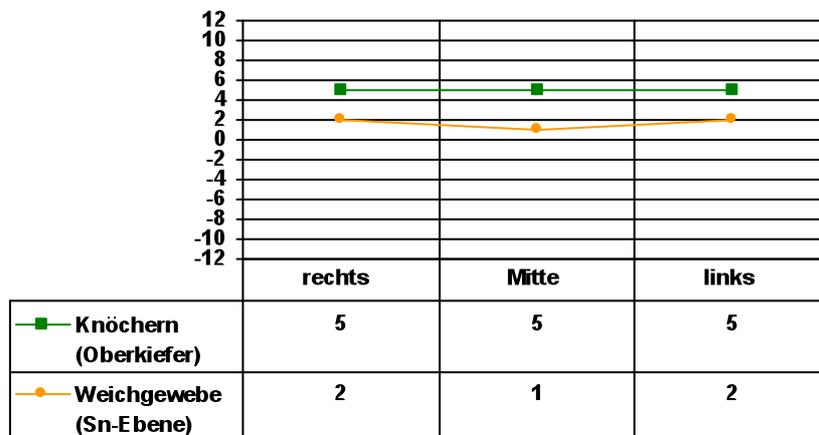


Diagramm 14: S/H-Diagramme der Ober- und Unterkieferverlagerung

Fall 11: Oberkiefer-, Unterkieferverlagerung und Schwenkung nach links

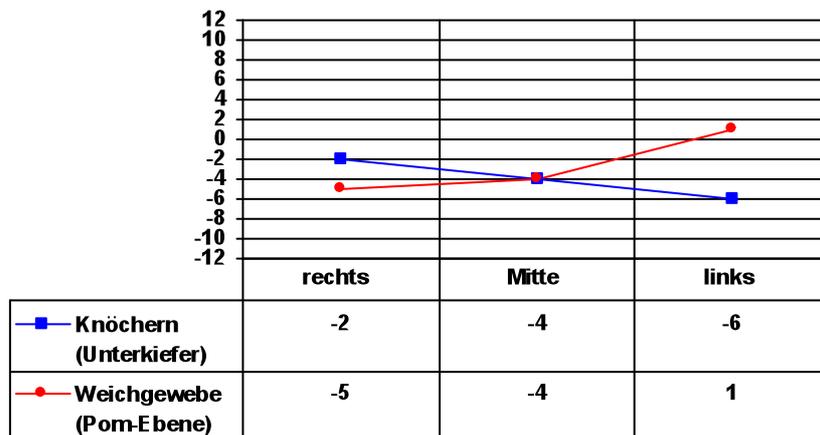
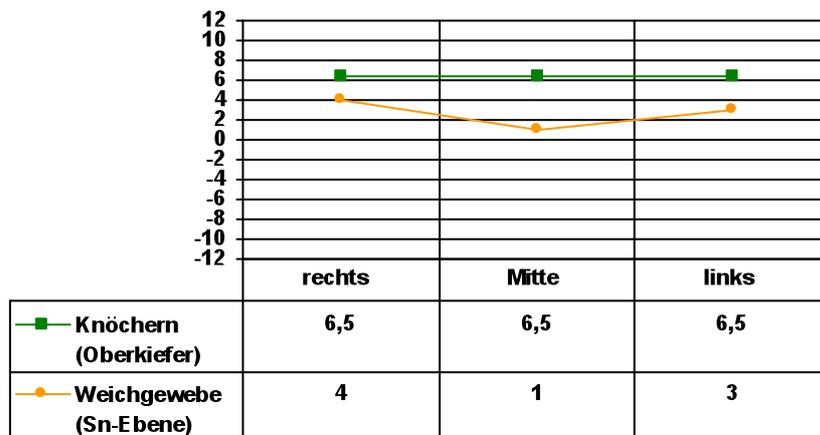


Diagramm 15: S/H-Diagramme der Oberkiefer- und Unterkieferverlagerung

Fall 12: Oberkiefervor- und Unterkiefferrückverlagerung

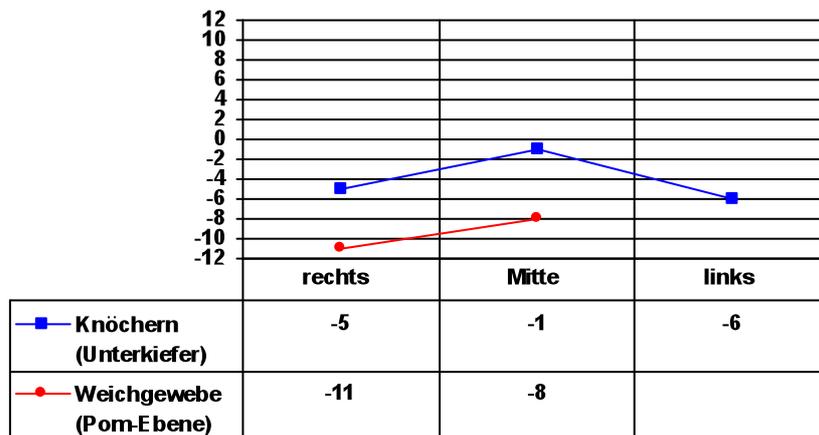
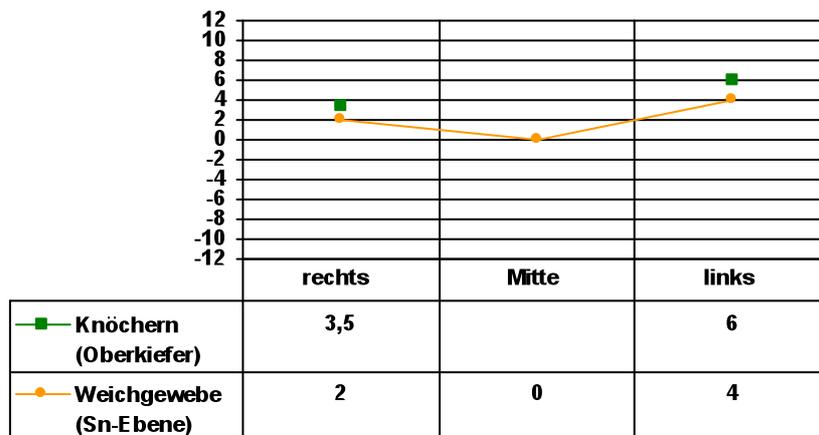


Diagramm 16: S/H-Diagramme der Ober- und Unterkieferverlagerung

Fall 13: Oberkiefervor-, Unterkiefferrückverlagerung und Schwenkung nach links

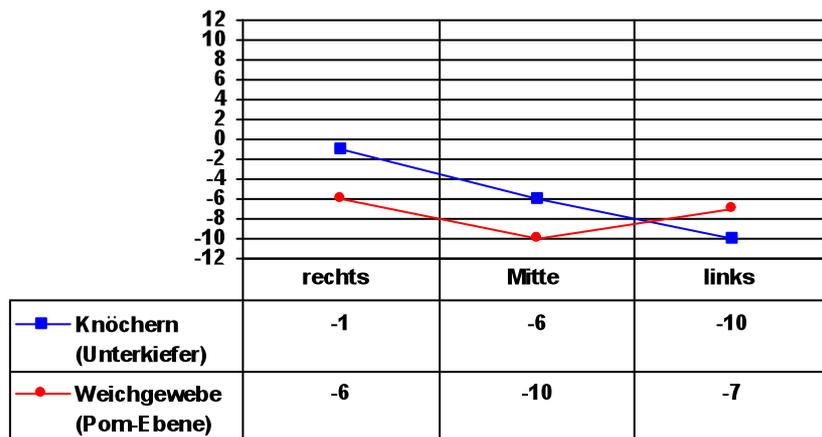
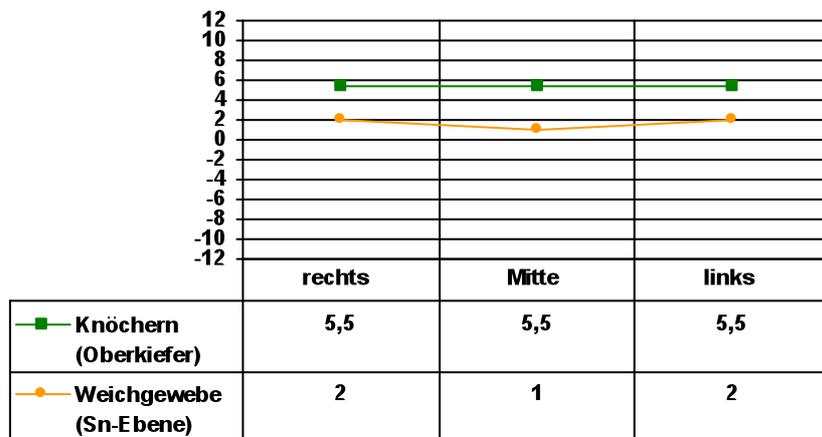


Diagramm 17: S/H-Diagramme der Ober- und Unterkieferverlagerung

Fall 14: Oberkiefer- und Unterkieferverlagerung

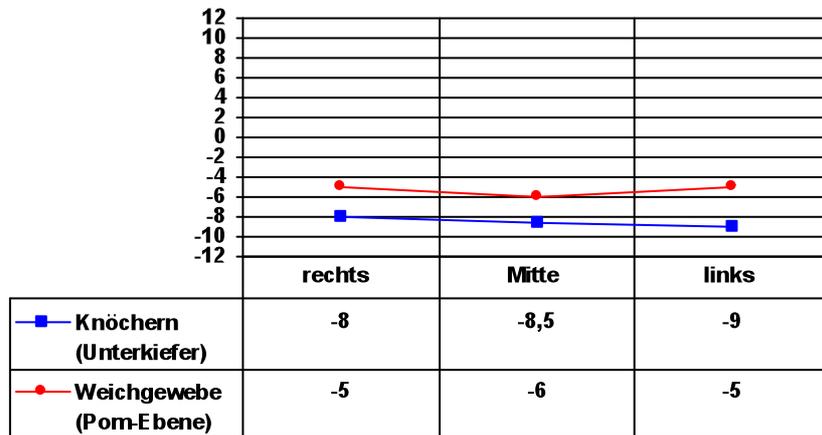
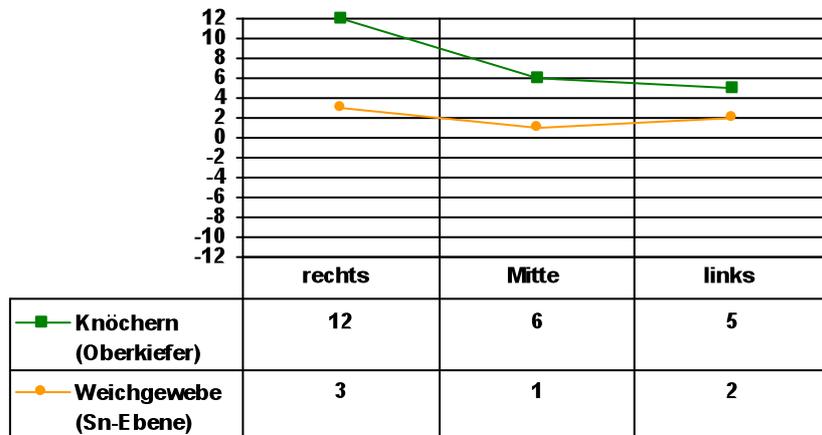


Diagramm 18: S/H-Diagramme der Ober- und Unterkieferverlagerung

Fall 15: Oberkiefer-GNE

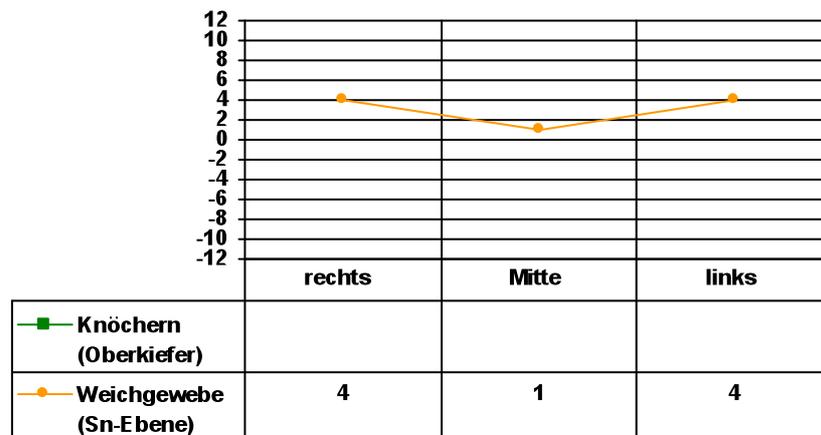


Diagramm 19: S/H-Diagramm der Oberkiefer-GNE

Die Diagramme der Patientenfälle 1, 11 und 13 mit Rückverlagerungen und gleichzeitiger Schwenkung des Unterkiefers zeigen auf der Seite der Schwenkung eine Vorverlagerung des Weichgewebes. Hart- und weichgewebige Verlagerungsrichtung können daher nicht miteinander korrelieren.

Das Diagramm des Patientenfalls 12 zeigt bei der Unterkieferrückverlagerung eine deutlich größere Rückverlagerung des Weichgewebes als die des Hartgewebes. Dies ist nicht plausibel, daher wird in diesem Fall ein größerer, nicht erkannter Messfehler angenommen.

Im Patientenfall 15 ist durch die transversale Richtung der chirurgisch unterstützten Gaumennahtverlängerung keine sagittale Verlagerungsstrecke vorhanden. Aus diesem Grund können keine sagittalen Zusammenhänge zwischen Weich- und Hartgewebsverlagerungen beschrieben werden.

Die fünf oben genannten Patientenfälle sind daher *nicht* in die Berechnung *der mittleren S/H-Ratios* einbezogen worden.

Folgende *mittlere S/H-Ratios* wurden aus den verbliebenen zehn Datensätzen ermittelt (Tab. 6):

| Region der Weichgewebsverlagerung | Region der Hartgewebsverlagerung | Mittlere S/H-Ratio | Mittlere S/H-Ratio in Prozent |
|-----------------------------------|----------------------------------|--------------------|-------------------------------|
| Sn rechts | OK 6 rechts | 0,60 | 60 % |
| Sn mitte | OK 1 mitte | 0,28 | 28 % |
| Sn links | OK 6 links | 0,60 | 60 % |
| Upl rechts | OK 6 rechts | 0,26 | 26 % |
| Upl mitte | OK 1 mitte | 0,95 | 95 % |
| Upl links | OK 6 links | 0,29 | 29 % |
| Lol rechts | UK 6 rechts | 0,36 | 36 % |
| Lol mitte | UK 1 mitte | 0,40 | 40 % |
| Lol links | UK 6 links | 0,31 | 31 % |
| Pom rechts | UK 6 rechts | 0,75 | 75 % |
| Pom mitte | UK 1 mitte | 0,60 | 60 % |
| Pom links | UK 6 links | 0,89 | 89 % |

Tab. 6: Mittlere S/H-Ratios und prozentuale S/H-Ratios der 12 Weichgewebspunkte.

Die *prozentualen S/H-Ratios* lassen sich auf einer Gesichtsoberfläche *topografisch* darstellen (Abb. 85).

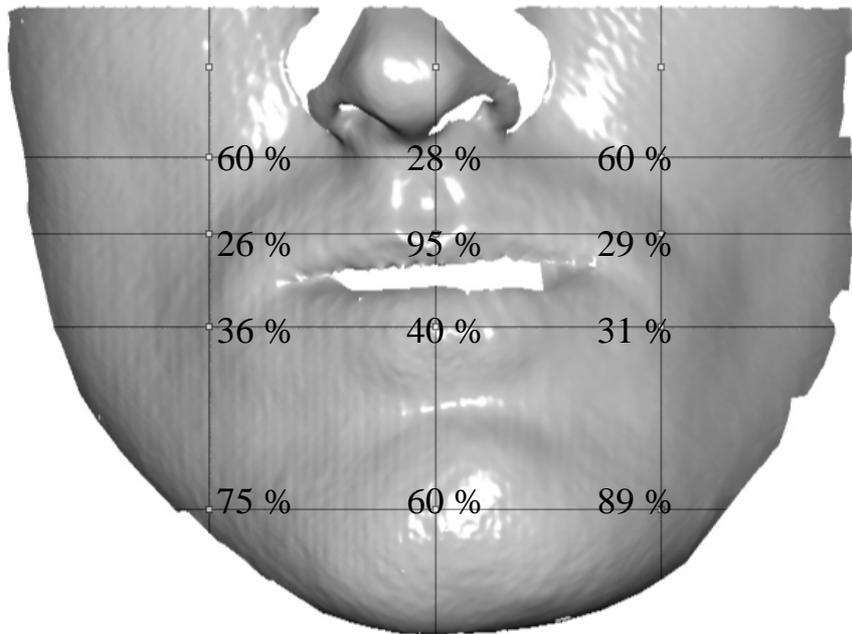


Abb. 85: topografische Darstellung der S/H-Ratios in Prozent

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

Methodisch basiert das Messsystem auf kommerziell erhältlichen Komponenten wie dem ATOS-Messkopf, dessen Software und dem 3D-Programm „Rhinoceros 3.0“. Diese Hard- und Software Komponenten sind ursprünglich für industrielle Zwecke entwickelt worden. Durch ergänzende Eigenentwicklungen wie dem modifizierten Gesichtsbogen und die Programme „MKG-View“ und „MKG-Diff“ ist nun ein Einsatz für den Gesichtsbereich möglich geworden. Bei dem aufeinander abgestimmten Einsatz aller Komponenten können Gesichtsoberflächen und deren Veränderungen räumlich erfasst, visualisiert und metrisch analysiert werden. In den in dieser Arbeit beschriebenen orthognath-chirurgischen Patientenfällen lässt sich die Methode daher erfolgreich einsetzen.

Die Anwendung des *Fernröntgenseitbildes (FRS)* ist eine seit vielen Jahrzehnten etablierte Methode [30] und zählt nach wie vor zu den wichtigsten diagnostischen Hilfsmitteln in der kieferorthopädischen und orthognath-chirurgischen Diagnostik. Dementsprechend stehen geeignete Analysemethoden mit entsprechenden Referenzwerten zur Verfügung [63]. Die Verwendung von Weichgewebsfiltern [70] erlaubt es sowohl das Weichgewebsprofil wie auch die knöchernen Strukturen des seitlichen Schädels gleichzeitig darzustellen. Daher lassen Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebe bei orthognath-chirurgischen Fällen relativ einfach ermitteln, wie dies vielfach in der Literatur beschrieben ist [66]. Der Hauptnachteil des FRS besteht jedoch in seiner Zweidimensionalität. Das FRS stellt lediglich die seitliche Projektion der dreidimensionalen Gesichts- und Schädelstrukturen auf eine zweidimensionale Ebene dar. Der damit einhergehende Informationsverlust ist daher erheblich. Veränderungen einer Gesichtsoberfläche sind somit nur in den sagittalen und vertikalen Dimensionen beurteilbar. Desweiteren können FRS-Aufnahmen durch abbildungsgeometrische Phänomene wie *Parallaxenfehler*, *Abbildungsvergrößerung* und *Verzerrungsfehler* sowie *Identifikationsfehler* [63] verfälscht werden, was die Genauigkeit von Messungen und Analysen einschränkt. Die in dieser Arbeit verwendete Methode ermöglicht im Gegensatz hierzu die maßstabgerechte Erfassung der gesamten Gesichtsoberfläche in allen drei Dimen-

sionen. Ein weiterer großer Nachteil der FRS-Technik besteht in der Strahlenbelastung für den Patienten. Je nach Autor beträgt sie zwischen 1,1 und 5 μSv pro Aufnahme [22, 23, 46, 59, 82]. Nach MAILLE und GILDA [51] beträgt das damit verbundene kanzerogene Risiko zwischen 0,3-6 Fälle pro 1 Millionen Patienten. Es ist somit insgesamt zwar als sehr gering einzuschätzen, grundsätzlich sollte aber jegliche Art von Strahlenbelastung vermieden werden wenn ein mindestens vergleichbarer Informationsgewinn mit einer strahlungsfreien Methode zu erzielen ist. Dies gilt insbesondere für Kinder und Jugendliche. Die hier eingesetzte Methode arbeitet ohne ionisierende Strahlung mit sichtbarem Licht und ist daher gefahrlos für alle Patientengruppen anwendbar. Der Informationsgewinn ist, bezogen auf die Oberfläche eines Gesichtes, zudem deutlich höher als bei einem FRS.

In vielen Bereichen der Medizin ist die *klinische Fotografie* insbesondere für die Dokumentation etabliert, so auch in der Mund,- Kiefer,- und Gesichtschirurgie [8, 16, 20, 73]. Um die Qualität und die Vergleichbarkeit der fotografischen Aufnahmen zu gewährleisten sind bestimmte Standards für die Gesichtsfotografie beschrieben worden [8, 16, 20]. Diese betreffen neben dem Studio-Setup, die Beleuchtung, die Kameras und insbesondere die Aufnahmeperspektiven. Je nach klinischen Fall sind daher meistens mehrere Foto-Sets zur vollständigen Dokumentation eines Gesichtes notwendig (*conventional facial-, additional facial-, special topic-Set*) [16, 20, 73]. Eine qualitativ hochwertige, klinische Fotografie ist somit mit einem nicht unerheblichen apparativen, zeitlichen und organisatorischen Aufwand verbunden. In der täglichen Praxis werden nach Untersuchungen von SANDLER und MURRAY [71] abweichend von diesen Standards daher meistens nur frontale und rechtsseitige Profilfotos angefertigt. Angesichts der Dreidimensionalität von orthognath-chirurgischen Gesichtsveränderungen dürften diese beiden Aufnahmeperspektiven weder zur Dokumentation noch zur Analyse ausreichend sein. Die Fotografie führt, wie auch das Fernröntgenseitbild, lediglich zu einer zweidimensionalen Abbildung des Gesichtes aus der gewählten Perspektive. Diese ist meistens nicht maßstabsgerecht sondern verkleinert dargestellt. Trotz dieser Einschränkungen werden auch in der heutigen Zeit Gesichtsanalysen nach wie vor anhand von *EnFace-Fotos* und *Profil-Fotos* durchgeführt [19, 20, 27]. Die Ursprünge derartiger Gesichtsabbildungen wurden schon in der Antike und Renaissance an Bildern beschrieben [31]. Allen gemeinsam ist, dass lediglich die abgebildeten *zweidimensionalen* Strecken und

Proportionen analysiert werden können, nicht aber die realen *räumlichen* Abstände und Proportionen der Gesichtsoberfläche. Analysen anhand von Fotos sind daher mit entsprechenden Fehlern behaftet. Die in dieser Arbeit verwendete Methode bietet hingegen die Möglichkeit die erfassten Gesichtsoberflächen auch nachträglich aus jeder gewünschten Perspektive zu betrachten und *maßstabsgerechte, räumliche* Messungen durchzuführen. Damit ergeben sich weitergehende Einsatzmöglichkeiten in dem Fachgebiet der MKG-Chirurgie, die über die von ETORRE et al. [20] für Fotografie beschriebenen Bereiche hinausgehen, also zum Beispiel in der Dokumentation, in der OP-Planung, in der Patienteninformation, in Wissenschaft und Lehre sowie im forensischen Bereich. Allerdings wird, im Gegensatz zur Fotografie, die Fototextur des Gesichtes bei der hier verwendeten Methode nicht miterfasst. Dies wäre für Dokumentationszwecke wünschenswert. In Bezug auf die in dieser Arbeit durchgeführten Analysen der orthognath-chirurgischen Gesichtsveränderungen ist dieser Aspekt jedoch von untergeordneter Bedeutung.

Dreidimensionale Messverfahren werden für Gesichtsvermessungen der Literatur nach überwiegend experimentell und weniger in der klinischen Routine eingesetzt.

Mit *mechanischen Verfahren*, wie dem *DigiGraph* [77] und dem *Microscribe 3D* [58, 62], sind räumliche Messungen auf der Gesichtsoberfläche mit sehr hohen Genauigkeiten von bis zu 0,3 mm durchführbar, allerdings nur punktuell. Bei umfangreichen Messungen muss der Kopf des Patienten daher für einen unverhältnismäßig langen Zeitraum in einer Kopfhaltung fixiert werden. Dies ist sehr unangenehm für den Patienten, bei kleinen Kindern sind derartige Messungen daher wohl kaum durchführbar. Zudem können Messungenauigkeiten durch kleinste Kopfbewegungen hervorgerufen werden [77]. Die Erfassung einer gesamten Gesichtsoberfläche ist mit den mechanischen 3D-Messsystemen nicht möglich. Orthognath-chirurgische Veränderungen können somit allenfalls über vergleichende Vermessung einzelner, räumlich-kephalometrischer Messpunkte dargestellt werden.

3D-optische Verfahren ermöglichen hingegen eine berührungslose, dreidimensionale Erfassung einer gesamten Gesichtsoberfläche. *Laserscan-Systeme* erfassen die Gesichtsoberfläche durch Abscannen mit einer Laserlinie. Frühe Laserscansysteme benötigten hierzu Messzeiten von bis zu 30 Sekunden [56]. Der von sehr vielen Autoren einge-

setzte Laserscanner *Cyberware 3030* [12, 24, 25, 38, 39, 53, 55, 79] kann bis zu 260.000 Messpunkte innerhalb von 17 Sekunden erfassen. Die Minolta-Scanner der Serie *Vivid 700 bis 900* [2, 6, 35, 52, 64] benötigen für eine Gesichtsvermessungen etwa 90 Sekunden mit 3-6 Scans von jeweils 300.000 Messpunkten [2, 64]. Bei der in dieser Arbeit verwendeten photogrammetrischen Methode mit strukturiertem Licht liegt die Messzeit bei etwa 12 Sekunden und ist damit geringer als bei den meisten beschriebenen Laserscansystemen. Die Messpunktanzahl pro Scan beträgt mehr als 430.000 und ist damit ebenfalls höher als bei den beschriebenen Laserscansystemen. Desweiteren ist bei den Laserscan-Systemen zu berücksichtigen, dass Laserlicht Netzhautschäden hervorrufen können. Daher kann eine Gesundheitsgefährdung, insbesondere bei Anwendung in Augennähe, nicht gänzlich ausgeschlossen werden.

Photogrammetrische Systeme mit strukturiertem Licht sind völlig gefahrlos am Patienten einsetzbar, da sie weder mit Laserlicht noch mit ionisierenden Strahlen arbeiten. Erste photogrammetrische Systeme auf Grundlage von Gesichts-Fotos und Diapositiven gehen bis in 40'er Jahre des letzten Jahrhunderts zurück [11]. Die Darstellung und dreidimensionale Vermessung der aufgenommen Gesichtsflächen erfolgte bis in die 80'er Jahre anhand von sogenannten *Contour-Plots*. Hierbei wurden die räumlichen Komponenten des Gesichtes in Form von Höhenlinien dargestellt [9, 14, 72, 80], so dass auch orthognath-chirurgische Gesichtsveränderungen vermessen werden konnten [68]. Die Messgenauigkeit war mit 0,17 mm [11] zwar sehr hoch, dafür waren die Messvorgänge äußerst arbeits- und zeitintensiv. Erst die Entwicklung von digitalen CCD-Kameras in Kombination mit strukturierter Beleuchtung und leistungsfähigen Computern bringt Anfang der 90'er Jahre neuere digitale photogrammetrische Systeme hervor, die zunehmend für Gesichtsvermessungen eingesetzt werden. Werden anfänglich noch Zufallsmuster [15], Punkteraster [57, 63, 67] oder Moiré-Muster [69] zur strukturierten Beleuchtung eingesetzt, welche die Erfassung von lediglich einigen tausend Messpunkten ermöglichen, so ist durch die Verwendung der Streifenprojektions-technik und dem codierten Lichtansatz [37, 43, 75] die gleichzeitige Erfassung von bis zu mehreren hunderttausend Messpunkten möglich. Die in dieser Arbeit verwendete Methode kann zu der letztgenannten Gruppe von Messverfahren gezählt werden. Der Vorteil dieses Verfahrens gegenüber dem Laser-Scan-Verfahren besteht in der vergleichsweise kurzen Messzeit bei hoher Messpunktanzahl. In der Literatur sind mitt-

lerweile sehr leistungsfähige 3D-Messsysteme beschrieben: Das *TRICOLITE*-System der Firma Willer und Steinbichler GmbH (Reutlingen) erfasst bis zu 500.000 Messpunkten in 1,7 Sekunden [75], das *FaceScan-3D* System der Firma 3D-Shape GmbH (Erlangen) ermöglicht die Erfassung einer Gesichtsoberfläche innerhalb von nur 0,3 Sekunden bei einer Messgenauigkeit von 0,2 mm [28], das *Rainbow 250* System der Firma Genex Technologies Inc. (Kensington, UK) registriert 400.000 Messpunkte bei einer Messgenauigkeit von 0,25 mm in weniger als einer Sekunde [47, 83] und das *3D-Messsystem nach DIRKSEN* aus der Uniklinik Münster ermöglicht die Erfassung von 200.000-800.000 Messpunkten innerhalb von 3 Sekunden mit einer Genauigkeit von 0,2 – 0,6 mm [10, 65]. Nur das *G-Scan* System der Firma IVB 3D (Jena) benötigt zu 20 Sekunden pro Gesichtsscan [42] und liegt damit in Bereichen der meisten Laserscansysteme. Das in dieser Arbeit verwendete Verfahren benötigt etwa 12 Sekunden zur Erfassung von 430.000 Messpunkten. Im Vergleich zu den oben beschriebenen Systemen ist dessen Messzeit somit als vergleichsweise lang einzuschätzen. Für die Anwendung bei den hier analysierten erwachsenen Dysgnathie-Patienten ist diese Messzeit als wenig relevant einzuschätzen, da der Kopf während des Messvorgangs in einer speziellen Kopfstütze ruhig gestellt war, so dass Verwackelungsartefakte vermieden werden konnten. Für Gesichtsvermessungen von Kindern oder behinderten Patienten sind hingegen möglichst kurze Messzeiten notwendig, um Verwackelungsartefakte und Messungenauigkeiten zu vermeiden. Bei einigen Messsystemen besteht die Möglichkeit die Fototextur des Gesichtes über zusätzliche Farbkameras mitaufzunehmen [5, 4, 28, 42, 78, 83, 85]. Die in dieser Arbeit verwendete Methode bietet diese Möglichkeit nicht. Für Dokumentationszwecke ist diese Möglichkeit sicherlich sinnvoll. In dieser Arbeit lag der Focus auf der Visualisierung und Vermessung von orthognath-chirurgischen Gesichtsveränderungen, so dass die Erfassung der Fototextur hier ebenfalls als wenig relevant eingeschätzt werden muss. Die in der Literatur beschriebenen photogrammetrischen Systeme werden für orthognath-chirurgische Patienten zur Asymmetrieanalyse [26] und zur qualitativen Darstellung von Gesichtveränderungen [42, 60, 61, 75, 78] eingesetzt. Hierzu müssen die prä- und postoperativen Datensätze übereinandergelagert werden. Dies geschieht heute vielfach softwaregestützt über in der Literatur beschriebene Matching-Algorithmen [2, 25, 55, 76, 79]. Bei der in dieser Arbeit verwendeten Methode erfolgt das Matching hingegen über die Referenzmarken eines modifizierten Gesichtsbogens

mit zusätzlicher manueller Feinadjustierung der Datensätze. Eigene Fehlerbetrachtungen zu dieser Matching-Methode zeigen uns notwendige manuelle Korrekturwerte von durchschnittlich 0,76 mm. Hier liegt somit ein Potential für mögliche Ungenauigkeiten. Desweiteren ist die mechanische Fixierung des Gesichtsbogens am Kopf als unangenehm für den Patienten einzuschätzen. Die Methode über einen Gesichtsbogen sollte daher zugunsten einer softwaregestützten Matchingmethode verlassen werden. Wie hoch die Genauigkeiten der Überlagerungen durch Matchingalgorithmen sind lässt sich aus der vorliegenden Literatur nicht entnehmen. Es ist beschrieben, dass bei Anwendung verschiedener Algorithmen unterschiedliche Überlagerungen resultieren [79], was auch hier Ungenauigkeiten vermuten lässt.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Die ausgewählten Patientenfälle dieser Arbeit sind als exemplarisch zu verstehen. Die geringe Fallzahl, die ungleiche Geschlechtsverteilung, keine Eingrenzungen der Dysgnathie und der operativen Methode bieten keine Grundlage für statistisch relevante Aussagen. Die Messungen und Auswertung auf Grundlage dieser einzelnen Patientenfälle sind daher als beispielhaft einzuschätzen um die technischen Möglichkeiten der verwendeten Methode zu verdeutlichen.

Die eingesetzte Methode ermöglicht die dreidimensionale Visualisierung der orthognath-chirurgischen Gesichtsoberflächenveränderungen. Die prä- und postoperativen Gesichtsoberflächendaten lassen sich in *3D-Oberflächenmodellen* nebeneinander darstellen und ermöglichen somit eine vergleichende Beurteilung der Gesichtsveränderungen. Deutlicher sichtbar werden die Gesichtveränderungen in der Darstellungsform der *3D-Matchingmodelle*. Durch halbtransparente Überlagerung der prä- und postoperativen Gesichtsoberflächendaten werden die Weichteilveränderungen besser sichtbar. Im Gegensatz zu FRS-Aufnahmen [63], Fotos [16, 20, 73] oder Contour-Plots [11, 68] können die 3D-Modelle auch im Nachhinein aus jeder beliebigen Perspektive betrachtet werden. Auf diese Weise wird eine räumliche Beurteilbarkeit von Gesichtsveränderungen erst möglich. In der Literatur werden 3D-Darstellungen von Gesichtsoberflächen bei fast allen 3D-Verfahren beschrieben. Im Gegensatz zu der verwendeten Methode können bei einigen Laserscan-Verfahren [2, 6, 12, 64] und mehreren photogrammetrischen

Verfahren [4, 5, 10, 28, 42, 47, 65, 78, 83, 84, 85] die Fototexturen der Gesichter mitaufgenommen und als *texturierte 3D-Modelle* dargestellt werden. Eine texturierte Darstellung ist sicherlich vorteilhaft zur in der visuellen Darstellung und Dokumentation von Gesichtsoberflächen. Für die Beurteilung von orthognath-chirurgischen Veränderungen bieten texturierte Darstellungen keinen Vorteil. Unterschiede zwischen prä- und postoperativen Gesichtsoberflächen werden bei der verwendeten Methode in einem *Falschfarben-Differenzbild* dargestellt. Die operativ bedingten Gesichtsveränderungen werden hierbei qualitativ topografisch und farblich sichtbar gemacht. Ähnliche Darstellungsformen sind bei Laserscan- und photogrammetrischen Systemen in der Literatur beschrieben [2, 10, 42, 65, 76, 78, 79]. Eine weitere Option zur Darstellung der Gesichtsveränderungen bieten die verwendete Methode durch *3D-Profillinien-Modelle* und *Profillinien-Diagramme*. Hierbei können in ausgewählten vertikalen und horizontalen Ebenen die prä- und postoperativen Gesichtsveränderungen qualitativ beurteilt und quantitativ vermessen werden.

In den Profillinien-Diagrammen lassen sich die *Beträge und die Richtungen der Verlagerungen paramedian rechts, median und paramedian links* messen. Dies geschieht jeweils auf den Ebenen der *Subnasalen*, der *Ober-* und *Unterlippe* und des *Weichteilkinns*. Somit ergeben sich in der Regel 12 Messwerte für die Weichteilverlagerung einer Gesichtsoberfläche. An FRS-Aufnahmen oder Fotos lassen Gesichtsveränderungen hingegen nur in der Medianebene des Gesichtsprofils vermessen. NKENKE et al. [60, 61] vermessen Gesichtsoberflächenveränderungen nach orthognath-chirurgischen Eingriffen im Mittelgesichtsbereich ebenfalls mit Hilfe eines 3D-optischen Systems. Im Gegensatz zur verwendeten Methode werden jedoch keine Verlagerungsstrecken gemessen sondern sogenannte Akkomodationsvektoren berechnet und Volumenänderungen bestimmt, die mit den hier ermittelten Messwerten nicht vergleichbar sind. In der weiteren Literatur lassen sich keine vergleichbaren Messwerte für orthognath-chirurgische Patienten finden.

Die gemessenen Werte der Weichgewebsverlagerungen (S) sind mit den korrespondierenden hartgewebigen Verlagerungswerten aus den Dysgnathie-Planungsbögen (H) in eigens entwickelten *S/H-Diagrammen* grafisch dargestellt. Die Diagramme ermöglichen Zusammenhänge zwischen den Hart- und Weichgewebsverlagerungen übersichtlich zu

beurteilen. In den meisten Fällen die Weichgewebsverlagerungen den hartgewebigen Verlagerungsstrecken, die Kurven der S/H-Diagramme verlaufen dann parallel zueinander. Nach einer operativen Schwenkung des Unterkiefers können sich die Hart- und Weichgewebskurve im Diagramm kreuzen. Auf der Seite der Rückverlagerung resultiert dann eine scheinbar paradoxe Vorverlagerung und auf der Seite der Vorverlagerung eine scheinbar paradoxe Rückverlagerung des Weichgewebes. S/H-Diagramme oder ähnliche Darstellungsarten sind in der vorliegenden Literatur nicht zu finden. Zur Berechnung der *mittleren S/H-Ratio* können nur sagittale Verlagerungswerte von Hart- und Weichgewebe berücksichtigt werden, Werte von Unterkiefer-Schwenkungen oder transversaler Gaumennahtweiterung müssen für die Berechnung ausgeschlossen werden. Die statistische Auswertung stützt sich somit auf nur 10 Patientenfälle. Aus dieser Tatsache heraus können die berechneten mittleren Ratios und prozentualen Weichgewebsverlagerungen nur als beispielhaft anzusehen sein und ermöglichen statistisch keine valide Aussage. Vergleicht man die ermittelten Ratios im Bereich des Gesichtsprofils mit Werten der Literatur [66], so sind hier Unterschiede von bis zu 50 Prozent festzustellen. Es muss dabei berücksichtigt werden, dass die Daten der Literatur überwiegend anhand von knöchernen und weichgewebigen Punkten im FRS ermittelt wurden. In dieser Arbeit basieren die hartgewebigen Verlagerungsstrecken hingegen auf den Daten aus den Dysgnathie-Planungsbögen. Daher ist eine direkte Vergleichbarkeit der Daten nicht gegeben. Gleiches gilt für die Werte der paramedianen Gesichtsbereiche, wo die Datenlage in der Literatur mit insgesamt 5 Studien recht unsicher ist [66], so dass ein Vergleich mit diesen Werten zu keiner Aussage führen würde.

5.3 Diskussion der Fehlermöglichkeiten

Die Messgenauigkeit des *ATOS-Messsystems* ist limitiert durch den Abstand zweier noch auflösbarer Punkte in einem 3D-Datensatz. Der in dieser Arbeit hierfür ermittelte mittlere Messpunktabstand beträgt 0,38 mm. Damit ist die Messunsicherheit des Messsystems deutlich unterhalb eines Millimeters und damit des Größenbereiches der in dieser Arbeit relevant ist.

Die Überlagerungen der 3D-Datensätze erfolgt bei der verwendeten Methode über die Referenzmarken des *modifizierten Gesichtsbogens*. Im idealen Fall sollte dieser der ex-

akt reproduzierbar am Patienten anzulegen sein. Aufgrund der Nachgiebigkeit des Gewebes im Bereich der Abstützungsbereiche des Gesichtsbogens und durch das Fehlen der Bißgabel ist eine exakte Reproduzierbarkeit nicht erreichbar. Dies hat zur Folge, dass die prä- und postoperativen Datensätze in ihrer räumlichen Lage geringfügig gegeneinander versetzt sein müssen. Durch die manuelle Feinadjustierung der postoperativen Datensätze kann schließlich eine hinreichend präzise Überlagerung erreicht werden. Der zu dieser Korrektur notwendige Wert beträgt für alle Patientenfälle im statistischen Mittel 0,76 mm. Folglich muss der beim Anlegen des Gesichtsbogens verursachte Fehler zu dieser Abweichung der Datensätze geführt haben. Dieser Fehler liegt mit 0,76 mm zwar unterhalb des Millimeterbereiches, den es zu messen galt, hätte aber die Messgenauigkeit entsprechend verringert.

Die *Vermessung der Weichgewebsverlagerung* geschieht anhand der Streckenvermessung zwischen den korrespondierenden Schnittpunkten im 3D-Profillinienmodell. Hierzu können die einzelnen Schnittpunkte in den Messdiagrammen auf jeder Ebene durch vergrößerte Darstellung des zur messenden Bereiches sehr genau dargestellt und manuell markiert werden. Die Größe des hierbei auftretenden Fehlers kann nur eingeschätzt werden, liegt wahrscheinlich unterhalb von 0,5 mm. Durch das Auf- bzw. Abrunden der Messwerte auf ganzzahlige Millimeterbeträge müssten sich diese Fehler bei größeren Messreihen statistisch gesehen aufheben.

Einen Ungenauigkeitsfaktor stellen die aus den Dysgnathie-Planungsbögen entnommenen *Werte für die Hartgewebsverlagerung* dar. Die in den Planungsbögen festgelegten Verlagerungswerte sollen intraoperativ auf den OP-Situs übertragen werden. Dennoch sind in der Realität intraoperative und auch postoperative Veränderungen möglich. Die Größe des Fehlers zwischen den geplanten und den realen Verlagerungswerten lässt sich ebenfalls schwer einschätzen. Der klinischen Einschätzung wird er ebenfalls unterhalb von 0,5 mm einzuordnen sein.

Die einzige Möglichkeit einer exakten Bestimmung der Relation zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerung ausserhalb der Ebene des FRS hätte in vergleichenden Messungen von CT-Datensätzen bestanden. Die damit verbundene hohe Strahlenbelastung wäre im Rahmen dieser Studie ethisch nicht vertretbar gewesen.

5.4 Diskussion im Zusammenhang

Die in dieser Arbeit verwendete Methode eignet sich für die dreidimensionale Erfassung, Visualisierung und metrische Analyse orthognath-chirurgischer Gesichtsoberflächenveränderungen.

Aufgrund seiner dreidimensionalen Darstellungs-, Mess- und Analysemöglichkeiten zeigt das System Vorteile gegenüber den konventionellen bildgebenden Verfahren wie dem Fernröntgenseitbild und der klinischen Fotografie. Deutlich wird dies bei der Anwendung der Methode an den 15 beispielhaft ausgewählten orthognath-chirurgischen Patientenfällen. Die erfassten 3D-Daten der Gesichtsoberflächen lassen sich als *3D-Modelle* aus jeder frei wählbaren Perspektive betrachten und *Falschfarben-Darstellungen* ermöglichen dem Behandler eine rasche topografische Einschätzung der chirurgisch bedingten Gesichtsveränderungen. Abbildungsgeometrische Verzerrungen oder Maßstabsveränderungen, wie sie bei Röntgenbildern oder Fotos möglich sind, kommen bei der verwendeten Methode nicht vor, so dass direkte 1:1 Messungen an den 3D-Datensätzen möglich werden. Im Vergleich zu mechanischen 3D-Verfahren ermöglicht das eingesetzte Verfahren nicht nur die Erfassung einzelner räumlicher Koordinaten, sondern die berührungslose, dreidimensionale Erfassung der gesamten Gesichtsoberfläche mit bis zu 430.000 Messpunkten innerhalb von 12 Sekunden. Damit ist der Messvorgang weniger zeitaufwendig und liefert zudem deutlich mehr 3D-Informationen. Ähnlich hohe Datendichten liefern auch Laserscan-Systeme, deren Messzeiten in der Regel etwas länger sind als die des hier verwendeten Messsystems. Das Laserlicht dieser Systeme kann aber prinzipiell eine Gefahr für die Netzhaut der Patienten darstellen. Die eingesetzte photogrammetrische Methode verwendet ausschließlich konventionelles weisses Licht für die Projektion des Lichtstreifenmusters, dies ist völlig ungefährlich für den Patienten. In der Literatur werden mittlerweile sehr leistungsfähige photogrammetrische Systeme für die Gesichtsvermessung beschrieben, welche zwischen 200.000-800.000 Messpunkte mit Messgenauigkeiten zwischen 0,2-0,6 mm innerhalb von 0,3-3 Sekunden erfassen können. Zudem ermöglichen die meisten dieser Systeme die Erfassung der Fototextur der Gesichtsoberfläche, so dass Darstellungen als als fotorealistische 3D-Modelle möglich sind. Diese Darstellungsoptionen sind mit dem in dieser Arbeit verwendeten System nicht möglich, zur Visualisierung

von Veränderungen des eines Gesichtes jedoch wenig relevant. Relevant sind hingegen Falschfarben-Darstellungen der Gesichtsoberflächenveränderungen durch Überlagerung der prä- und postoperativen Datensätze. In der Literatur werden hierzu softwaregestützte Matchingalgorithmen verwendet. Ungenauigkeiten, wie sie beim Matching mit dem verwendeten Gesichtsbogen auftreten können, sind bei diesen Methoden nicht zu erwarten. Zudem entfällt die Prozedur des Anlegens des Gesichtsbogens am Patienten. Daher muss die Methode des „Gesichtsbogen-Matchings“ als Nachteil der verwendeten Methode gewertet werden und sollte zu Gunsten eines softwareseitigen Matching-Verfahrens verlassen werden. Die Vermessung der Weichgewebsverlagerung geschieht in dieser Arbeit anhand von Profillinien-Diagrammen, die in dieser Form nicht in der Literatur beschrieben sind. Zur Erstellung dieser Diagramme sind allerdings mehrere Bearbeitungsschritte mit unterschiedlichen Softwareprogrammen notwendig. Eine Programmfunktion, die das Generieren von *Profillinien-Modellen* und *-Diagrammen* automatisieren würde, hätte einen verbesserten Workflow und Zeitersparnis zur Folge. In diesem Bereich könnte die eigens entwickelte Software „MKG-View“ verbessert werden. Die Zusammenhänge zwischen der Hart- und Weichgewebsverlagerung werden in Form von *S/H-Diagrammen* und *S/H-Ratios* dargestellt. Ein Problem stellen sicherlich die Daten der Hartgewebsverlagerungen dar, die mit dem verwendeten Messsystem nicht gemessen werden konnten, sondern lediglich aus Dysgnathie-Planungsbögen entnommen werden konnten. Die Validität dieser Werte ist unsicher. Aufgrund dieser Tatsache sowie der insgesamt geringen Fallzahl müssen die berechneten *S/H-Ratios* und deren Prozentwerte in ihrer Aussagekraft als deutlich eingeschränkt und eher exemplarisch eingeschätzt werden. Ein Vergleich mit den in der Literatur beschriebenen Werten führt zu keiner sinnvollen Aussage.

6 Zusammenfassung und Beantwortung der Fragestellung

Orthognath-chirurgische Eingriffe führen in den meisten Fällen zu dreidimensionalen Veränderung der Gesichtsoberfläche. Aufgrund dieser Tatsache sind die konventionellen, zweidimensionalen bildgebenden Verfahren wie das Fernröntgenseitbild oder der klinischen Fotografie wenig geeignet diese zu erfassen, darzustellen oder zu analysieren. Hierzu bedarf es dreidimensionaler Messverfahren. *Mechanische 3D-Verfahren* ermöglichen lediglich das direkte Abgreifen einzelner Messpunkte von der Gesichtsoberfläche unter sehr hohem Zeitaufwand. *3D-optische Verfahren* ermöglichen hingegen die dreidimensionale Erfassung gesamter Gesichtsoberflächen innerhalb von Sekunden. Neben Laserscan-Verfahren werden digitale photogrammetrische Verfahren für die Gesichtsvermessung eingesetzt.

Ein 3D-optisches Messsystem, welches an der Universitätsklinik Münster entwickelt worden ist, wurde in dieser Arbeit methodisch zur Analyse von Gesichtsoberflächenveränderung von 15 exemplarisch ausgewählten orthognath-chirurgischen Patientenfällen eingesetzt. Es sollten in dieser Arbeit folgende Fragen geklärt werden:

- 1) Ist die eingesetzte Methode prinzipiell geeignet orthognath-chirurgische Gesichtsoberflächenveränderungen zu erfassen, zu visualisieren und metrisch zu analysieren?
- 2) Welche Arten der Visualisierung bietet die verwendete Methode?
- 3) Welche Möglichkeiten der metrischen Analyse bietet die verwendete Methode?
- 4) Sind Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerungen mit der verwendeten Methode eruierbar? Wie sind mögliche Ergebnisse im Vergleich zu den in der Literatur beschriebenen Werten einzuordnen?
- 5) Welche Vor- und Nachteile hat die verwendete Methode im Vergleich zu den konventionellen Methoden des Fernröntgenseitbildes und der klinischen Fotografie?
- 6) In welchen Bereichen sind Verbesserungen und Weiterentwicklungen der Methode notwendig?

Aus der Methodik und den Ergebnissen dieser Arbeit lässt sich ableiten, dass die verwendete Methode geeignet ist, Gesichtsoberflächen orthognath-chirurgischer Patienten 3D-optisch zu erfassen, die Gesichtsoberflächenveränderungen visuell darzustellen und zu metrisch zu analysieren.

Die orthognath-chirurgischen Gesichtsoberflächenveränderungen lassen sich in Form von *3D-Oberflächenmodellen*, *3D-Matchingmodellen* und *3D-Profillinienmodellen* aus sämtlichen Perspektiven betrachten. Durch die Darstellung der Gesichtveränderungen in Form von *Falschfarben-Differenzbildern* können diese topografisch beurteilt werden. Die Darstellungen der Gesichtsveränderungen in Form von *Profillinienmodellen* und *Profilliniendiagrammen* ermöglichen die Durchführungen von Vermessungen.

Vermessen lassen sich die orthognath-chirurgisch bedingten *Weichgewebsverlagerungsstrecken an 12 Messpunktbereichen* der Gesichtsoberfläche. Die Messpunkte sind median und beidseits paramedian auf verschiedenen Ebenen angeordnet, so dass sich insgesamt ein räumliches Messmuster der Gesichtsoberfläche ergibt. Mit Hilfe der Berechnung von *S/H-Ratios* und *Prozentwerten* wird der versuchte Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerung zu beschreiben.

Im Vergleich zum Fernröntgenseitbild oder der klinischen Fotografie liegen die Vorteile der verwendeten Methode in der Möglichkeit zur *dreidimensionalen* Erfassung, Dokumentation, Visualisierung und Analyse des Gesichtes und seiner orthognath-chirurgischen Veränderungen. Die Methode ist völlig gefahrlos für den Patienten anwendbar. Als Nachteile der Methode müssen im Vergleich zum FRS die fehlende direkte Beurteilbarkeit zwischen Hart- und Weichgewebe und im Vergleich zur klinischen Fotografie die fehlende Erfassung der Fototextur gesehen werden.

Mit der Methode sind Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerung eruiert, die in Form von *S/H-Diagrammen*, *S/H-Ratios* und *Prozentzahlen* dargestellt werden können. Die berechneten Werte der untersuchten Patientenfälle basieren allerdings auf wenig validen Hartgewebsverlagerungswerten aus Dysgnathie-Planungsbögen. Die ermittelten Ergebnisse lassen auch im Vergleich mit den wenigen hierfür vorliegenden Daten der Literatur keine wissenschaftlich valide Aussage zu.

Der größte Optimierungsbedarf bei der vorgestellten Methode besteht hinsichtlich der eingesetzten Technik zur Ausrichtung (Registrierung) der beiden Teilmessungen mit dem Gesichtsbogen. Die sich hieraus ergebenden Ungenauigkeiten bei der Überlagerung von Datensätzen können mit softwarebasierten Matchig-Algorithmen, wie sie in der Literatur beschrieben sind, vermieden werden. Desweiteren ist der Workflow der beschriebenen Methode zudem noch mit vielen Bearbeitungsschritten in verschiedenen Softwareprogrammen behaftet. Automatisierte Schritte innerhalb einer gemeinsamen Software wären daher arbeits- und zeiteffizienter. Die Erfassung der Fototextur der Gesichtsoberfläche wäre ebenfalls wünschenswert, wie dies schon bei vielen in der Literatur beschriebenen Systemen realisiert worden ist.

Schlussfolgernd lässt sich feststellen, dass auf Grundlage der in dieser Arbeit verwendeten Methode die Hard- und Software für die 3D-optische Gesichtsvermessungen weiterentwickelt werden sollte. Für die Zukunft zeichnen sich Möglichkeiten einer gefahrlosen, dreidimensionalen Gesichtsdokumentation und –analyse ab, welche in vielen Bereichen der Gesichtschirurgie- und Kieferorthopädie einen ähnlich hohen diagnostischen und dokumentarischen Stellenwert einnehmen könnte, wie dies zur Zeit bei Fernröntgenseitbildern und der klinischen Fotografie der Fall ist.

7 Literaturverzeichnis

- [1] Ahlquist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on cephalometric length measurement. *Europ J Orthodont*. 1986. Vol 8. S 141
- [2] Alves PV, Zhao L, Patel PK, Bolognese AM. Three-dimensional facial surface analysis of patients with skeletal malocclusion. *The Journal of Craniofacial Surgery*. 2009. Vol 20 (2). S 290-296
- [3] Ayoub A, Garrahy A, Hood C, White J, Bock M, Siebert JP, Spencer R, Ray A. Validation of a vision-based , three dimensional facial imaging system. *Cleft Palate-Craniofacial Journal*. 2003. Vol 40 (5). S 523-529
- [4] Ayoub AF, Siebert P, Moss KF, Wray D, Urquhart C, Niblett TB. A vision-based three-dimensional capture system for maxillofacial assesment and surgical planning. *British Journal of Oral and Maxillofacial Suregry*. 1998. Vol 36. S 353-357
- [5] Ayoub AF, Wray D, Moos KF, Siebert P, Jin J, Niblett TB, Urquhart C, Mowforth P. Three-dimensional modeling for modern diagnosis and planning in maxillofacial surgery. *Adult Orthod Orthognath Surg*. 1996. Vol 11. S 225-233
- [6] Baik HS, Jeon JM, Lee HJ. Facial soft-tissue analysis of Korean adults with normal occlusion using a 3-dimensional laser scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007. Vol 131. S 759-766
- [7] Bartlett SP, Wornom I, Whitaker LA. Evaluation of facial skeletal aesthetics and surgical planning. *Clinics in plastic surgery*. 1991 Vol 18 (1). S 1-9
- [8] Becker, DG, Tardy ME. Standardized photography in facial plastic surgery: pearls and pitfalls. *Pacial Palst Surg*. 1999. Vol. 15(2). S 93-99

- [9] Berkowitz S, Cuzzi J. Biostereometric of surgically corrected abnormal faces. *Am J Orthod.* 1977. Vol 72(5). S 527-538
- [10] Bischoff G, Böröz Z, Proll C, Kleinheinz J, von Bally G, Dirksen D. Modular optical topometric sensor for 3D acquisition of human body surfaces and long-term monitoring of variations. *Biomed Tech.* 2007. Vol 52. S 284-289
- [11] Burke PH, Beard LFH. Stereo-Photogrammetry of the face. *Zeitschrift Cambridge.* 1967. S 279-293
- [12] Bush K, Antonyshyn O. Three-dimensional facial anthropometry using a laser surface scanner: validation of the technique. *Plastic and Reconstructive Surgery.* 1996. Vol. 98 (2). S 226-235
- [13] Chen LH, Iizuka T. Evaluation and prediction of the facial appearance after surgical correction of mandibular hyperplasia. *Int. J. Oral Maxillofacial Surg.* 1995. Vol. 24. S 322-326
- [14] Cutting C, Grayson B, Bookstein F, Fellinham L, McCarthy J. Computer-Aided Planning and Evaluation of Facial and Orthognathic Surgery. *Clinics in Plastic Surgery.* 1986. Vol 13 (3). S 449-462
- [15] Deacon AT, Anthony AG, Bhatia SN, Muller JP. Evaluation of a CCD-based facial measurement system. *Med. Inform.* 1991. Vol 16 (2). S 213-228.
- [16] Di Bernardo BE, Adams RL, Krause J, Fiorillo MA, Gheradini G. Photografic Standards in Plastic Surgery. 1998. Vol. 102(2). S 559-568
- [17] Dirksen D, Runte C, Delere H, Thomas C, Böröcz Z, Bollmann F, von Bally G. Rechnergestützte Gestaltung von Epithesen nach optischer Abformung von Gesichtdefekten. *Biomed Technik.* 2002. Vol 2002. S 85-90

- [18] Drescher D, Macedo de Pereira C, Ghavami C, Neyt L. Ein neues Verfahren zur Weichteil-Profil-Prognose bei chirurgischer Verlagerung von Maxilla und Mandibula. Fortschritte der Kieferorthopädie. 1990. Vol. 51. S 297
- [19] Dryland Vig K, Ellis E. Diagnosis and treatment planning for the surgical-orthodontic patient. Dental Clinics of North America. 1990. Vol 43 (2). S 361-384
- [20] Ettore G, Weber M, Schaaf H, Lowry JC, Mommaerts MY, Howaldt HP. Standards for digital photography in cranio-maxillo-facial surgery – Part I: Basic views and guidelines. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2006. Vol. 34. S 65-73
- [21] Gaggl A, Schultes G, Karcher H. Changes in soft tissue profile after sagittal split ramus osteotomy and repositioning of the mandible. J Oral Maxillo Facial Surg. 1999. Vol. 57(5). S 542-546
- [22] Gijbels F, Sanderink G, Wyatt J, Van Dam J, Nowak B, Jacobs R. Radiation doses of collimated vs non-collimated cephalometric exposures. Dentomaxillo-facial Radiology. 2003. Vol 32. S 128-133.
- [23] Gijbels F, Sanderink G, Wyatt J, Van Dam J, Nowak B, Jacobs R. Radiation doses of indirect and direct digital cephalometric radiography. British Dental J. 2004. Vol 197. S 149-152.
- [24] Girod S, Keeve E, Girod B. Advances in interactive craniofacial surgery planning by 3D simulation and visualization. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 1995. Vol. 24. S 120-125
- [25] Guest E, Berry E, Morris D. Novel methods for quantifying soft tissue changes after orthognathic surgery. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2001. Vol 30. S 484-489

- [26] Hajeer M, Ayoub A, Millett DT. Three-dimensional assessment of facial soft-tissue asymmetry before and after orthognathic surgery. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2004. Vol 42. S 396-404
- [27] Hajeer M, Millett DT, Ayoub A, Siebert JP. Current Products and Practices-Applications of 3D imaging in orthodontics. Part I. 2004. Vol 31. S 62-70
- [28] Hartmann J, Meyer-Marcotty P, Benz M, Häusler G, Stellzig-Eisenhauer A. Reliability of a Method for Computing Facial Symmetry Plane and Degree of a Asymmetry Based on 3D-Data. *J Orofac Orthop*. 2007. Vol 68. S 477-490
- [29] Henderson JL, Larrabee WF, Krieger BD. Photographic standards for facial plastic surgery. 2005. Vol. 7(5), S 331-333
- [30] Hofrath, H. Die Bedeutung von Röntgenfern- und Abstandsaufnahmen für die Diagnostik der Kieferanomalien. *Fortschr. Orthodont*. 1931. Vol 1. S 232[3]
- [31] Hönn M, Gernot G. The ideal of facial beauty: A Review. *J Orofac Orthop*. 2007. Vol 68. S 6-16
- [32] Iizuka T, Eggensperger N, Smolka W, Thüer U. Analysis of soft tissue profile changes after mandibular advancement surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endond*. 2004. Vol. 98. S 16-22
- [33] Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. Urban&Fischer. 2. Auflage, 2001, S 150-152
- [34] Kakoschke D, Gäbel H, Schettler D. Dreidimensionale photogrammetrische Erfassung von Gesichtsoberflächen. *Mund Kiefer Gesichtschir*. 1997. Vol 1. S 61-64

- [35] Kau Ch, Cronin A, Durning P, Zhurov P, Zhurov AI, Sandham A, Richmond S. A new method for the 3D measurement of postoperative swelling following orthognathic surgery. *Orthod Craniofacial Res.* 2006. Vol 9. S 31-37
- [36] Kazandjian S, Sameshima GT, Champlin T, Sinclair PM. Accuracy of video imaging for predicting the soft tissue profile after mandibular set-back surgery. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1999. Vol. 115 (4). S 382-389
- [37] Keese E, Bschorer R, Gehrke G, Schmelzle R. Dreidimensionale Erfassung der oberflächlichen Gesichtskontour mit Hilfe optoelektronischer Abtastung für die Kontrolle weichteilverlagernder Eingriffe. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 1997. Vol 1 (1). S 58-60
- [38] Keeve E, Girod B, Girod S. Computergraphik in der craniofacialen Chirurgieplanung. *Informationstechnik und Technische Informatik.* 1996. Vol. 38 (3), S 29-34
- [39] Kessler P, Wiltfang J, Teschner M, Girod B, Neukam FW. Computergrafische Simulationsmöglichkeiten in der orthopädischen Chirurgie. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2000. Vol. 4. S 373-376
- [40] Khambay B, Nebel JC, Bowman J, Walker F, Donald MH, Ayoub A. 3D stereophotogrammetric image superimposition onto 3D CT-Scan images: The future of orthognathic surgery. A pilot study. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* 2002. Vol 17 (4). S 331-341
- [41] Kiyak HA, Hohl T, West RA, McNiell RW. Psychological Changes in orthognathic surgery patients: a 24 month follow up. *J Oral Maxillofac Surg* 1984. Vol 42. S 506-512

- [42] Kopp S, Kühmstedt P, Notni G, Geller R. G-Scan - mobiles multi-view 3-D-Messsystem zur Analyse des Gesichtes. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2003. Vol 6. S 321-331
- [43] Küchel, M. Dreidimensionale Meßverfahren. *Proceedings zum Symposium Bildverarbeitung '95 an der Technischen Akademie Esslingen*. 1995. ISBN 3-924813-35-3. S 315-348
- [44] Kuroda T. Three-dimensional computer-graphic demonstration of facial soft tissue changes in mandibular prognathic patients after mandibular sagittal ramus osteotomy. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg*. 1998. Vol 13 (3). S 217-225
- [45] Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am Journal of Othodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002. Vol 122(4). S 343-348
- [46] Lecomber AR, Yoneyama Y, Lovelock DJ, Hosoi T, Adams AM. Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2001. Vol 30. S 255-259
- [47] Lee, JY, Han Qiong, Trotman Carroll-Ann- Three-dimensional Facial Imaging. Accuracy and Considerations for Clinical Applications in Orthodontics. *Angle Orthodontist*. 2004. Vol 74 (5). S 587-593
- [48] Lew KK, Loh FC, Yeo JF, Loh HS. Evaluation of soft tissue profile following intraoral ramus osteotomy in Chinese adults with mandibular prognathism. *Int J Adult Orthodon Surg*. 1990. Vol 5(3), S 189-197
- [49] Lianq-Horng C, Sadami T, Yukitada H, Tadahiko I. A rapid three-dimensional measurement-system for facial morphology by laser multi-slits. *International Journal of Prosthodontics*. 1993. Vol 6 (6), S 573-578

- [50] Lin SS, Kerr WJS. Soft and hard tissue changes in class III patients treated by bimaxillary surgery. *European Journal of Orthodontics*. 1998. Vol. 20. S 25-33
- [51] Maillie HD, Gilda JE. Radiation-induced cancer risk in radiographic cephalometry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993. Vol 75. S 631-637
- [52] Marmulla R, Hassfeld S, Lüth T, Mende U, Mühling J. Soft tissue scanning for patient registration in image-guided surgery. *Computer Aided Surgery*. 2003. Vol 8. S 70-81
- [53] Marmulla R, Mühling J, Wirtz CR, Hassfeld S. High-resolution laser surface scanning for patient registration in cranial computer-assisted surgery. *Minim Invas Neurosurg*. 2004. Vol 47. S 72-78
- [54] Meehan M, Teschner M, Girod S. Three-dimensional simulation and prediction of craniofacial surgery. *Orthod Craniofac Res*. 2003. Vol 6. S 102-107
- [55] Miller K, Morris O, Berry E. Visualizing three-dimensional facial soft tissue changes following orthognathic surgery. *European Journal of Orthodontics* 2007. Vol 29. S 14-20
- [56] Moss JP, Linney AD, Grindrod SR, Arridge SR, Clifton JS. Three-dimensional visualisation of the face und skull using computerized tomography and laser scanning techniques. *European Journal of Orthodontics*. 1987. Vol. 9. S 247-253
- [57] Motoyoshi M, Namura S, Arai HY. A three-dimensional measuring system for the human face using three-directional photography. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1992. Vol 101 (5), S 431-438
- [58] Nagasaka S, Fujimura T, Segoshi Kensuke. Development of a non-radiographic cephalometric system. *European Journal of Orthodontics*. 2003. Vol 25. S 77-85

- [59] Ngan D, Kharbanda O, Geenty JP, Darendelier MA. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J*. 2003. Vol 19. S 67-75.
- [60] Nkenke E, Benz M, Maier T, Kramer M, Häusler G, Kessler G, Wiltfang J, Zachow S, Neukam FW. Dreidimensionale Analyse des Mittelgesichts nach Le Fort I-Osteotomie und Vorverlagerung des Oberkiefers. Poster DGMKG-Jahrestagung Krefeld, 2003
- [61] Nkenke E, Langer A, Laboureux X, Benz M, Maier T, Kramer M, Häusler G, Kessler P, Wiltfang J, Neukam FW. Validation of in vivo assessment of facial soft-tissue volume changes and clinical application in midfacial distraction: a technical report. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 2003. Vol. 112(2), S 367-379
- [62] Ozsoy U, Demirel BM, Yildirim FB, Tosun O, Sarikcioglu L. Method selection in craniofacial measurements: Advantages and disadvantages of 3D-digitization method. *J Craniomaxillofac Surg* 2009. doi:10.1012/j.jcms.200812.005. S 1-6.
- [63] Praxis der Zahnheilkunde „Kieferorthopädie I“, 3. Auflage. Band 11. S 95-130
- [64] Peretta R, Concheri G, Comelli D, Meneghello R, Galzignato PF, Ferronato G. A 3-Dimensional facial Morphodynamic Database in the development of a prediction model in orthognathic surgery. *Prog Orthod*. 2008. Vol 9 (2). S 8-19
- [65] Proll C, Joos U, Dirksen D, Kleinheinz J. Visualisierung gesichtsmorphologischer Veränderungen nach orthognath-chirurgischen Eingriffen im farbcodierten 3D-Modell. Poster. AG-Kieferchirurgie Wiesbaden. 2006.

- [66] Proll C. Zusammenhänge zwischen Hart- und Weichgewebsverlagerungen unter orthognath-chirurgischer Therapie. Masterarbeit des International Medical College der Westfälischen Wilhelmsuniversität Münster. 2008.
- [67] Ras F, Habets LMH, van Ginkel FC, Prah-Andersen B. Quantification of facial morphology using stereophotogrammetry-demonstration of a new concept. Journal of Dentistry. 1996. Vol 24 (5). S 369-273
- [68] Rasse M, Forkert G, Waldhäusel P. Stereophotogrammetry of facial soft tissue. Int J Oral Maxillofac Surg. 1991. Vol 20. S 163-166
- [69] Rheims DM, Pflug L. Optic and Computer-Aided Surgery. Facial Plastic Surgery. Vol 11 (3). S 244-249
- [70] Sander F.G., Weinreich A, Wichelhaus A. Die Aluminiumblende – ein nützliches Zubehör für die Fernröntgenaufnahme zur Verbesserung der Bildqualität. Prakt Kieferorthop. 1990. Vol 4. S 219
- [71] Sandler J, Murray A. Current Products and Practice. Clinical photographs – the gold standard. Journal of Orthodontics. 2002. Vol. 29. S 158-167
- [72] Savara BS, Miller SH, Demuth RJ, Stehen JC, Kawamoto HK, Gross GF. Craniofacial Biostereometrics. Clinics in Plastic Surgery. 1987. Vol 13 (4). S 617-621
- [73] Schaaf H, Streckbein P, Ettorre G, Lowry JC, Mommaerts MY, Howaldt HP. Standards for digital photography in cranio-maxillo-facial surgery – Part II: Additional picture sets and avoiding common mistakes. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2006. Vol. 34. S 366-377
- [74] Creath K. Phase-measurement interferometry techniques. Progr in Optics (Hrsg. E. Wolf, North Holland, Amsterdam) 1986.

- [75] Schwenzer K, Holberg C, Willer J, Mast G, Ehrenfeld M. 3D-Erfassung der Gesichtsoberfläche durch Topometrie unter Verwendung von projizierten Weißlichtstreifen. Mund Kiefer GesichtsChir. 1998. Vol 2 (1). S 130-134
- [76] Soncul M, Bamber MA. Evaluation of facial soft tissue changes with optical surface scan after surgical correction of class III deformities. J Oral Maxillofac Surg. 2004. Vol. 62. S 1331-1340
- [77] Steinhäuser EW, Palluck EF. Weichteilvorhersage bei bimaxillären Operationen. Unbekannte Zeitschrift. S 50-57
- [78] Surwald C, Ward-Booth O. Early experience of digitised three-dimensional stereophotogrammetry imaging. Mund Kiefer GesichtsChir. 2000. Vol 4. S 183-186
- [79] Teschner M, Girod S. Estimation of soft tissue model parameters using registered pre- and postoperative facial surface scans. Medicine Meets Virtual Reality 02/10, J.D. Westwood et al. (Eds.). IOS Press. 2002. S 520-522
- [80] Thomann VJ, Rivett LJ. Applications of photogrammetry to orthodontics. Aust. Orthod. J. 1982. Vol 7. S 162-167
- [81] Tillmann B. Die Anatomischen Zeichnungen des Leonardo da Vinci. Unbekannte Zeitschrift. S 10
- [82] Visser H, Röding T, Hermann KP. Dose reduction by direct-digital cephalometric Radiography. Angle Orthodontist. 2001. Vol 71. S 159-163

- [83] Weinberg SM, Scott NM, Neiswanger K, Brandon CA, Marazita ML. Digital Three-Dimensional Photogrammetry: Evaluation of Anthropometric Precision and Accuracy Using a Gnenx 3D Camera System. 2004. Vol 41 (5). S 507-518
- [84] Westhäuser M, Bischoff G, Börocz Z, Kleinheinz J, von Bally G, Dirksen D. Optimizing colour reproduction of a topometric measurement system for medical applications. Medical Engineering and Physics 2008. Vol 30. S 1065-1070
- [85] Wong JY, Oh AK, Ohta E, Hunt AT, Rogers GF, Mulliken JB, Deutsch CK. Validity and Reliability of Craniofacial Anthropometric Measurement of 3D Digital Photogrammetric Images. 2008. Vol 45 (3). S 232-238
- [86] 3D-Shape GmbH. www.3d-shape.com, Erlangen, Germany

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. Dr. Johannes Kleinheinz für die freundliche Überlassung des Themas und die wissenschaftliche Begleitung und Unterstützung dieser Dissertation sowie Herrn Privatdozenten Dr. Dieter Dirksen für die Mitbetreuung, hilfreichen Ratschläge und Begleitung bei der technischen-physikalischen Umsetzung.

Desweiteren danke ich meiner Freundin Isabel Drerup für das Korrekturlesen dieser Arbeit.

