

# Über die Qualität einer 3D Weichgewebeprädiktion in der Gesichtschirurgie Ein quantitativer Vergleich mit postoperativen CT-Daten

Stefan Zachow<sup>1</sup>, Thomas Hierl<sup>2</sup> und Bodo Erdmann<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin (ZIB),  
www.zib.de/visual/projects/cas – zachow@zib.de

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Leipzig, Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und  
Plastische Gesichtschirurgie

**Zusammenfassung.** Am Beispiel eines 18-jährigen Patienten mit ausgeprägter Mittelgesichtshypoplasie wird die 3D-Planung einer Knochenverlagernden Korrekturoperation unter Berücksichtigung der *funktionalen und ästhetischen* Rehabilitation demonstriert. Unterschiedliche Varianten einer Le Fort-I-Osteotomie zur Oberkiefermobilisierung wurden am 3D-Modell geplant und die Verlagerung hinsichtlich der dentalen Okklusion *und* der resultierenden Gesichtsform bewertet. Zur räumlichen Weichgewebeprädiktion wird sowohl ein homogenes als auch ein inhomogenes, volumetrisches Gewebemodell betrachtet und die jeweilige Simulationsgüte anhand postoperativer CT-Daten quantitativ überprüft.

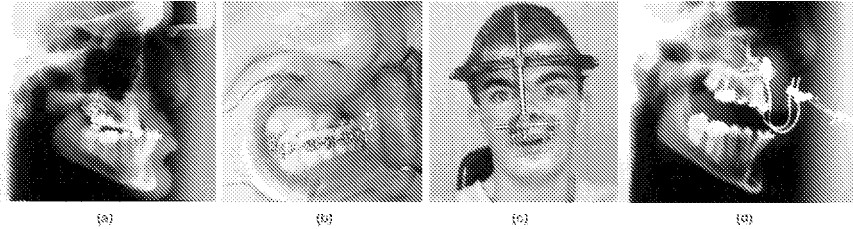
## 1 Material und Methoden

Für einen 18-jährigen Patienten mit ausgeprägter Mittelgesichtsrücklage wurde eine Distraktionsosteogenese geplant und unter Nutzung eines externen, Halobogen fixierten Distraktors durchgeführt (Abb. 1 c,d). Die Fragen, die im Rahmen der Planung beantwortet werden sollten, sind: i) „*Wie ist der Distraktionsvektor zur Erlangung einer optimalen dentalen Okklusion?*“ und ii) „*Welches ist die optimale Osteotomie hinsichtlich der resultierenden Weichgewebeverlagerung in der Nasen- und Wangenregion?*“.

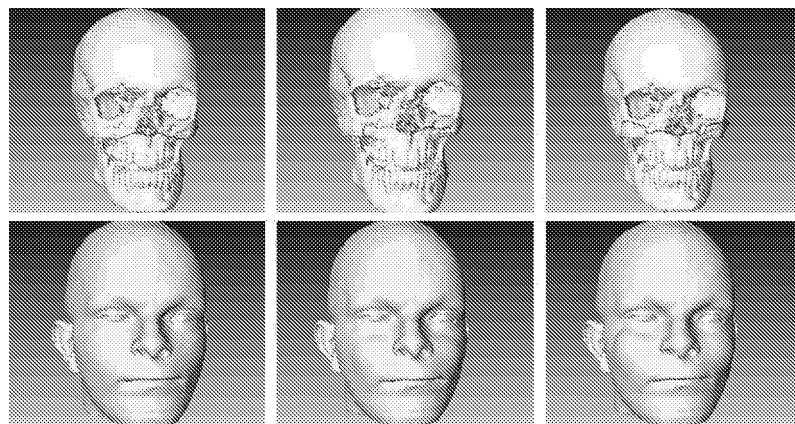
### 1.1 Planung einer Mittelgesichtsvorverlagerung

Die chirurgische Korrektur einer Mittelgesichtshypoplasie mit ANGLE Klasse III Dysgnathie erfordert typischerweise eine Vorverlagerung des mobilisierten Oberkiefersegmentes nach Le Fort-I-Osteotomie, ggf. in Kombination mit einer Rückverlagerung des Unterkiefers. Die Einstellung der dentalen Okklusion bzw. die Bestimmung der optimalen maxillo-mandibulären Relation erfordert eine sorgfältige Therapieplanung. Zur Disposition standen drei mögliche Varianten, die i) konventionelle, ii) hohe oder iii) quadranguläre Osteotomie nach Stoeltinga. Die Varianten haben eine unterschiedliche Auswirkung auf die weichgewebigen

**Abb. 1.** a,b) Patient mit ausgeprägter Mittelgesichtsrücklage, c,d) Distractionsosteogenese mittels externem, Halobogen fixierten Distraktor

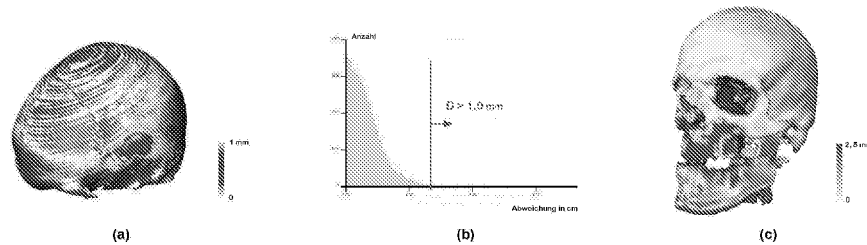


**Abb. 2.** links) konventionelle, mitte) hohe und rechts) quadranguläre Le Fort-I Osteotomie; unten) Weichgewebeprediktion nach Oberkieferverlagerung



Strukturen der Wangen- und Nasenregion, und es gilt herauszufinden, welche zum ästhetisch ansprechendsten Ergebnis, sowohl hinsichtlich des resultierenden Weichgewebeprofiles als auch des Erscheinungsbildes in der En-Face Ansicht führt. Am computergrafischen 3D Schädelmodell des Patienten wurden alle drei Osteotomievarianten gemäß der chirurgischen Vorgaben angezeichnet (Abb. 2 oben) und das 3D Modell entsprechend geschnitten. Die mobilisierten Knochensegmente wurden anschließend interaktiv vorverlagert und unter Kollisionskontrolle zueinander positioniert, um eine optimale dentale Okklusion zu erzielen. Aus der Planung resultierte eine Verlagerungsstrecke von 12,5 mm. Die Knochenverlagerung führt zu einem 3D Verschiebungsfeld, das auf die Grenzflächen des umliegenden Weichgewebes appliziert werden kann. Für das Weichgewebenvolumen, das geometrisch durch ein räumliches Tetraedergitter mit knapp einer Million Elementen und mechanisch durch ein auf der Elastizitätstheorie basierendes physikalisches Modell repräsentiert ist, wird mittels einer Finite-Elemente Approximation die resultierende Deformation berechnet. Die äußere Grenzfläche des deformierten Gitters lässt sich abschließend zur Weichgewebeprediktion visualisieren, wodurch die ästhetische Komponente der Knochenumstellung in der Planung bewertet werden kann (Abb. 2 unten).

**Abb. 3.** a) Alignierung des Neurokraniums, b) Histogramm der Abweichungen auf dem präop. Modell, c) Farbkodierte Darstellung auf dem Schädelmodell



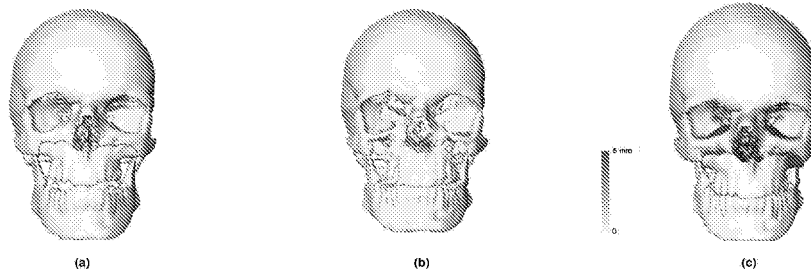
Das gewählte Therapiekonzept sah eine Verlagerung in der *hohen* Le Fort-I Ebene mit einer Überdistraktion von ca. 3 mm vor, da aufgrund des postoperativen Weichgewebezuges mit einer nicht unerheblichen Rückbildung zu rechnen war. Die Gesamtdistraktion betrug somit nahezu 16 mm. Zur postoperativen Feineinstellung der dentalen Okklusion wurden intermaxilläre Gummizüge verwendet, die nach Entfernung des Distraktors und noch nicht vollständiger Mineralisation des knöchernen Regenerats den Oberkiefer kontrolliert zurückgleiten lassen und auf diese Art eine vereinfachte Okklusionseinstellung ermöglichen.

## 1.2 Validierung der Simulation

Zur postoperativen Verlaufskontrolle wurde ca. 14 Tage nach Entfernung des Distraktors ein weiteres CT mit dem selben Tomographen (Siemens Somatom Plus 4) und einem äquivalenten Scanprotokoll angefertigt, wobei lediglich das *Field of View* geringfügig variierte. Um eine vergleichbare Knochenrekonstruktion vornehmen zu können, wurde die initiale Segmentierungsschwelle derart gewählt, dass das Volumen des Zungenbeinknochens (*Os Hyoideum*) in beiden Datensätzen übereinstimmt. Präoperativ lag diese Schwelle bei einem Wert von 195 HOUNSFIELD Einheiten (HU) woraus bei einer Voxelgröße von  $0,41 \times 0,41 \times 1$  mm ein Volumen von  $1,471 \text{ cm}^3$  resultierte. Im postoperativen Datensatz lag die Schwelle bei 180 HU, was bei einer Voxelgröße von  $0,44 \times 0,44 \times 1$  mm zu einem Volumen von  $1,473 \text{ cm}^3$  führte. In einer anschließenden Feinsegmentierung wurden Metallartefakte entfernt und dünne knöcherne Strukturen, die aufgrund des Partialvolumeneffektes verloren gingen, manuell rekonstruiert.

Nach der Oberflächenrekonstruktion wurden die Schädelmodelle mittels eines ICP-Verfahrens in Übereinstimmung gebracht, wobei die Alignierung nur anhand der Schädelkalotte des Neurokraniums erfolgte, da dieser Bereich operativ nicht verändert wurde (Abb. 3 a). Die Modellregionen bestanden jeweils aus ca. 400 000 Dreiecksflächen (200 000 Punkte) und als Referenz wurde das postoperative Modell gewählt. Minimiert wurde der beidseitige HAUSDORFF-Abstand  $D = \text{argmax}(d(S_{pr}, S_{po}), d(S_{po}, S_{pr}))$ , bis zu einer *rel.* Änderung der mittleren quadratischen Abweichung zwischen zwei Iterationsschritten von weniger als  $10^{-6}$ . Die mittlere Abweichung zwischen den alignierten Modellen lag bei

**Abb. 4.** a) Oberkieferosteotomie am präoperativen Modell, b) 3D Modell zur postop. Situation, c) Oberkieferverlagerung am präop. Modell entsprechend der postop. Situation mit farbkodierter Abweichung

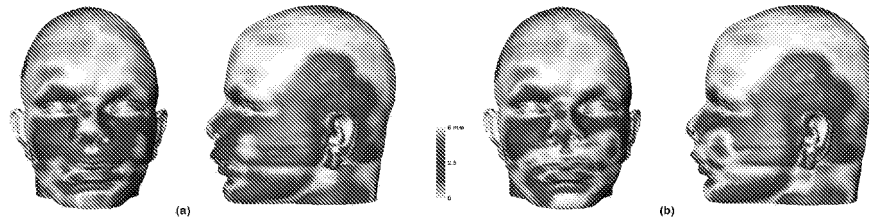


0,24 mm, mit 0,20 mm Standardabweichung. Lediglich 0,51 % der Oberflächen wiesen eine Abweichung von mehr als 1 mm auf (Abb. 3 b). Nach Anwendung der resultierenden Transformation auf das gesamte präoperative Modell ergab sich eine mittlere Abweichung von 1,20 mm mit einer Standardabweichung von 1,51 mm und einem Median von 0,68 mm. Die maximale Abweichung betrug im Bereich der vorverlagerten Maxilla 15,8 mm und am beweglichen Knochen des Zungenbeins und der Wirbelsäule sowie am Unterkiefer bis zu 4 mm.

Um die Weichgewebeprediktion mit der realen Situation zu vergleichen, wurde die Knochenverlagerung so genau wie möglich reproduziert. Aus der farbkodierten Darstellung der Abweichung zwischen dem prä- und dem postoperativen Modell nach Alignierung konnte durch geeignete Wahl der Farbzustimmungstabelle die Osteotomielinie für die Knochensegmentmobilisierung abgeleitet werden (Abb. 3 c). Diese wurde am präoperativen Modell nachgezeichnet und das Modell entsprechend geschnitten (Abb. 4 a). Für die Vorverlagerung des Oberkiefers wurden korrespondierende Landmarken auf dem postoperativen Modell lokalisiert (Abb. 4 b). Geeignete Positionen dazu waren Zahnzwischenräume sowie prominente Punkte auf den Zähnen und dem Oberkieferknochen (z.B. *Spina nasalis anterior*). In gleicher Weise wurde mit dem Unterkiefer verfahren. Aus den Landmarkenpaaren ließen sich die starren Transformationen berechnen, die nach Anwendung zur Position des vorverlagerten Oberkiefers und des postoperativ weiter geschlossenen Unterkiefers führten (Abb. 4 c).

Auf Basis der reproduzierten Knochenverlagerung erfolgte in Analogie zur initialen Planung (Abschnitt 1.1) eine erneute Simulation der sich daraus ergebenden Weichgewebedeformation. Dabei wurde zuerst ein *homogenes* Gewebemodell mit konstanten, linear elastischen Eigenschaften angenommen. Die Querkontraktion, d.h. die POISSON-Zahl  $\mu$ , wurde im Bereich 0,20...0,49 variiert. Die größte Übereinstimmung zwischen simulierter und realer Weichgewebedeformation ergab sich bei  $\mu = 0,30$ . Hierbei lag die mittlere Abweichung auf der Hautoberfläche bei 1,32 mm mit einer Standardabweichung von 1,29 mm und einem Median von 0,97 mm. 52 % der Hautoberfläche wies eine Abweichung kleiner als 1 mm auf, 78 % weniger als 2 mm und 10 % der Oberfläche wich in der Simulation mehr als 3 mm vom postoperativen Ergebnis ab (Abb. 5 a).

**Abb. 5.** Abweichung zwischen der Weichgewebeprädiktion und der realen postoperativen Weichgewebeanordnung: a) bei Verwendung eines homogenen Weichgewebemodells, b) bei Verwendung eines inhomogenen Weichgewebemodells



In einer weiteren Untersuchung wurde ein *inhomogenes* Gewebemodell betrachtet, bei dem die Muskelregionen aus den CT-Daten segmentiert und die entsprechenden Gebiete im Tetraedergitter mit unterschiedlichen Materialeigenschaften versehen wurden. Der Wert  $\mu = 0.30$  wurde für Bindegewebe beibehalten und für Muskelgewebe erneut im Bereich  $0,30 \dots 0,45$  variiert. Als Elastizitätsmodul für Bindegewebe  $E_B$  und nicht angespanntes Muskelgewebe  $E_M$  wurden Literaturwerte im Bereich  $1 \cdot 10^4 \dots 8 \cdot 10^5$  Pa gewählt. Die Variationsbreite war relativ gering und die Simulationsergebnisse verbesserten sich nur marginal gegenüber denen des homogenen Gewebemodells (Abb. 5 b). Die beste Übereinstimmung ergab sich für  $\mu_B = 0,30$ ,  $E_B = 250\,000$ ,  $\mu_M = 0.42$  und  $E_M = 100\,000$  Pa.

## 2 Ergebnis und Schlussfolgerung

Es wurde gezeigt, dass die räumliche Weichgewebeprädiktion nach simulierter Knochenumstellung auf Basis individueller Patientenmodelle mittels einer FE-Approximation auf Volumengittern zu plausiblen Ergebnissen führt. Die Simulationsgüte hängt dabei zum einen vom gewählten biomechanischen Modell und der Wahl der Elastizitätsparameter ab, zum anderen aber auch von der Qualität des Planungsmodells sowie der korrekten Modellierung des operativen Eingriffs. Zur genaueren Bestimmung repräsentativer Werte für die POISSON-Zahl  $\mu$  und den Elastizitätsmodul  $E$  sind weitere Untersuchungen dieser Art erforderlich und geplant. Weiterhin sind nichtlineare, anisotrope Materialmodelle zu evaluieren. Aus dem Lippenschluss bei der präoperativen Aufnahme resultiert eine unnatürliche Lippenform, die das Simulationsergebnis beeinträchtigt. Im Verlauf weiterer Untersuchungen erfolgen CT-Aufnahmen mit leicht geöffnetem Mund. Zum Zwecke der Quantifizierung von Rezidiven oder 'Remodeling'-Prozessen sollen in einer prospektiven Studie Weichgewebeveränderungen im Verlauf eines Jahres nach erfolgter Operation photogrammetrisch oder mittels MRT erfasst und quantifiziert werden und die daraus resultierenden Erkenntnisse in zukünftige Simulationen einfließen.