

Bestimmung des Rotationszentrums des distrahierten Komplexes bei verschiedenen LeFort-Osteotomien

Eine Finite-Elemente-Studie

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Mohammed Wasseem Allahham

aus Damaskus/Syrien

2024

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. Nils Heim

Tag der Mündlichen Prüfung: 17.06.2024

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark
- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -
Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Widmung

Meiner Heimat...

Meiner Familie...

Meinen Lehrern...

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abkürzungsverzeichnis | 8 |
| 1. Einleitung | 9 |
| 1.1 Übersicht der kraniofazialen Anomalien im Oberkiefer | 10 |
| 1.1.1 Faziale Spalten | 11 |
| 1.1.2 Akrocephalosynaktylie-Syndrome | 11 |
| 1.2 Verlängerung des Kieferknochens (Distractionsosteogenese) | 12 |
| 1.2.1 Indikationen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie | 13 |
| 1.2.2 Prinzipien der Knochenverlängerung | 13 |
| 1.2.3 Mögliche Komplikationen bei der Knochenverlängerung | 15 |
| 1.3 Kraniofaziale Distraktoren | 16 |
| 1.3.1 Interne Distraktoren | 17 |
| 1.3.2 Externe Distraktoren | 17 |
| 1.4 Überlegungen zur Biomechanik der Knochenverlängerung im Gesichts- und Schädelbereich | 17 |
| 1.5 Bedeutung der körperlichen Bewegung des Nasenkieferkomplexes | 18 |
| 1.6 Physikalische Konzepte der Festkörpermechanik | 18 |
| 1.6.1 Widerstandszentrum | 18 |
| 1.6.2 Rotationszentrum | 19 |
| 1.7 Biomechanik der kraniofazialen Knochenverlängerung | 19 |
| 1.8 Finite-Elemente-Methode | 20 |
| 1.8.1 Finite Elemente im Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie | 21 |
| 1.9 Fragestellung und Ziele | 21 |
| 2. Material und Methoden | 23 |
| 2.1 Ausgangsmodell | 23 |
| 2.2 Materialeigenschaften | 28 |
| 2.3 Kontaktparameter | 28 |
| 2.4 Durchgeführte Simulationen | 30 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 3. | Ergebnisse | 34 |
| 3.1 | Bestimmung des Rotationszentrums | 35 |
| 3.1.1 | LeFort-I-Simulationen | 35 |
| 3.1.2 | LeFort-II-Simulationen | 38 |
| 3.1.3 | LeFort-III-Simulationen | 40 |
| 3.1.4 | Lageänderung des Rotationszentrums | 41 |
| 3.2 | Ergebnisse der Verschiebung im kartesischen Koordinatensystem | 43 |
| 3.2.1 | Allgemeine Schubrichtung | 44 |
| 3.2.2 | Verschiebung in der horizontalen Ebene | 45 |
| 3.2.3 | Verschiebung in der sagittalen Ebene | 46 |
| 3.2.4 | Verschiebung in der vertikalen Ebene | 47 |
| 3.2.5 | Dehnungen und Verzerrungen | 47 |
| 3.2.6 | Allgemeine Schubrichtung | 49 |
| 4. | Diskussion | 53 |
| 4.1 | Diskussion von Material und Methoden | 53 |
| 4.1.1 | Diskussion der Ausstellung der FE-Modelle | 53 |
| 4.1.2 | Diskussion der Kontaktparameter des Weichteiles | 54 |
| 4.1.3 | Diskussion der Kontaktparameter des Kallus | 55 |
| 4.2 | Diskussion der Ergebnisse | 55 |
| 4.2.1 | Diskussion der Lage des Rotationszentrums | 55 |
| 4.2.2 | Diskussion der Verschiebung | 57 |
| 4.2.2.1 | Diskussion der Verschiebung in der horizontalen Ebene | 58 |
| 4.2.2.2 | Diskussion der Verschiebung in der sagittalen Ebene | 59 |
| 4.2.2.3 | Diskussion der Verschiebung in der vertikalen Ebene | 59 |
| 4.2.2.4 | Diskussion der Dehnungen und Verzerrungen | 59 |
| 4.2.2.5 | Diskussion der allgemeinen Verschiebungsrichtung | 60 |
| 4.3 | Schlussfolgerungen | 61 |
| 5. | Zusammenfassung | 63 |
| 6. | Abbildungsverzeichnis | 65 |

| | | |
|-----------|-----------------------------|-----------|
| 7. | Tabellenverzeichnis | 67 |
| 8. | Literaturverzeichnis | 68 |
| 9. | Danksagung | 74 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|---------|---|
| A | Punkt A |
| Av. | Mittelwert (engl. Average) |
| CT-Scan | Computertomographie-Scan |
| DVT | Digitale Volumetomographie |
| FR | Überschneidpunkt zwischen ZP-RZ und Frankfurter Ebene |
| FEA | Finite-Elemente-Analyse |
| FEM | Finite-Elemente-Methode |
| MKG | Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie |
| MRT | Magnetresonanztomographie |
| N | Punkt Nasion |
| Or | Punkt infraorbital |
| Po | Punkt Porion |
| RZ | Rotationszentrum |
| RBEs | Starrkörperelemente (engl. Rigid Body Elements) |
| WZ | Widerstandszentrum |
| ZP | Zugkraftpunkt |

1. Einleitung

Viele Gesichtsfehlbildungen, die aus den ersten und zweiten Kiemenbögen des Fötus entstehen, erfordern einen korrigierenden chirurgischen Eingriff auf Gesichts- und Kieferebene (Baxter, 2011). Diese Anomalien variieren in Schwere und Ausdehnung. Sie sind entweder nur auf die Ebene der Gesichteweichgewebe beschränkt oder tiefer ausgedehnt bis zum Hartgewebe. Zudem können sie lediglich im Bereich der Oberlippe auftreten oder sich über die gesamte Kopfhöhe erstrecken. Der therapeutische Eingriff zur Korrektur von Gesichtsdeformitäten erfolgt im Rahmen einer kieferorthopädischen, chirurgischen oder gemeinsamen Behandlung um das organische Problem des Patienten zu beheben (Kim et al., 2015; Miyazaki et al., 2013; Roy et al., 2019). Unabhängig davon, ob es sich um eine kieferorthopädische oder chirurgische Behandlung handelt, muss der Therapeut das Behandlungskonzept des von ihm behandelten Gewebes kennen. So sollte beispielsweise der Kieferorthopäde bei der Verwendung von kieferorthopädischen Geräten mit der Biomechanik des Hart- und Weichgewebes vertraut sein, um den Behandlungsplan auf die endgültigen therapeutischen Ergebnisse abstimmen zu können (Maheshwari et al., 2011). Deshalb müssen dem Behandler alle mechanischen und physikalischen Eigenschaften der applizierten Geräte und deren therapeutische Kräfte bekannt sein, damit das Endergebnis mit dem im Behandlungsplan festgelegten Ziel so weit wie möglich übereinstimmt (Maheshwari et al., 2011, Grayson BH et al., 1999).

Das Prinzip der Verlängerung des Knochens (engl. Distraction Osteogenesis) wird zurzeit gezielt als therapeutische Methode eingesetzt, um zahlreiche faciale Deformitäten zu korrigieren (Hierl et al., 2011; Kim et al., 2015; Maheshwari et al., 2011; Scolozzi, 2008). Aufgrund der mittels dieser Technik erzielten Behandlungsergebnisse wird diese Methode manchmal gegenüber anderen traditionellen therapeutischen Behandlungen bevorzugt, sodass sie einen wesentlichen Bestandteil des gesamten Behandlungsprozesses darstellt (Cheung et al., 2006). Unabhängig von den wesentlichen biologischen Eigenschaften, die diese Methode für den Umgang mit Hart- und Weichgewebe während der Behandlungsdauer bietet, steht sie in engem Zusammenhang mit den sogenannten Prinzipien der Bi-

omechanik. Dabei werden physikalische Grundlagen mit den organischen Regeln des Organismus kombiniert, um die Obergrenze der kontrollierten Bewegung von Gewebemasse während der Behandlung erreichen zu können.

Um die Biomechanik als Bestandteil der Behandlung zur Knochenverlängerung besser zu verstehen, liegt der Fokus dieser Arbeit auf der Bestimmung des Rotationszentrums der gezogenen Gewebemasse, die im Rahmen der Behandlung mittels installierten Distraktors gedehnt wird. Dies wird anhand der Auswirkung der Zugkräfte untersucht, die über den Distraktor auf den Gewebeblock ausgeübt werden.

Bei der orthognatischen Chirurgie zur Behandlung von Gesichtsfehlbildungen werden viele Arten von Geräten verwendet. Diese Multivarianz ist einerseits auf die Komplexität der Deformitäten und andererseits auf die vielschichtige Anatomie in diesem Bereich zurückzuführen. Somit entsteht eine doppelte Schwierigkeit bei der Steuerung der endgültigen therapeutischen Ergebnisse. Die Schätzung des Rotationszentrums einer beweglichen Gewebemasse dient stets der Anpassung der Bewegungsschiene dieses Blocks, wodurch die therapeutischen, kosmetischen und funktionellen Ergebnisse besser kontrollierbar sind. Eine direkte physikalische Messung hat sich in derartigen Fällen jedoch bisher als unpraktisch und unrealistisch erwiesen und kann nicht angewandt werden. Daher ist der Prozess der computergestützten Untersuchungen (durch z. B. die Finite-Elemente-Methode) eine hilfreiche Lösung, die in hohem Maße dazu beitragen kann, die Lage des Rotationszentrums virtuell einzuschätzen. Dies erfolgt, wenn der Übertragungsprozess der Gewebeform an den Computer realitätsnah abgeschlossen ist. Dazu werden anschließend die geplante Operation und die Behandlung unter Verwendung spezieller Programme virtuell simuliert. Viele Forscher haben von der Technik der Finite-Elemente-Methode profitiert, um zahlreiche physikalische Konzepte besser zu verstehen sowie die Prinzipien der Biomechanik zu erklären und zur Lösung von Problemen zu verwenden. Derzeit handelt es sich um eine unverzichtbare Technik zur Lösung derartiger Probleme.

1.1 Übersicht der kraniofazialen Anomalien im Oberkiefer

Es gibt viele Geburtsfehlbildungen, die den Oberkieferbereich betreffen. Diese Anomalien sind oft Teil der Syndrome, die sich auf das Gesicht und den Schädel beziehen. Allerdings entstehen diese selten (Proffit et al., 2003). Die Behandlung derartiger Syndrome erfolgt

in Abhängigkeit vom Schweregrad bestimmter Symptome und ist entweder höchst oder weniger kompliziert. Hier sind mehrere Faktoren zu berücksichtigen, einschließlich des Zeitpunkts und der Ursache des Defektauftritts in der Entwicklungsphase des Fötus. Das bedeutet in der Regel, dass die Behandlungsmaßnahmen desto komplizierter und schwerwiegender werden, je früher eine Missbildung bei der Entwicklung eines Fötus entsteht. Bei zahlreichen Fehlbildungen des Oberkiefers ist prinzipiell eine chirurgische Behandlung erforderlich, die kompliziert sein kann. Im Rahmen dieser Forschungsarbeit sollen einige dieser Syndrome entsprechend ihrer Bedeutung sowie deren Symptomatik und Behandlung vorgestellt werden (Proffit et al., 2003).

1.1.1 Faziale Spalten

Faziale Spalten sind die häufigsten Gesichtsfehlbildungen (Keindl, 2004). Sie können ein- oder zweiseitig entstehen und entweder nur auf die Oberlippe begrenzt sein oder ebenfalls den kompletten Oberkiefer und das Gaumensegel betreffen. Auch eine Ausdehnung bis zur Stirn ist möglich. Die Standardbehandlung beginnt in den ersten Monaten nach der Geburt und erstreckt sich bis nach der Pubertät. Die Therapie erfolgt auf mehreren Ebenen des Gewebes. Eine davon ist die chirurgische Korrektur des Oberkiefers, je nach Schweregrad und Tiefe der Fehlbildung (Heggie et al., 2013; Monasterio et al., 1978).

1.1.2 Akrozephalosyndaktylie-Syndrome

Bei den Akrozephalosyndaktylie-Syndromen handelt es sich um eine Gruppe von Syndromen, bei denen die vorzeitige Verknöcherung der Schädelnähte (Synostosen) die Hauptursache zu sein scheint (Bröse et al., 2013). Dies führt zur Wachstumshemmung des Neuro- und Viszerocraniums. Oft benötigt der Patient eine chirurgische Behandlung, um die vorzeitige Verknöcherung der Schädelnähte zu lösen und den Wachstumsprozess zu ermöglichen. Zu diesen Syndromen gehören (Bröse et al., 2013; Schneider, 2006):

Apert-Syndrom

Zu den Manifestationen des Apert-Syndroms gehören Turribrachyzephalie mit hohen, flachen und steilen Stirnknochen, Exophthalmus, vergrößerter Abstand zwischen den Augen (Hypertelorismus), flaches Mittelgesicht mit retrogradem Oberkiefer, gebildete Gaumenspalte, ausgeprägte symmetrische Syndaktylien an den Händen und Füßen, Verlust der

Mittelgelenke der Finger, was zu Bewegungsschwierigkeiten führen kann, Löffelhände, Nageldeformitäten, Wirbelsäulenverkrümmungen, Schwerhörigkeit und Sehstörungen. In 80 % der Fälle kann es zu mentalen Problemen kommen.

Crouzon-Syndrom

Zwischen der Symptomatik des Crouzon- und des Apert-Syndroms bestehen Ähnlichkeiten, wobei das Crouzon-Syndrom stärker auf den Bereich des Schädels begrenzt ist und eine Schädelverkleinerung darstellt. Exophthalmus, Papageiennase, Atrophie des Oberkiefers mit verkürzter Oberlippe, gespaltenes Gaumensegel und geistige Behinderung sind die Folgen.

Saethre-Chatzen-Syndrom

Zu den Manifestationen des Saethre-Chatzen-Syndroms gehören Erhebung der Stirn, Aszites des Kopfes, Verformung des Schädels, Verengung der Augen, Stenose des Tränengangs, Hypertelorismus und kleine Ohren.

Pfeiffer-Syndrom

Beim Pfeiffer-Syndrom besteht die Symptomatik aus einer Deformität des Schädels, Aszites des Kopfes, Verschluss aller Schädelnähte (Pansynostosis), Atrophie des Oberkiefers, Hypertelorismus, abwärts schräggestellten Augenfalten und Stirnvorsprung.

Grundsätzlich erfolgen korrigierende chirurgische Behandlungen von Schädel und Gesicht im Rahmen der Therapie vieler der o. g. angeborenen Fehlbildungen. Wie zuvor bereits erwähnt, ist die Technik der Knochenverlängerung eine Alternative zu korrigierenden chirurgischen Eingriffen mit sekundärer Augmentation des knöchernen Defektes. Die therapeutische Chirurgie mit dieser Technik ist immer nach einer voroperativen Planung durchzuführen (Akay, 2011).

1.2 Verlängerung des Kieferknochens (Distractionsosteogenese)

Bei der Distractionsosteogenese (Synonym: Kallusdistraktion) handelt es sich um ein therapeutisches Operationsverfahren, bei dem Knochenneubildung durch kontrollierte Zug- bzw. Druckkraft erzielt wird. In Anlehnung an die biologischen Heilungsprozesse nach

Frakturen wird durch das Voneinander-Entfernen der Knochenbruchstücke die Neuproduktion von Knochensubstanz im Bruchspalt gemäß der sekundären Wundheilungsprinzipien erreicht. Hierbei wird die Dehnungsfähigkeit des unreifen primären Knochens genutzt. Diese Methode wurde von Ilizarov in den fünfziger Jahren entdeckt und später in den neunziger Jahren im Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie eingesetzt (Akay, 2011; Klein, 1996; Miyazaki et al., 2013; Streibinger, 2011).

1.2.1 Indikationen in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

Die Distractionsosteogenese findet in verschiedenen Fachrichtungen der Chirurgie Verwendung. Bei einer Fehlbildung liegt stets eine Insuffizienz der Weich- bzw. Hartgewebe im Bereich des Gesichtsschädels vor, weshalb immer eine chirurgische Korrektur des Weichgewebes und des Knochendefektes erforderlich ist. Bei der Distractionsosteogenese handelt es sich prinzipiell um eine sehr effektive Methode zum Knochenaufbau, die in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie am häufigsten im Rahmen der Implantologie und korrigierenden Chirurgie von Fehlbildungen eingesetzt wird (Akay, 2011; Fariña, 2017; Schneider, 2006; Streibinger, 2011; Yu et al., 2004).

1.2.2 Prinzipien der Knochenverlängerung

Bei der Distractionsosteogenese kommt es primär zur Bildung eines Reparaturkallus zwischen zwei Knochensegmenten, die durch eine geplante künstliche Osteotomie getrennt wurden. Dabei wird das Prinzip der sekundären Knochenheilung genutzt. Nach einer bestimmten Latenzzeit wird eine Kraft auf die beiden Knochensegmente ausgeübt, die die beiden Teile schrittweise voneinander wegbewegt. In der entstandenen Lücke kommt es dann zu einer Gewebeneubildung entlang der Zugkraftlinie. Nach Beendigung der geplanten Knochenverlängerung folgt die Ruhephase, in der der neu entstandene Knochen ausheilen kann. Klinisch sind bei der Distraction fünf Phasen zu unterscheiden: 1. Osteotomie und Setzen des Distraktors, 2. Latenz- bzw. Ruheperiode, 3. Kallusdistraction, 4. Konsolidierungs- bzw. Fixationsperiode, 5. Remodelling und schließlich 6. Operative Entfernung des Distraktors (Akay, 2011; Klein, 1996; Runyan et al., 2017; Streibinger, 2011; Yu et al., 2004).

Erste Phase: Osteotomie und Setzen des Distraktors

Als Osteotomie wird eine geplante Durchtrennung von Knochen zur Korrektur von Fehlstellungen bezeichnet. Die folgenden Osteotomien werden zur korrigierenden Chirurgie des Naso-Maxillären-Komplexes genutzt (Kübler, 2012, Streibinger, 2011):

LeFort-I-Osteotomie

Die laterale Osteotomielinie verläuft generell von der Apertura piriformis oberhalb der Zahnwurzeln zum Tuber maxillae und in die Fossa pterygopalatina. Von der dorsalen Wand der Kieferhöhlen erstreckt sich die mediale Osteotomielinie über die mediale basale Wand der Kieferhöhlen bis zur Apertur. Das Septum nasi soll nach kaudal getrennt werden.

LeFort-II-Osteotomie

Die Osteotomie beginnt in der Sutura frontonasalis und verläuft durch die Sutura nasomaxillaris weiter zum Processus frontalis maxillae und durch das Os lacrimale bis zum Orbitaboden. Eine Durchtrennung der nasoethmoidalen Knochenanteile sollte dabei ebenfalls erfolgen. Ein vertikaler Schnitt, senkrecht zur Osteotomielinie des Orbitabodens (die ca. 1 cm weit vom Orbitaunterrand dorsal verläuft) und lateral vom N. Infraorbitalis, trennt den nasomaxillären Komplex vom Os zygomaticum und endet intraoral im unteren Drittel der Crista zygomatico-alveolaris. Des Weiteren erstreckt sich die vertikale Osteotomielinie in der LeFort-II-Ebene bis zum retromaxillären Raum in die Fossa pterygopalatina. Das Nasenseptum soll getrennt werden.

LeFort-III-Osteotomie

Die Osteotomie beginnt zunächst mit der Durchtrennung des Siebbein-Knochenkomplexes in der Sutura frontonasalis und verläuft lateral hinter dem Tränen-Nasen-Gang in den Orbitaboden, um kurz vor dem Canalis infraorbitalis zu enden. Die Sutura frontozygomatica wird osteotomiert. Die Osteotomielinie erstreckt sich weiter in die Sutura temporozygomatica von der Fissura orbitalis inferior in die Fossa pterygopalatina in die Fossa temporalis. Danach wird die Verbindung von Maxilla und Flügelfortsatz gelöst. Mit der abschließenden extraoralen Durchtrennung der Lamina perpendicularis des Os ethmoidale

und des Vomers ist die Osteotomie des Mittelgesichts beendet. Die Fixierung des Distraktors erfolgt stets mit Pins oder Schrauben am zu bewegenden Fragment und am weiterhin stabilen Kiefer über die Trennstelle hinweg.

Zweite Phase: Latenz- bzw. Ruheperiode

Im Schädel- und Gesichtsbereich wird die Wundheilung über fünf bis sieben Tage nach der Operation abgewartet, ohne den Distraktor zu aktivieren. In dieser Ruhephase beginnen die Kallusbildung durch die Osteoblasten und die Revaskularisation (Gefäßneubildung).

Dritte Phase: Kallusdistraction

Der Distraktor wird zweimal täglich aktiviert, sodass die Bruchflächen 0,8 mm bis 1,0 mm am Tag voneinander entfernt werden (Yu, 2004; Runyan et al, 2017). Bei geringerer Aktivierung kommt es zur frühzeitigen Verknöcherung, wohingegen die Osteoblasten bei zu starker Aktivierung nicht genug Kallus bilden können, um den Spalt zu überbrücken. Die Distraction wird so lange fortgesetzt, bis der Alveolarknochen einen ausreichenden Höhengewinn aufweist.

Vierte Phase: Konsolidierungs- bzw. Fixationsperiode

Zur Stabilisierung des Distractionsergebnisses und Ausbildung der Knochenstrukturen werden etwa zwölf Wochen veranschlagt.

Fünfte Phase: Remodelling

In dieser Phase soll Geflechtknochen zu lamellarem Knochen umgebaut werden, somit Heilungsknochen zu funktionsfähigem Knochen.

Sechste Phase: Operative Entfernung des Distraktors

Nach röntgenologischer Kontrolle des Heilungsverlaufs wird der Distraktor unter Lokalanästhesie oder Vollnarkose freigelegt und entfernt.

1.2.3 Mögliche Komplikationen bei der Knochenverlängerung

Obwohl die Knochenverlängerung als sehr wirksame Methode zur Therapie des Gewebevolumenmangels angesehen wird, ohne dass Gewebe verpflanzt wird, mit nachhaltiger Stabilität der Ergebnisse nach dem chirurgischen Eingriff, gibt es dennoch zahlreiche Komplikationen, die mit dem Verlängerungsprozess einhergehen, wie (Akay, 2011; Fariña, 2017):

- 1- Komplikationen im Zusammenhang mit dem chirurgischen Eingriff (Blutungen, Nervenverletzungen im Schnittbereich, Knochenbruch während des Schnitts usw.).
- 2- Infektion der umliegenden Gewebe über die Eintrittsstellen der Distraktor-Schrauben.
- 3- Wunddehiszenz, die zur kompletten oder teilweisen Freilegung des Gerätes führt, wodurch eine Infektion entsteht.
- 4- Allergische Reaktion des umgebenden Gewebes gegenüber dem Gerät.

Daneben können physikalische Probleme im Zusammenhang mit dem Gerät selbst auftreten:

- 1- Funktionsstörung des Gerätes, Bruch eines Teiles oder Änderung seines Standortes während des Aufbringens der Trennkräfte.
- 2- Unzureichende Kraftübertragung durch das Gerät.
- 3- Veränderung der Achsen der auf die verschobene Masse ausgeübten Zugkräfte und folglich Ungleichgewicht der Endposition der verschobenen Massen.

1.3 Kraniofaziale Distraktoren

Zahlreiche kraniofaziale Distraktoren sind entwickelt worden. Deren Einordnung erfolgt entweder nach ihrer Position in interne oder externe Distraktoren (Pereira et al., 2007; Yu et al., 2004) oder nach der Richtung der Zugkräfte, die sie erzeugen, in Distraktoren mit einer Richtung, zwei oder mehreren Richtungen (Combs et al., 2014). Alle Distraktoren bestehen aus den folgenden drei Hauptkomponenten (Heggie et al 2013;):

- 1- Am Knochen fixierte Komponente oder Kraftübertragungskomponente.
- 2- Rahmen des Distraktors oder Stützkomponente.

3- Aktivierbare Komponente, in der Regel Spannschraube oder Aktivierungskomponente. Jeder Ausfall oder Fehler in einer der Komponenten des Distraktors führt zu einem gesamten Prozessfehler.

1.3.1 Interne Distraktoren

Interne Distraktoren befinden sich unter der Haut oder Schleimhaut. Sie üben mehr Kraft auf die Schnittfläche (Kallus) aus, da die ausgeübte Kraft enger an der Schnittlinie liegt. Sie können nur durch einen chirurgischen Eingriff wieder entfernt werden. Die übertragene Aktionskraft ist die Druckkraft.

1.3.2 Externe Distraktoren

Externe Distraktoren liegen außerhalb der Haut. Die auf den Kallus ausgeübte Aktivierungskraft ist zwar geringer als beim internen Distraktor, jedoch besser einstellbar, da der Kraftverlauf während der Aktivierungsdauer geändert werden kann. Zudem sind externe Distraktoren leichter zu entfernen. Die übertragene Aktionskraft ist die Zugkraft.

1.4 Überlegungen zur Biomechanik der Knochenverlängerung im Gesichts- und Schädelbereich

Der Naso-Maxilläre-Komplex ist im physikalischen Sinne ein starrer Körper, der nicht frei ist und daher ein Widerstandszentrum hat (Sander et al., 2011). Die meisten in der medizinischen Literatur gefundenen früheren Studien weisen darauf hin, dass das Widerstandszentrum des Dental-Oberkieferkomplexes ungefähr am Zusammenfluss des maxillären Jochfortsatzes und des Jochbeins liegt (Kubein et al., 1984; Präger et al., 2014; Wichelhaus et al., 1995). Die überwiegende Anzahl der Studien wurde im Zusammenhang mit der Anwendung kieferorthopädischer Therapie auf den Oberkiefer durchgeführt. Bei der Bestimmung des exakten Widerstandszentrums des Naso-Maxillären-Komplexes gelangten Wissenschaftler zu unterschiedlichen Ergebnissen.

Die Bestimmung des Widerstandszentrums des Naso-Maxillären-Komplexes im Rahmen der Behandlung von kraniofazialen Fehlbildungen durch Knochenverlängerung wird in der Literatur erwähnt oder untersucht (Ahn et al., 2009; Zhou et al., 2004), wobei stets die

Bedeutung der richtigen Zugkrafttrichtung bei der Behandlung mittels Knochenverlängerung betont wird (Lee et al., 1997; Tanne et al., 1995; Tanne et al., 1989).

1.5 Bedeutung der körperlichen Bewegung des Nasenkieferkomplexes

Aufgrund der anatomischen Korrelation mehrerer wichtiger Organe mit dem Naso-Maxillären-Komplex ist es bei der Knochenverlängerung erforderlich, möglichst präzise gesteuerte Kräfte zu benutzen, denn bei einer unregulierten Bewegung kann es zu einer kosmetischen und funktionellen Insuffizienz kommen (Shetye et al., 2009). So erfordert beispielsweise das Anbringen des Oberkiefers an diesem Komplex, dass die Okklusion am Ende der Behandlung harmonisch bleibt. Falls keine kontrollierte Rotation des Komplexes in allen Ebenen auftritt, kann dies zu einer Dysfunktion in der sagittalen (offener Biss oder Deckbiss) oder koronalen Ebene (seitlicher Kreuzbiss oder Non-Okklusion) führen (Gateno et al., 2003; Hierl et al., 2000; Hierl et al., 2011). Außerdem entstehen kosmetische Probleme, die sich aus der Unharmonie der Gesichtskomponenten untereinander ergeben, wie z. B. die Überlänge des unteren Drittels des Gesichts im Zusammenhang mit dem offenen Biss oder ein Stirnvorsprung, wenn der Stirnknochen mit durchtrennt wurde.

1.6 Physikalische Konzepte der Festkörpermechanik

Starre Körper sind Körper, deren Form, unabhängig von den auf sie einwirkenden äußeren Kräften, unveränderbar ist. Die Bewegung freier starrer Körper erfolgt entweder rotatorisch oder translatorisch, entscheidend ist der Durchgang des Kraftstrahls in Bezug auf den Schwerpunkt dieses Körpers.

1.6.1 Widerstandszentrum

Starre Körper, die nicht frei sondern gestützt sind, weisen je nach Stützumgebung ein sogenanntes Widerstandszentrum (WZ) auf. Dieses variiert in Abhängigkeit von der Form und Substanz des Körpers und der Stützumgebung. Beispielsweise haben Zähne, die sich innerhalb des alveolären Knochens und des Periodonts befinden, bei der Bewegung im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung ein sogenanntes Widerstandszentrum des Zahns. Im Allgemeinen weicht das Widerstandszentrum je nach Stützumgebung deutlich von der Lokalisation des Schwerpunkts eines freien starren Körpers ab. Es steht

jedoch in Beziehung zum gestützten Körper, während der Schwerpunkt des Körpers nur für den nicht abgestützten freien Körper gilt.

Das Widerstandszentrum variiert in Abhängigkeit von mehreren Faktoren. So ist z. B. das WZ des Zahnes abhängig von:

1. Anzahl und Form der Zahnwurzeln.
2. Höhe des Alveolarknochens, der den Zahn umgibt.
3. Unterschied im periodontalen Gewebe in Bezug auf Größe und Dichte.

Auf diesem Ansatz basierend ist zu überlegen, welche Faktoren das Widerstandszentrum des Naso-Maxillären-Komplexes beeinflussen, wenn beim Prozess der Knochenverlängerung Spannung entsteht. (Kubein et al., 1984; Moyers, 1988; Nanda et. al., 2005; Sander et al., 2011).

1.6.2 Rotationszentrum

Das Rotationszentrum (RZ) ist ein virtuelles Zentrum, um das sich das Objekt dreht, das den Rotationskräften ausgesetzt ist. Das RZ kann sich außerhalb dieses Körpers oder weit davon entfernt befinden. Um das RZ zu bestimmen, wird die Erst- und Endposition des bewegten Objekts benötigt. Je weiter das Rotationszentrum des Körpers von diesem entfernt ist, desto mehr ist eine körperliche oder rein translatorische Bewegung zu erwarten. Die Bewegung des Körpers wird zu rein körperlicher Bewegung, wenn das Rotationszentrum im Unendlichen liegt (Kubein et al., 1984; Moyers, 1988; Nanda, 1978; Nanda et. al., 2005; Sander et al., 2011).

1.7 Biomechanik der kraniofazialen Knochenverlängerung

Die Knochenverlängerung hängt von der Eigenschaft ab, dass der zwischen den Enden der Fraktur (Osteotomielinie) oder der Knochensegmente gebildete Kallus auf die Zugkräfte reagiert, indem in der Region zusätzlicher Kallus erzeugt wird, wenn die Kraft häufig und in angemessener Größe sowie geeigneter Frequenz angewandt wird. Die Zugkraft, die der Distraktor im Oberkiefer benötigt, beträgt etwa 10 N (Polley et al., 1998) und das erforderliche Drehmoment liegt zwischen 14 und 18 Ncm (Robinson et al., 2001).

Es ist sehr schwierig, vorherzusagen, auf wie viel Widerstand das System stoßen wird, da die Gewebekomponenten, die zusammen mit dem Knochen gedehnt werden, sehr unterschiedlich sind. Die Richtung der Kraft, die zur Verlängerung des Knochens verwendet wird, ist von großer Bedeutung. Denn wenn die Richtung des Kraftpfeils angepasst wird, dann führt dies zu zufriedenstellenden Ergebnissen und zu weniger Überlastung des Distraktors, sodass weniger Befestigungspunkte erforderlich sind. Dem Therapieplan entsprechend muss der Typ des Distraktors (intern oder extern) gewählt werden, um eine gezielte Zugkraft auszuüben (Hierl et al., 2000; Roldan et al., 2011; Yu et al., 2004).

1.8 Finite-Elemente-Methode

Das Prinzip der finiten Elemente basiert auf der Aufteilung großer, komplexer Elemente in einfache, kleinere Elemente. Dieser Vorgang wird als Diskretisierung bezeichnet. Auf diese Weise können die externen Variablen, die auf diese einfachen, kleinen Objekte angewandt werden, leichter berechnet werden. Alle diese einfachen Elemente sind durch Knoten miteinander verbunden. Auf diese Weise kann die Aufbringung einer bestimmten Kraft, wie Druck, Spannung oder Scherkräfte, auf einen großen komplexen Körper für jeden Knoten und jede Oberfläche ermittelt werden. Die Summe der durchschnittlichen Kräfte auf alle Knoten und Oberflächen wird berechnet, und damit die komplette Auswirkung auf den ganzen Körper wird berechnet. Durch die Verwendung von finiten Elementen im medizinischen Bereich, insbesondere bei der Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften von Geweben und medizinischen Geräten, konnten viele Probleme gelöst werden. Zudem wurden wesentliche Ergebnisse erzielt im Hinblick auf die Entwicklung der Arbeitsweise dieser Geräte oder spezifische therapeutische Arbeitstechniken, wofür es zahlreiche Beispiele gibt. Der Datenanalyseprozess für die Arbeit mit der Finite-Elemente-Methode (FEM) durchläuft mehrere Programmierstufen. Es beginnt mit dem Herunterladen dreidimensionaler Daten von Röntgenbildern als Rohdaten, z. B. Digitale Volumetomographie (DVT), Computertomographie-Scan (CT-Scan) oder Magnetresonanztomographie (MRT), wobei diese Daten über- und verarbeitet werden. Anschließend werden virtuelle Prototypen von anderen Programmen übertragen, die komplexe Daten in einfache Objekte umwandeln, bei denen der erforderliche Simulationsprozess mit der Technologie der finiten Elemente beginnt (Heine, 2005).

1.8.1 Finite Elemente im Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

Da mechanische Eigenschaften des menschlichen Skeletts nicht im Labor untersucht werden können, hat die FEM ihre Anwendung in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (MKG) gefunden, ebenso wie in vielen anderen Feldern. In der MKG sind die biomechanischen Eigenschaften der verschiedenen Komponenten des Gesichts von wesentlicher Bedeutung, um die Komplexität der Behandlung zu verstehen. Die Finite-Elemente-Analyse (FEA) wird häufig von verschiedenen Forschern zur Analyse von Spannungen und Dehnungen in komplexen mechanischen Systemen verwendet. Das betrifft viele Bereiche in der MKG, wie Traumatologie, orthognatische Chirurgie, rekonstruktive Chirurgie und Implantologie, wie der aktuellen Literatur größtenteils zu entnehmen ist. Methodik und Ergebnisse von Forschungsarbeiten, wie z. B. der Pathomechanismus von Frakturen, das optimale Identifizieren der Osteosynthesemethoden, das Planen der rekonstruktiven Operationen und das Konstruieren der intraossären Implantate oder Osteosyntheseelemente, konnten auf Basis der Finite-Elemente Methode voroperativ berechnet, analysiert und hergestellt werden, was zu einem reduzierten chirurgischen Aufwand und weniger postoperativen Komplikationen führte (Korioth et al., 1997; Lisiak-Myszke et al., 2020).

1.9 Fragestellung und Ziele

Die Distraktionsosteogenese im Sinne der Knochenverlängerung stellt bei der Fehlbildungstherapie in der MKG eine unverzichtbare Behandlungsmethode dar, wenn der Distraktor korrekt eingebracht und eingestellt werden kann. Die Zug- oder Druckkräfte des Distraktors sollen nach langzeitiger aufwändiger chirurgischer Behandlung den segmentierten knöchernen Teil in die geplante Lage bringen, mit nur sehr geringer Abweichung von der geplanten Zuglinie.

Im Rahmen einer FEA sollte das biomechanische Verhalten der gezogenen Teile beurteilt werden. Dazu wurden drei verschiedene Modelle erstellt, anhand derer die folgenden Fragestellungen beantwortet werden können:

- 1- Wo liegen die Rotationszentren der verschiedenen Knochensegmente (LeFort-I, II, III) bei der Knochenverlängerung?

- 2- Können die Zugkräfte eines Distraktors bei allen drei verschiedenen Osteotomien realitätsnah simuliert werden und haben diese signifikante jedoch klinisch kaum wahrnehmbare Auswirkungen auf die Hart- bzw. Weichgewebe?
- 3- Wie beeinflussen die Elastizität des Kallus und der Weichgewebe die Lageänderungen der Rotationszentren in jedem Modell?

2. Material und Methode

2.1 Ausgangsmodell

Ein 3D-Modell eines menschlichen Gesichts wurde erstellt, indem Primärdaten von einer Computertomographie des Kopfes einer anonymisierten jungen Patientin (22 Jahre alt) übertragen wurden. Dieses wies keine Entwicklungsstörungen oder Defekte in der Kopfregion auf. Die radiologischen Schnitt-Bildserien wurden als 3D-Rohdaten in das Programm Mimics Research 21.0 (Materialise NV, Leuven, Belgien) importiert, wobei vier Masken entsprechend der verschiedenen Gewebe identifiziert wurden: Gesichteweichgewebe, Zähne, kortikaler Knochen und spongöser Knochen. Die Morphogenese aller vier Masken wurde auf allen Ebenen (sagittal, vertikal und horizontal) nach anatomischen Gesichtspunkten überarbeitet. Danach wurden alle Masken in das Programm 3-Matic Research Versionen 13.0 und 15.0 (Materialise NV) importiert, wo weitere anatomische Fehler behoben wurden und das Oberflächennetz (Mesh) in Dreiecken, nach der Glättung aller Oberflächen bei allen Modellen, generiert wurde. Die Kantenlänge der Dreiecke des Netzes betrug in der Osteotomielinie 0,5 bis 12 mm bei den Schädeloberflächen. Dazwischen lagen alle anderen knöchernen Strukturen, wie z. B. Sieb- und Jochbein, Oberkiefer oder Zähne. Auf diese Weise entstand ein Master-Modell mit 849.921 Elementen und 221.064 Knoten (s. Abb. 1).

Von dem Master-Modell wurden drei Kopien angefertigt, um alle chirurgischen Schnitte (LeFort-I bis III) simulieren zu können. Alle Osteotomielinien wurden mit einer Dicke von 1,0 mm simuliert (s. Abbildungen 2-4). Anschließend sind alle anderen Masken (Weichgewebe, Zähne und Spongiosa) bei jedem Modell angepasst worden. Alle Modelle wurden zum Abschluss in das FE-Softwarepaket MSC.Marc/Mentat 2015 (MSC.Software, Santa Ana, Kalifornien, USA) importiert. Die Zuordnung der Materialeigenschaften ist Tabelle 1 zu entnehmen.

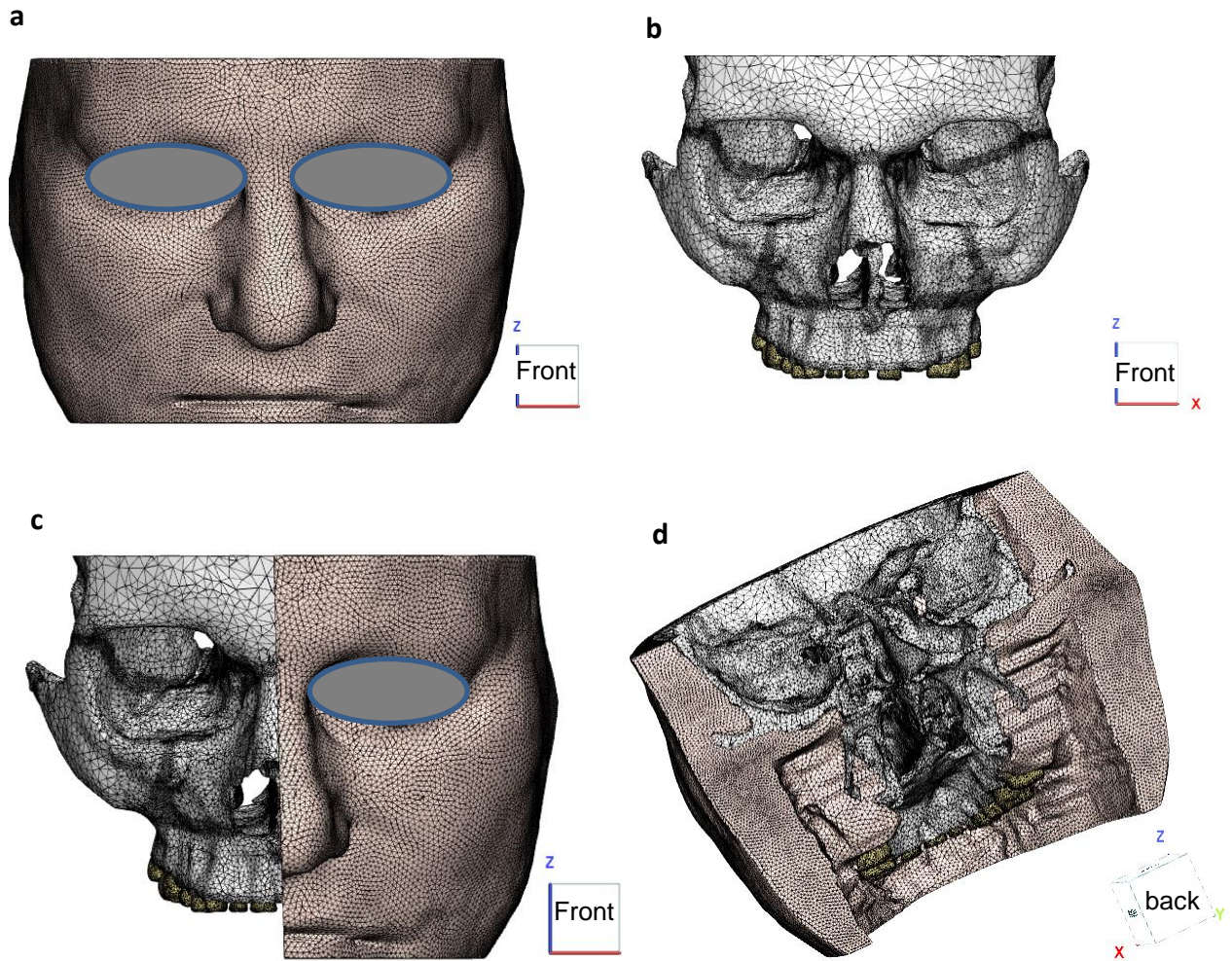


Abb. 1: Das komplett hergestellte Master-Modell nach der Bearbeitung und Fehlerbehebung. Das Modell betrifft hauptsächlich das Mittelgesicht **a**: frontale Ansicht des Modells, wobei die Augen verblendet wurden, um die Anonymität der Patientin zu gewährleisten. **b**: Ausblendung der Weichteile, sodass hier die beiden Masken der kortikalen Knochen und der Zähne abgebildet sind. Der spongiöse Knochen ist vom kortikalen Knochen überlagert. Auf dem Modell ist die kleine Geometrie des Netzes in der Lage der Osteotomien erkennbar. **c**: Überlappung aller Masken, wobei auf einer Hälfte die Weichteile ausgeblendet sind. **d**: schräge Ansicht der hinteren Seite: die Genauigkeit beim Modellieren ist zu sehen, z. B. die knöcherne Formation des Siebbeins.

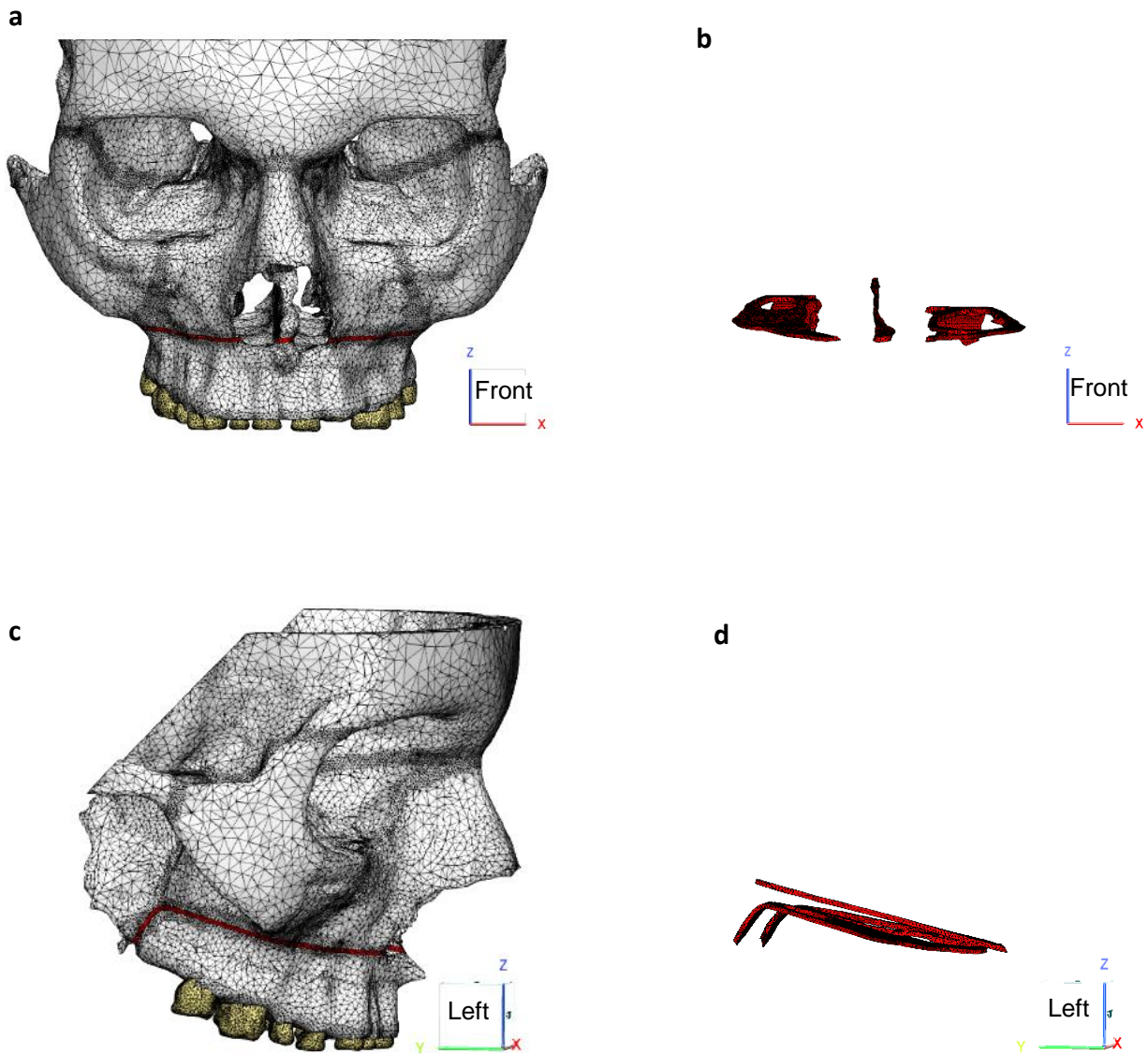


Abb. 2: Darstellung der LeFort-I-Osteotomie am kortikalen Knochen. **a:** Die Schnittlinie verläuft oberhalb der Maxilla lateral zum Nasenloch bis zum pterygoidea Prozessus des Keilbeins. Die Osteotomielinie trennt das Modell (ohne Weichteile) in zwei Komponenten: Schädelkomponente (oben) und maxilläre Komponente (unten). **b:** Ausblendung des Modells von a, bis auf die LeFort-I-Linie, frontale Ansicht. **c:** laterale Ansicht der Schnittlinie LeFort-I. **d:** Ausblendung des Modells von c, bis auf die LeFort-I-Linie, laterale Ansicht.

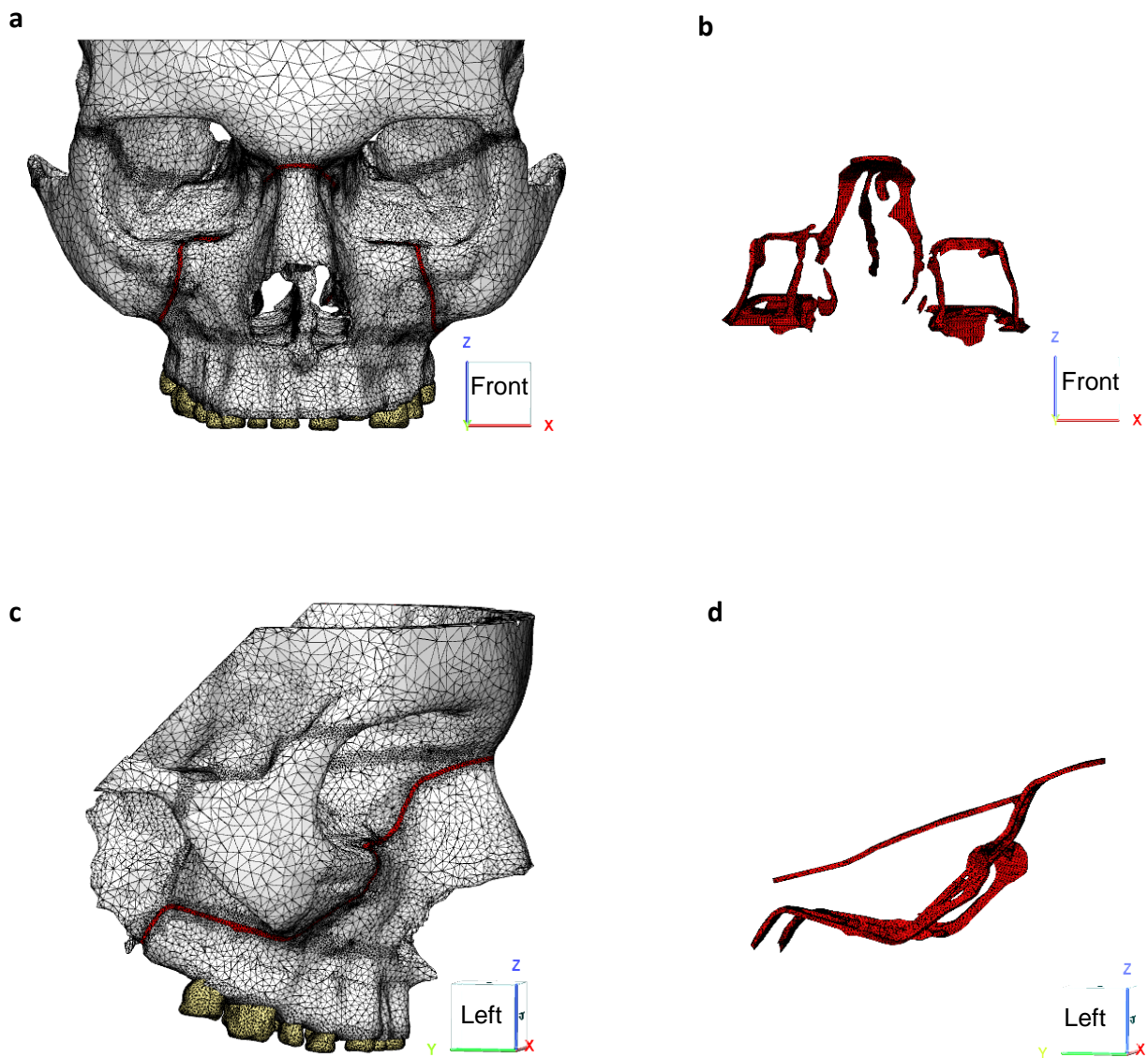


Abb. 3: Darstellung der LeFort-II-Osteotomie am kortikalen Knochen. **a:** Die Schnittlinie verläuft oberhalb des Nasenknochens entlang des lateralen Randes der Orbita zur frontalen Jochbein-Maxilla-Naht lateral der infra-orbital Foramen und vereinigt sich dann mit der Schnittlinie LeFort-I-Osteotomie. Die Osteotomielinie trennt das Modell (ohne Weichteile) in zwei Komponenten: Schädelkomponente (oben) und maxilläre Komponente (unten). **b:** Ausblendung des Modells von a, bis auf die LeFort-II-Linie, frontale Ansicht. **c:** laterale Ansicht der Schnittlinie LeFort-II. **d:** Ausblendung des Modells von c, bis auf die LeFort-II-Linie, laterale Ansicht.

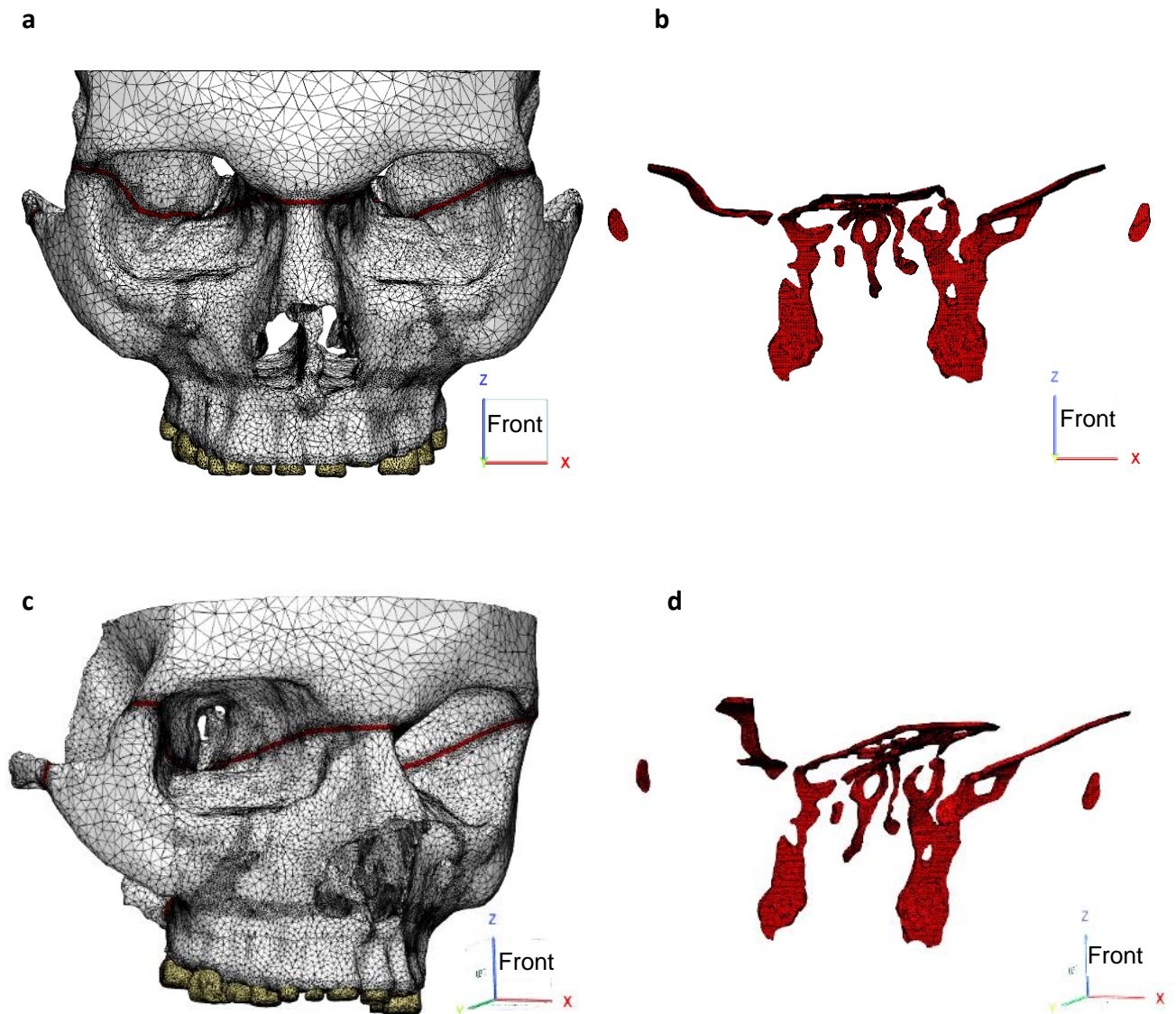


Abb. 4: Darstellung der LeFort-III-Osteotomie am kortikalen Knochen. **a:** Die Schnittlinie verläuft oberhalb des Nasenknochens am lateralen Rand der Orbita entlang zur Fissura orbitalis inferior, dann lateral zur Sutura zygomaticofrontalis in die Fossa infratemporalis. Am Ende vereinigt sie sich mit der Schnittlinie der LeFort-I-Osteotomie. Die Osteotomielinie trennt das Modell (ohne Weichteile) in zwei Komponenten: Schädelkomponente (oben) und maxilläre Komponente (unten). **b:** Ausblendung des Modells von a, bis auf die LeFort-III-Linie, frontale Ansicht. **c:** laterale Ansicht der Schnittlinie LeFort-III. **d:** Ausblendung des Modells von c, bis auf die LeFort-III-Linie, laterale Ansicht.

2.2 Materialeigenschaften

Die Materialeigenschaften aller Bestandteile des Master-Modells wurden zum Großteil der Literatur entnommen (Abé et al., 1996; Bourauel et al., 2012; Stahl et al., 2009). Für den Kallus im Gesichtsbereich wurden keine Werte bei ähnlichen Prozeduren am Knochen (Osteotomie) gefunden. Bei den Simulationen wurden zwei Werte benutzt (10 und 500 MPa). Damit wurden die Ergebnisse in den verschiedenen Simulationen beobachtet.

Tab. 1: Die in den FE-Simulationen verwendeten E-Moduln der einzelnen Modellbestandteile. Die Querkontraktionszahl betrug bei allen Modellbestandteilen 0,3.

| Bestandteil | Zähne | Kortikalis | Spongiosa | Kallus | Weichge- webe |
|---------------|-------|------------|-----------|--------|------------------|
| E-Modul (MPa) | 20000 | 18000 | 1000 | 10/500 | 100 |

2.3 Kontaktparameter

Das verwendete FE-Paket unterscheidet zwischen zwei verschiedenen Kontakt-Zuständen bei der Simulation von benachbarten aber nicht direkt verbundenen Kontaktkörpern: „touching“ (gleitender Kontakt) und „glue“ (geklebter Kontakt). Bei beiden Kontakt-Zuständen wird eine gegenseitige Durchdringung der beteiligten Strukturen unterbunden. Beim gleitenden Kontakt können sich die Oberflächen der beteiligten Strukturen relativ zueinander bewegen, sich berühren und sich wieder lösen. Beim geklebten Kontakt können sich die beteiligten Komponenten relativ zueinander bewegen, solange sich ihre Oberflächen nicht berühren. Kommen allerdings Knoten auf einer Oberfläche in Kontakt mit Elementseiten auf einer zweiten Oberfläche, so wird ihre relative Position zueinander fixiert, und Relativbewegungen (inklusive Trennung der Oberflächen) werden im Weiteren unterbunden. Zusätzlich ist es beim geklebten Kontakt möglich, einzelne Bereiche von der Klebung auszunehmen („glue deactivation“), so dass in diesen Bereichen nur ein gleitender Kontakt verwendet wird. Dies ist notwendig, da die Wahl zwischen gleitendem und geklebtem Kontakt für jedes Paar von Kontaktkörpern separat getroffen wird und dann für alle Kontakte dieses Paares gilt.

In der vorliegenden Arbeit wurden alle Komponenten in die folgenden vier Kontaktkörper eingeteilt: Maxilläre Komponente, Schädelkomponente, Osteotomielinie und Weichteilkomponente. Der Kontakt zwischen den Komponenten wurde in drei verschiedenen Varianten konfiguriert:

- „normal“: entsprechend der biologischen Situation der ersten nachchirurgischen Phase (Tabelle 2); Bereiche zwischen Wange und Zähnen und Alveolarkamm wurden mittels „glue deactivation“ von der Klebung ausgenommen,
- „ohne Weichteile“: idealisierte Situation ohne Weichgewebe, alle anderen Kontakte wie in Tabelle 2, und
- „berührend“: jeweils gleitender Kontakt zwischen Weichgewebe und den anderen Komponenten (Tabelle 3).

Tab. 2: Simulationen mit normalen biologischen Kontaktparametern.

| Bestandteile | Maxilläre Komponente | Schädelkomponente | Osteotomielinie | Weichteilkomponente |
|----------------------|----------------------|-------------------|-----------------|---------------------|
| Maxilläre Komponente | | | G | G |
| Schädelkomponente | | | T | G |
| Osteotomielinie | G | T | | T |
| Weichteilkomponente | G | G | T | |

Tab. 3: Kontaktparameter in den Simulationen, wenn die Weichteilkomponente die anderen Bestandteile des Modells nur berührt.

| Bestandteile | Maxilläre Komponente | Schädelkomponente | Osteotomielinie | Weichteilkomponente |
|----------------------|----------------------|-------------------|-----------------|---------------------|
| Maxilläre Komponente | | | G | T |
| Schädelkomponente | | | T | T |
| Osteotomielinie | G | T | | T |
| Weichteilkomponente | T | T | T | |

2.4 Durchgeführte Simulationen

Mit zwei verschiedenen Kalluswerten und drei verschiedenen Kontaktkonfigurationen wurden mit allen drei Osteotomie-Modellen insgesamt 18 Simulationen durchgeführt, wobei die Osteodistraktion mittels eines Distraktors erfolgte, der die Zugkraft links und rechts appliziert hat, um die Knochenverlängerung nach dem chirurgischen Eingriff zu simulieren. Um die Zugkraft eines Distraktors auf die maxilläre Komponente zu simulieren, wurden in allen Modellen bestimmte Kontrollpunkte, wie nachfolgend beschrieben, ausgewählt:

Im LeFort-I-Modell wurden zwei symmetrische Kontrollpunkte unterhalb der Osteotomielinie ca. 1,5 cm lateral vom knöchernen nasalen Loch (Apertura piriformis) und unterhalb des Foramen infraorbitale bestimmt und dupliziert. Die duplizierten Punkte wurden in der sagittalen Ebene (Y-Achse) um 5 cm nach vorne verlagert. Diese wurden später als Starrkörperelemente (engl. Rigid Body Elements, RBEs) identifiziert. Dann

MSC Software

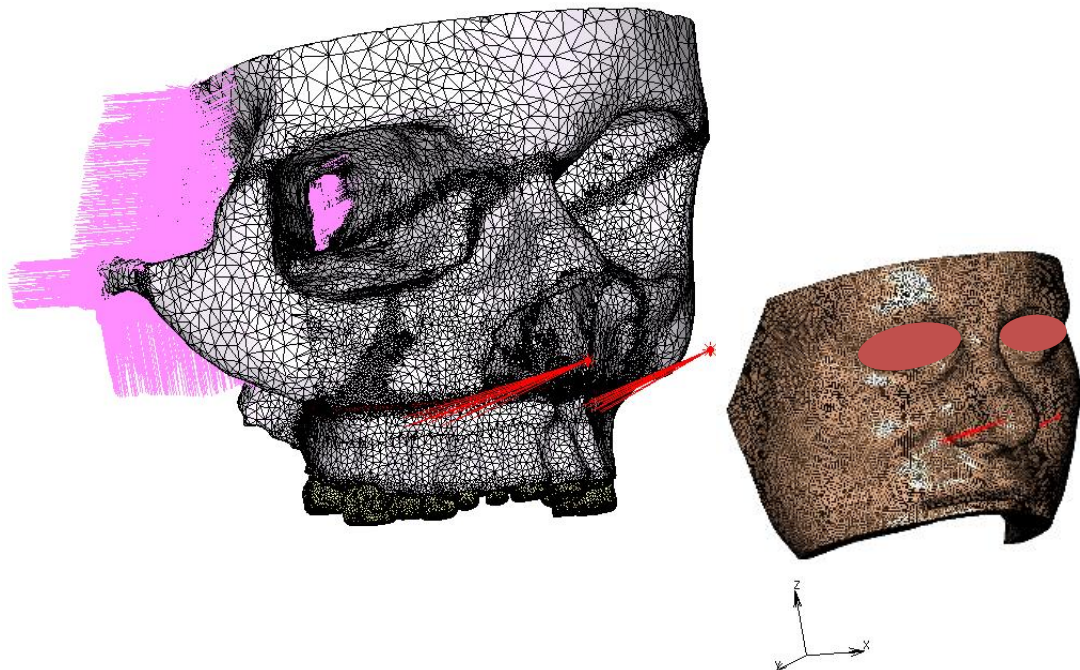


Abb. 5: Darstellung der Zugpunkte eines Distraktors bei den LeFort-I-Simulationen. Hier wurden von zwei Rigid Body Elements (RBEs) sechs Zugkraftlinien zu sechs Einsatzpunkten auf der Maxilla, die eine sechslöcherige lange osteosynthetische Platte simulierten, gezogen. Eine Fixierung des Modells in allen Richtungen (X, Y, Z) ist auch dargestellt (lila Farbe). Daneben befindet sich das gleiche Modell mit Einblendung der Weichteile.

wurden sechs Ansatzpunkte um die Kontrollpunkte auf der maxillären Komponente gewählt und von den RBE-Punkten wurden sechs Zugkraftlinien zu diesen sechs Punkten, die klinisch eine osteosynthetische eingeschraubte Platte simulierten, gezogen (s. Abb. 5).

Bei den LeFort-II-Simulationen wurden zwei Kontrollpunkte auf der maxillären Komponente gewählt, die oberhalb der Kontrollpunkte des LeFort-I-Modells in sagittaler Ebene sowie zwischen dem Foramen infraorbitale und dem knöchernen Rand des Nasenloches rechts und links lagen. Es wurde das gleiche Verfahren wie im LeFort-I-Modell angewandt, um die RBEs zu bestimmen. Von diesen Punkten wurden sechs Zugkraftlinien zu sechs ausgewählten Punkten auf der maxillären Komponente, die eine sechs-löcherige osteosynthetische runde Platte simulierten, gezogen (s. Abb. 6).

MSC Software

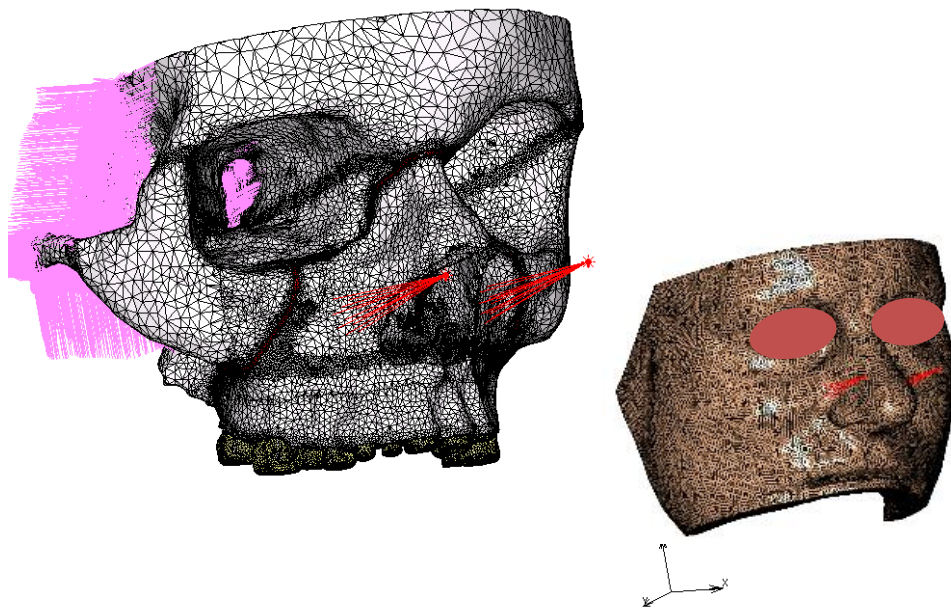


Abb. 6: Darstellung der Zugpunkte eines Distraktors bei den LeFort-II-Simulationen. Hier wurden von zwei RBEs sechs Zugkraftlinien zu sechs Einsatzpunkten auf der Maxilla, die eine sechslöcherige osteosynthetische runde Platte simulierten, gezogen. Eine Fixierung des Modells in allen Richtungen (X, Y, Z) ist auch dargestellt (lila Farbe). Daneben befindet sich das gleiche Modell mit Einblendung der Weichteile.

Bei den LeFort-III-Simulationen wurden vier Kontrollpunkte ausgewählt, jeweils zwei links und rechts auf zwei verschiedenen horizontalen Ebenen. In der Mitte des Jochbeins wurden zwei Punkte im Abstand vom ca. 3 cm lateral zum Foramen infraorbitale bestimmt, die als ‚obere Punkte‘ bezeichnet wurden. Die ‚unteren Punkte‘ stimmten mit den Kontrollpunkten im LeFort-I-Modell überein (s. Abb. 5). Alle Kontrollpunkte wurden kopiert, wobei die unteren Punkte sagittal (Y-Achse) 5 cm nach vorne verlagert wurden. Die Kopien der oberen Punkte wurden in der gleichen Ebene so verlagert, dass sich alle vier RBEs in einer koronalen Ebene befanden, um die Funktion eines einzelnen Distraktors zu simulieren. Das gesamte knöcherne Modell wurde in allen Räumen (X, Y, Z) fixiert (lila Farbe, s. Abb. 7).

MSC Software

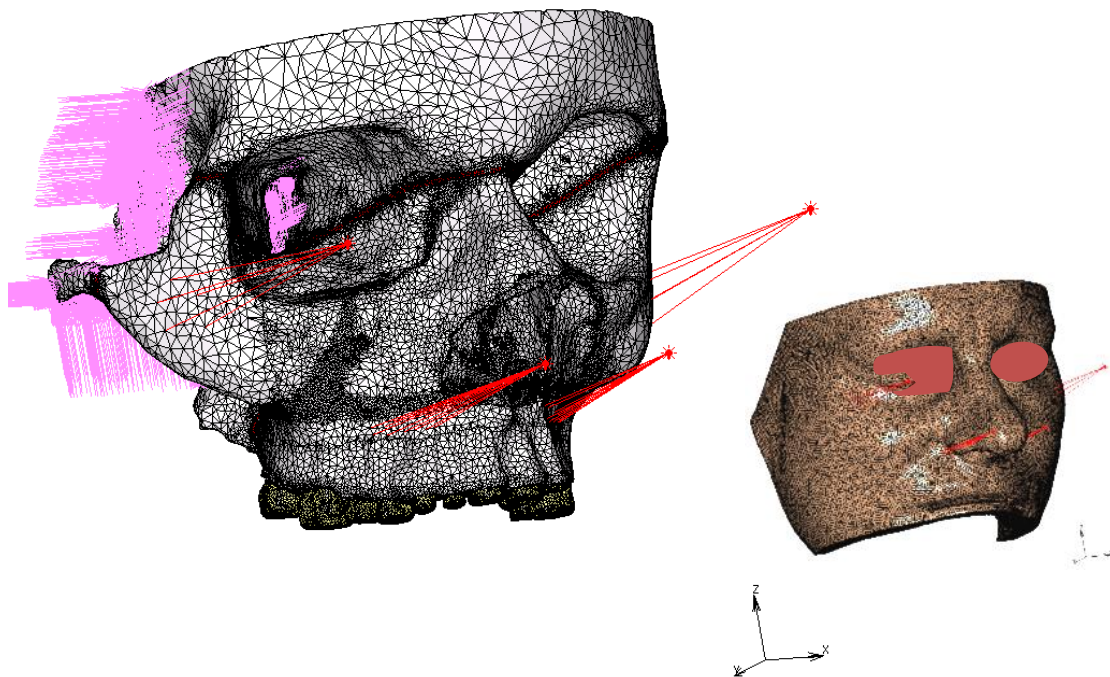


Abb. 7: Darstellung der Zugpunkte eines Distraktors bei den LeFort-III-Simulationen. Hier wurden von vier RBEs sechs Zugkraftlinien zu jeweils sechs Einsatzpunkten auf der Maxilla und dem Jochbein, die eine sechslöchrige osteosynthetische runde Platte simulierten, gezogen. Eine Fixierung des Modells in allen Richtungen (X, Y, Z) ist auch dargestellt (lila Farbe). Daneben befindet sich das gleiche Modell mit Einblendung der Weichteile.

Unter ‚Boundary Conditions‘ wurden bei allen Simulationen zwei Voraussetzungen vorgegeben: die Befestigung (Attachment X, Y und Z) des hinteren oberen Teils des knöchernen Modells, wie zuvor gezeigt, und eine Verschiebung (Displacement) um 0,5 mm in der sagittalen Ebene (Y-Achse). Bei jedem Modell (LeFort-I, II und III) wurden sechs Simulationen durchgeführt. Die Kontaktparameter für das Weichgewebe wurden folgendermaßen gewählt: normal, ohne Weichteile und die Weichteile berühren die anderen Komponenten. Für die Elastizität des Kallus (Osteotomielinie) wurden zwei Varianten festgelegt: 10 MPa und 500 MPa.

3. Ergebnisse

Aus den ermittelten Ergebnisse der 18 Simulationen konnten drei biomechanische Parameter extrahiert werden: erstens die Lage des Rotationszentrums der maxillären Komponente, die sich in den Simulationen als zweiteilige Komponente verhalten hat, zweitens die Verschiebungen der Bestandteile in allen drei Raumrichtungen (X, Y, Z) und drittens die Dehnungen bzw. Verzerrungen der Osteotomielinien. Um die Ergebnisse später leichter beschreiben zu können, wurden die in Tabelle 4 aufgeführten Abkürzungen verwendet, wobei die Kontaktparameter der Weichteile mit den anderen Bestandteilen des Modells und dem Elastizitätsmodul (E-Modul) des Kallus angegeben werden.

Tab. 4: Die bei den verschiedenen Simulationen verwendeten Abkürzungen. Bei jeder Simulation wurden drei Elemente angegeben: Art der Osteotomie, Kontaktparameter der Weichteile und Elastizitätsmodul des Kallus. Der ersten Zeile ist die Bildung der Abkürzungen zu entnehmen (fettgedruckt).

| Simulation | Kontaktparameter der Weichteile | E-Modul des Kallus MPa | Benutzte Abkürzung |
|-------------------|--|-------------------------------|---------------------------|
| LeFort-I | normale Weichteile | 10 | LeF.I.nW.10 |
| LeFort-I | normale Weichteil | 500 | LeF.I.nW.500 |
| LeFort-I | ohne Weichteile | 10 | LeF.I.oW.10 |
| LeFort-I | ohne Weichteile | 500 | LeF.I.oW.500 |
| LeFort-I | berührende Weichteile | 10 | LeF.I.aW.10 |
| LeFort-I | berührende Weichteile | 500 | LeF.I.aW.500 |
| LeFort-II | normale Weichteile | 10 | LeF.II.nW.10 |
| LeFort-II | normale Weichteile | 500 | LeF.II.nW.500 |
| LeFort-II | ohne Weichteile | 10 | LeF.II.oW.10 |
| LeFort-II | ohne Weichteile | 500 | LeF.II.oW.500 |
| LeFort-II | berührende Weichteile | 10 | LeF.II.aW.10 |
| LeFort-II | berührende Weichteile | 500 | LeF.II.aW.500 |
| LeFort-III | normale Weichteile | 10 | LeF.III.nW.10 |
| LeFort-III | normale Weichteile | 500 | LeF.III.nW.500 |
| LeFort-III | ohne Weichteile | 10 | LeF.III.oW.10 |
| LeFort-III | ohne Weichteile | 500 | LeF.III.oW.500 |
| LeFort-III | berührende Weichteile | 10 | LeF.III.aW.10 |
| LeFort-III | berührende Weichteile | 500 | LeF.III.aW.500 |

3.1 Bestimmung des Rotationszentrums

Bei jeder Verschiebung haben alle maxillären Komponenten in den Simulationen eine schrittweise Rotationsbewegung in der sagittalen Ebene gezeigt. Hieraus entstanden in der sagittalen Ebene stets zwei Rotationszentren auf der linken und rechten Seite, die nicht ganz symmetrisch waren. Mit Hilfe der Rotationsspuren der verschiedenfarbigen Segmente konnte man einen Kreis zeichnen und damit das Zentrum des Kreises als Rotationszentrum der maxillären Komponenten in jeder Richtung bestimmen. Im Folgenden werden die Ergebnisse für jede Osteotomie-Serie dargestellt.

3.1.1 LeFort-I-Simulationen

In der Simulation LeF.I.nW.10 waren die Rotationszentren auf der rechten und linken Seite fast symmetrisch. Die Rotationsachse der maxilläre Komponente verlief durch einen Punkt, der über der Frankfurter Ebene und auf dem oberen mesialen Rand der pterygo-maxillären Fissura lag (s. Abbildungen 8 und 9).

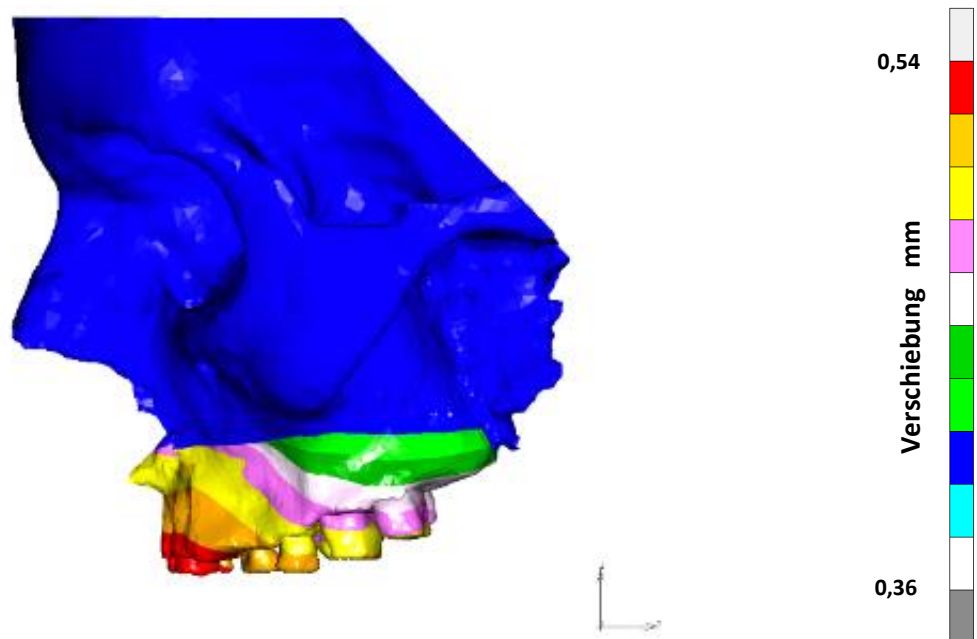


Abb. 8: Schrittweise Verschiebung der maxillären Komponente bei der Simulation LeF.I.nW.10, linke Seite. Hier sind die Rotationsspuren als verschiedenfarbige Segmente dargestellt. Der Skala auf der rechten Seite sind die jeweiligen Verschiebungswerte zwischen 0,36 und 0,54 mm farblich kodiert zu entnehmen.

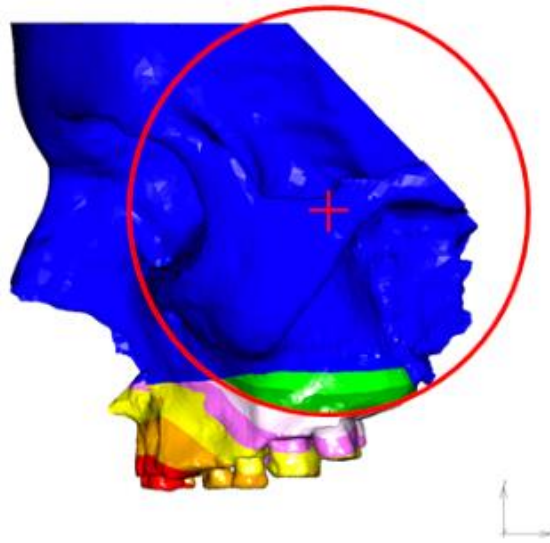


Abb. 9: Darstellung des Rotationszentrums bei der Simulation LeF.I.nW.10, linke Seite. Zeichnung eines Kreises entlang einer der klaren Rotationsspuren. Das Kreiszentrum entspricht dem Rotationszentrum (RZ). Hier lag das RZ an einer Achse, die durch den mesialen superioren Rand der linken pterygo-maxillären Fissura verläuft.

Um die Änderung des Rotationszentrums in den verschiedenen Simulationen miteinander vergleichen zu können, sollten klare Referenzen benutzt werden, die in allen Modellen dargestellt werden können. Hier wurden vier Referenzen verwendet. Die erste war die Frankfurter Ebene (deutsche Ebene). Diese liegt normalerweise zwischen zwei anatomischen Punkten, die auf dem normalen Modell vor der Trimmung gut lokalisiert werden konnten: dem niedrigsten Punkt auf dem knöchernen Rand der Orbita („Or“) und dem höchsten Punkt auf dem knöchernen Rand des Meatus acusticus externus, dem Porion („Po“). In der vorliegenden Studie lagen alle Rotationszentren oberhalb der Frankfurter Ebene. Die zweite Referenz war die Linie Nasion – A Punkt (tiefster Punkt der anterioren Kontur des Oberkieferalveolarfortsatzes in der Median-Sagittal-Ebene). In diesem Modell betrug der Winkel zwischen der Frankfurter Ebene und der Linie N-A: 90 Grad, wodurch es auch nach der Trimmung des Modells einfach war, die Frankfurter Ebene in alle Simulationen zu übertragen (s. Abb. 10). Die Trimmung des Master-Modells erfolgte vor den Simulationen, um die Berechnungszeit und die Fehler zu minimieren.

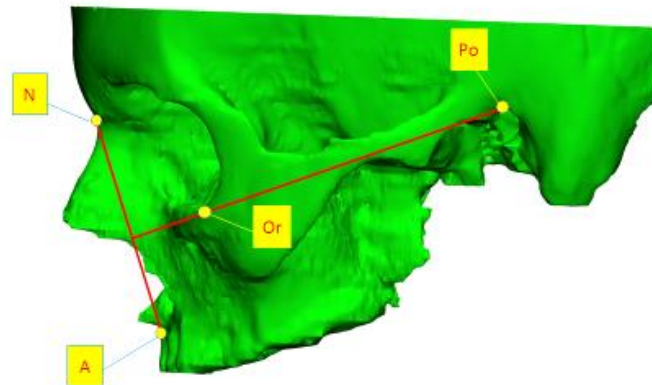


Abb. 10: Anatomische Lage der Frankfurter Horizontale im Modell vor der Trimmung in der Modellierungsphase. Die standardisierte Frankfurter Ebene verläuft zwischen zwei anatomischen Punkten: infraorbital (Or), dem niedrigsten Punkt auf dem knöchernen Rand der Orbita, und Porion (Po), dem höchsten Punkt auf dem knöchernen Rand des Meatus acusticus externus. In diesem Modell betrug der Winkel zwischen der Frankfurter Ebene und der Linie N-A (Nasion – Punkt A): 90° .

Die dritte Referenz war die Linie vom klinischen Zugkraftpunkt (ZP) auf der maxillären Komponente zum Rotationszentrum (RZ). Der Schnittpunkt zwischen der ersten und der dritten Referenz wurde in der vorliegenden Arbeit als ‚FR‘ bezeichnet. Die vierte Referenz war die Linie zwischen Punkt A und RZ (s. Abb. 11). Mit diesen Referenzen wurden in jeder Simulation drei Werte berechnet, ein Verhältnis und zwei Winkel, die mehr Informationen bezüglich der Lageänderung des RZ bei den verschiedenen Simulationen lieferten. Das Verhältnis war der Abstand zwischen den Punkten RZ und FR geteilt durch den Abstand zwischen den Punkten N und A ($RZ-FR/N-A$). Der erste Winkel entstand zwischen der Frankfurter Horizontale Or-Po und der Linie RZ-ZP (innerer Winkel) und der zweite zwischen der Frankfurter Horizontale und der Linie RZ-A (innerer Winkel). Verhältnis und Winkel wurden jeweils auf der rechten und der linken Seite separat gemessen und der Mittelwert wurde für jede Simulation übermittelt.

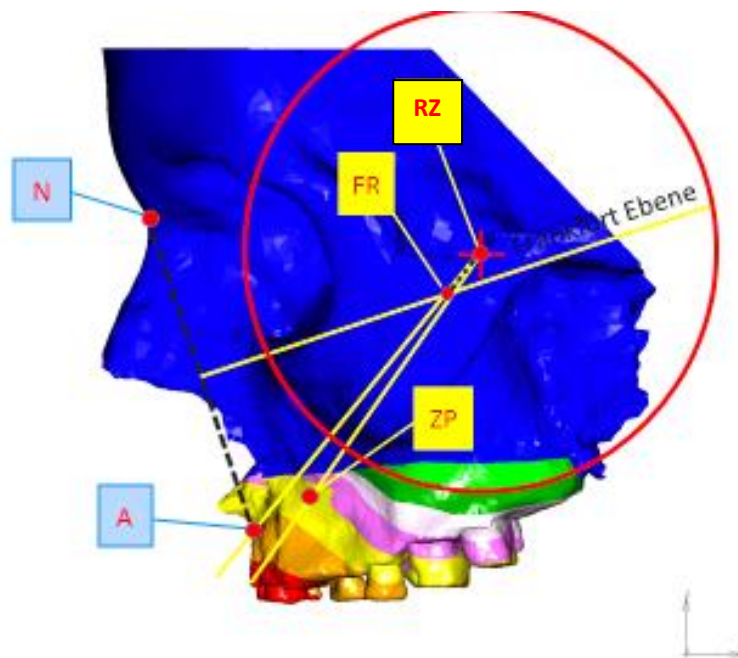


Abb. 11: Darstellung des Verhältnisses und der Winkel zur Berechnung der Lageänderung des Rotationszentrums. Der erste Winkel entstand zwischen der Frankfurter Horizontale und der Linie RZ-ZP, der zweite zwischen der Frankfurter Horizontale und der Linie RZ-A. Die Ratio ist das Verhältnis der schwarz gestrichelten Linien RZ-FR und N-A. ZP: Zugkraftpunkt auf der maxillären Komponente, RZ: Rotationszentrum, FR: Überschneidpunkt zwischen Frankfurter Ebene und RZ-ZP. Da bei den LeFort-III-Simulationen die Zugkraftpunkte auf beiden Seiten unterschiedlich waren, wurde zunächst der Mittelwert der beiden Messungen auf jeder Seite berechnet und danach der Mittelwert der beiden Seiten. Dieser Wert wurde als LeFort-III-Av. (engl. Average) bezeichnet.

3.1.2 LeFort-II-Simulationen

In der Simulation LeF.II.nW.10 zeigte die maxilläre Komponente eine komplexe 3D-Bewegung. Die Bestimmung des Rotationszentrums war schwieriger als in den Simulationen LeF.I.nW.10 oder LeF.III.nW.10, weil eine Unterbrechung der Rotationsspuren auf der Ebene der vertikalen Osteotomie entstand. Dennoch wurden die Rotationsspuren verwendet, die im hinteren Bereich der maxillären Komponente deutlich erkennbar waren, sodass der Rotationskreis bestimmt werden konnte. Das Rotationszentrum hatte in den LeFort-II-Simulationen generell einen größeren Abstand zur Frankfurter Ebene als in den LeFort-I-Simulationen (s. Abbungen 12 und 13).

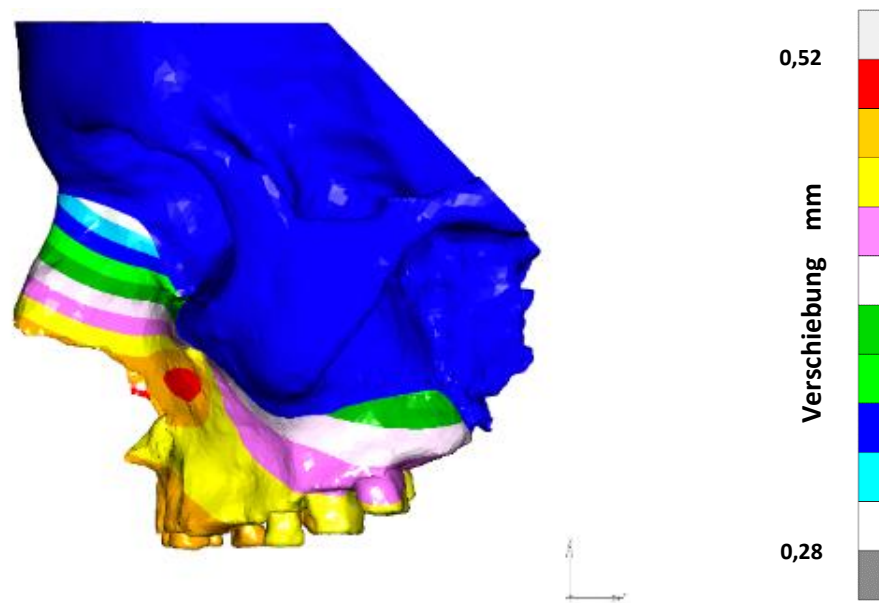


Abb. 12: Schrittweise Verschiebung der maxillären Komponente in Simulation LeF.II.nW.10, linke Seite. Hier sind die Rotationsspuren im vertikalen Segment der maxillären Komponente leicht nach mesial gezogen. Der rote Punkt markiert den maximalen Zugbereich, an dem die Zugkraft eines Distraktors ansetzt. Der Skala auf der rechten Seite sind die jeweiligen Verschiebungswerte zwischen 0,28 und 0,52 mm zu entnehmen.

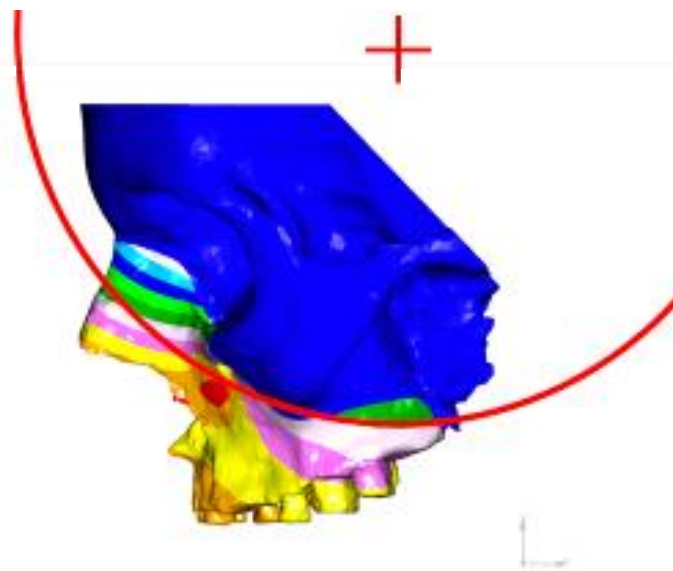


Abb. 13: Darstellung des Rotationskreises entlang der Rotationsspuren in Simulation LeF.II.nW.10. Das Rotationszentrum lag hier außerhalb der Modellgrenzen. Durch die vertikale Unterbrechung der Rotationsspuren wurde die Genauigkeit der Bestimmung des Rotationskreises erschwert. Hier wurden die hinteren deutlichsten Rotationsspuren verwendet.

3.1.3 LeFort-III-Simulationen

Bei der Simulation LeF.III.nW.10 waren die Rotationszentren auf der rechten und linken Seite nahezu symmetrisch angeordnet. Die farbigen Rotationsspuren waren breiter als bei den anderen Osteotomien. Prinzipiell waren Spuren zu finden, die ohne klare Unterbrechung durch das Jochbein verliefen (s. Abbildungen 14 und 15).

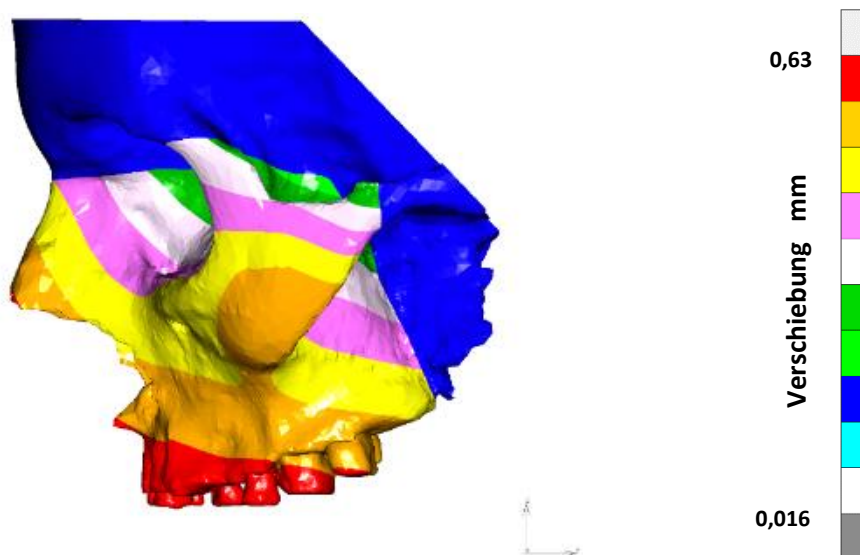


Abb. 14: Schrittweise Verschiebung der maxillären Komponente in Simulation LeF.III.nW.10, linke Seite. Breite Rotationsspuren sind als verschiedenfarbige Segmente in der gesamten maxillären Komponente zu sehen. Der Skala auf der rechten Seite sind die jeweiligen Verschiebungswerte zwischen 0,016 und 0,63 mm zu entnehmen.

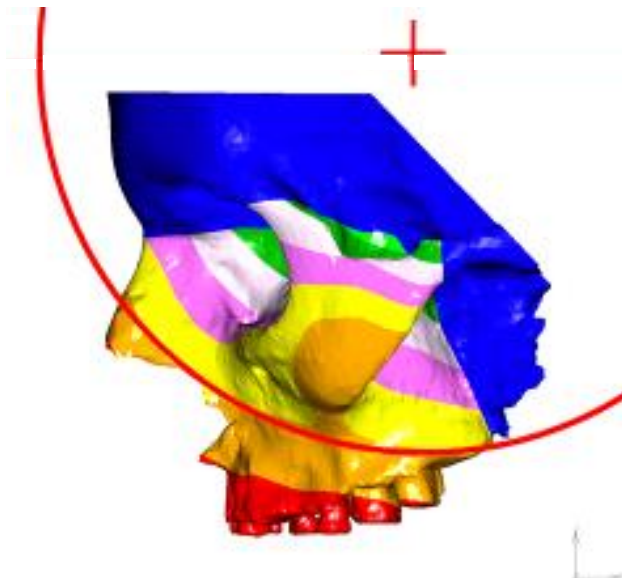


Abb. 15: Darstellung des Rotationszentrums in Simulation LeF.III.nW.10. Dieses lag außerhalb der Modellgrenzen in der Nähe des RZ in der Simulation LeF.II.nW.10. Die Rotationsspuren waren hier gut zu erkennen und der Rotationskreis klar beschrieben.

3.1.4 Lageänderung des Rotationszentrums

In allen 18 Simulationen wurde die Lageänderung mithilfe der folgenden drei Indikatoren ermittelt: das Verhältnis RZ-FR/N-A sowie die Winkel RZ-ZP[^]Or-Po und RZ-A[^]Or-Po. Die Mittelwerte des Verhältnisses RZ-FR/N-A wurden in allen LeFort-I- und LeFort-II-Simulationen für die rechte und die linke Seite berechnet. In den LeFort-III-Simulationen wurde auch immer jeweils der Mittelwert (Av.) der beiden Verhältnisse (rechts und links) berechnet. Alle Ergebnisse sind in Tabelle 5 aufgeführt. In Abbildung 16 sind die Mittelwerte der Verhältnisse RZ-FR/N-A für alle Simulationen dargestellt.

Tab. 5: Mittelwerte der Verhältnisse RZ-FR/N-A in allen Simulationen. Simulation nW.10.Av. ist die Simulation mit normalem Kontaktparameter der Weichteile und 10 MPa E-Modul des Kallus. Je kleiner das Verhältnis, desto näher lag das Rotationszentrum zur Frankfurter Horizontale.

| | nW.10.Av. | nW.500.Av. | oW.10.Av. | oW.500.Av. | aW.10.Av. | aW.500.Av. |
|----------------|-----------|------------|-----------|------------|-----------|------------|
| LeFort-I | 0,13 | 0,10 | 0,60 | 0,33 | 0,30 | 0,54 |
| LeFort-II | 1,28 | 1,17 | 1,50 | 1,63 | 1,71 | 1,48 |
| LeFort-III Av. | 1,02 | 0,90 | 1,96 | 1,26 | 1,94 | 1,20 |

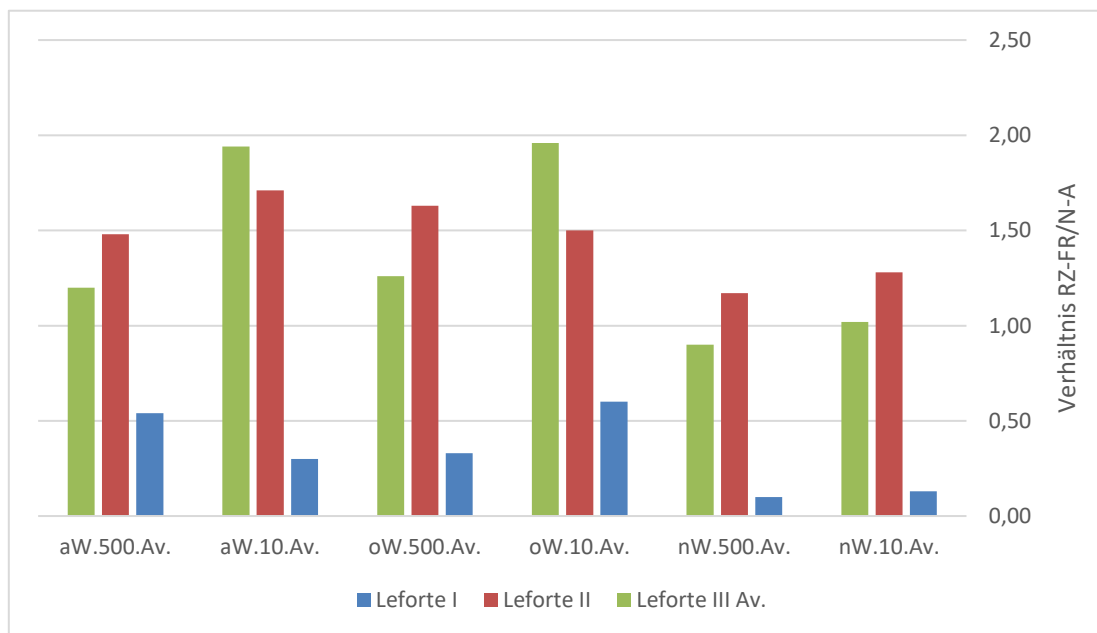


Abb. 16: Schematische Darstellung der Ratio RZ-FR/N-A in allen Simulationen. Die Ratio war generell in Simulationen ohne Weichteile und mit berührenden Weichteilen deutlich größer als bei normalen klinischen Kontaktparametern der Weichteile.

Die Mittelwerte der Winkel zwischen Frankfurter Horizontale und den Linien RZ-ZP und RZ-A wurden in allen Simulationen auf die gleiche Art bestimmt. Bei LeFort-III-Simulationen wurde auch immer jeweils für die linke und die rechte Seite der Mittelwert der beiden Winkel berechnet (s. Tabellen 6 und 7, Abbildungen 17 und 18).

Tab. 6: Mittelwerte des inneren Winkels zwischen Frankfurter Horizontale und RZ-ZP in allen Simulationen. Simulation nW.10.Av. bedeutet, dass die Simulation mit normalen Kontaktparametern der Weichteile mit dem 10 MPa E-Modul des Kallus erfolgte. Dieser Winkel war in allen Fällen spitz. Der Winkel hat eine besondere klinische Bedeutung bei der Installation des Distraktors und der Richtung der Zug- bzw. Druckkraft.

| | nW.10.Av. | nW.500.Av. | oW.10.Av. | oW.500.Av. | aW.10.Av. | aW.500.Av. |
|----------------|-----------|------------|-----------|------------|-----------|------------|
| LeFort I | 35,50 ° | 33,75 ° | 55,00 ° | 39,50 ° | 45,00 ° | 45,00 ° |
| LeFort II | 45,75 ° | 38,00 ° | 47,75 ° | 41,75 ° | 50,50 ° | 40,00 ° |
| Lefort III Av. | 50,13 ° | 41,63 ° | 60,50 ° | 41,00 ° | 57,00 ° | 38,75 ° |

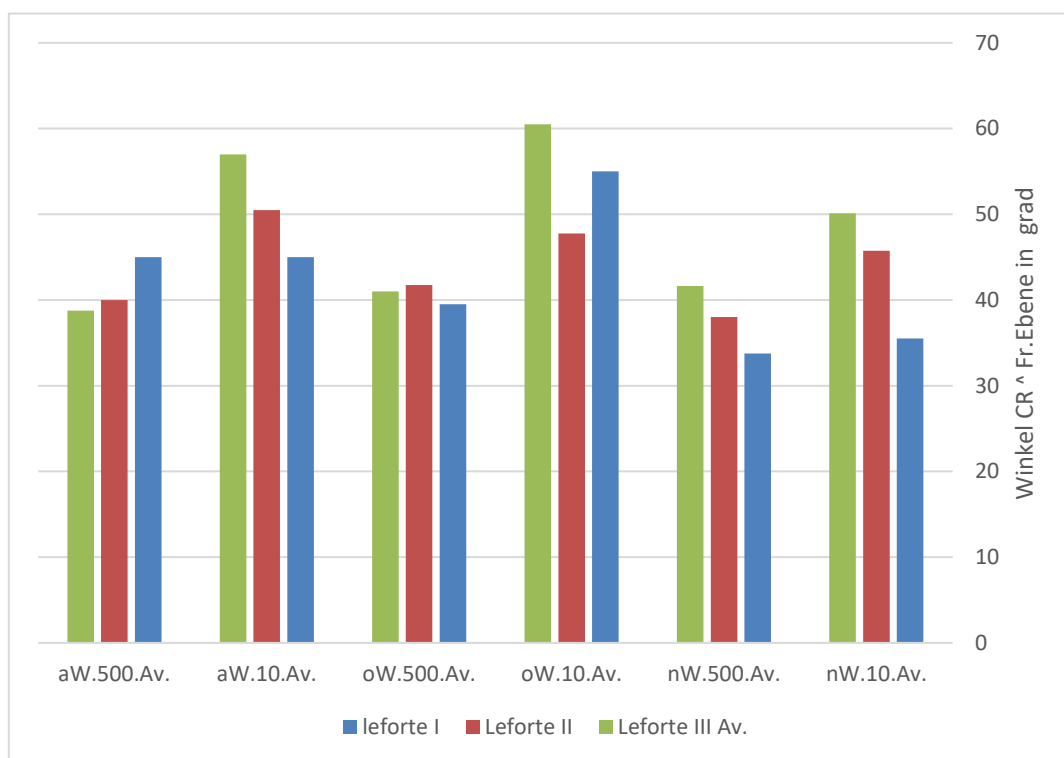


Abb. 17: Schematische Darstellung des Winkels zwischen Frankfurter Horizontale und RZ-ZP in allen Simulationen. Dieser Winkel gibt wichtige Angaben für die Einstellung des Distraktors in der Planung der Chirurgie, in welche Richtung soll die Zugkraftlinie verlaufen.

Tab. 7: Mittelwerte des inneren Winkels zwischen Frankfurter Horizontale und RZ-A in allen Simulationen. nW.10.Av. bedeutet, dass die Simulation mit normalen Kontaktparametern der Weichteile mit dem 10 MPa E-Modul des Kallus erfolgte. Dieser Winkel war in allen Fällen spitz.

| | nW.10.Av. | nW.500.Av. | oW.10.Av. | oW.500.Av. | aW.10.Av. | aW.500.Av. |
|----------------|-----------|------------|-----------|------------|-----------|------------|
| LeFort I | 32,50 ° | 30,00 ° | 47,50 ° | 34,25 ° | 39,00 ° | 39,00 ° |
| LeFort II | 45,50 ° | 38,75 ° | 48,75 ° | 41,00 ° | 47,50 ° | 40,00 ° |
| LeFort III Av. | 41,00 ° | 37,50 ° | 53,00 ° | 37,50 ° | 53,25 ° | 35,50 ° |

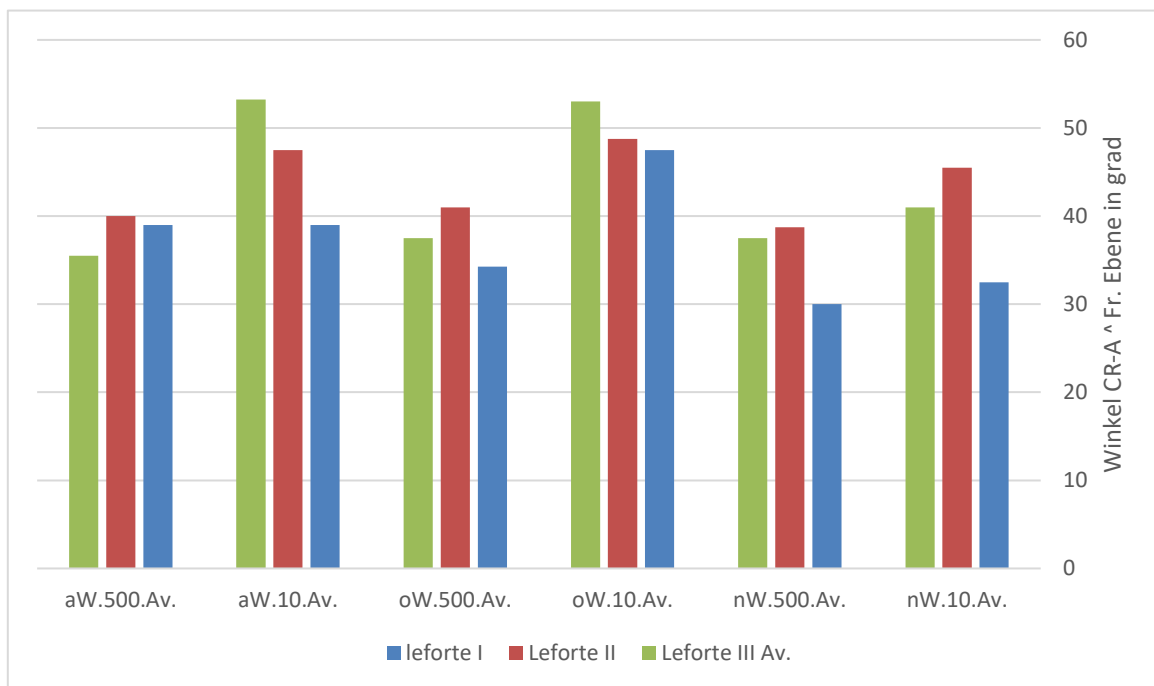


Abb. 18: Schematische Darstellung des Winkels zwischen Frankfurter Horizontale und RZ-A in allen Simulationen. Die Lageänderung des RZ bestimmt den Wert dieser Winkel, da alle anderen Punkte anatomisch festgelegt sind.

3.2 Ergebnisse der Verschiebung im kartesischen Koordinatensystem

Die zweite Ergebnisgruppe beinhaltet die Verschiebungen der verschiedenen Bestandteile in den drei Raumrichtungen bei den verschiedenen Simulationen. Alle Bestandteile zeigten Verschiebungen in allen drei Achsen (X, Y und Z) im kartesischen Koordinatensystem. Die Eigenschaften der Weichteile wurden in dieser Arbeit nicht diskutiert, da die Simulation nur die initiale Bewegung beschrieb.

3.2.1 Allgemeine Verschiebung

Bei der Simulation LeF.I.nW.10 ist in der frontalen Ansicht erkennbar, dass die maximale Verschiebung in der Front der maxillären Komponente zwischen den Zugpunkten links und rechts von der Osteotomielinie liegt. Der Schädel zeigte eine geringere Verschiebung um den Bereich der Osteotomielinie (s. Abb. 19). Auf der seitlichen Ansicht wies das komplette Modell eine Rotation auf.

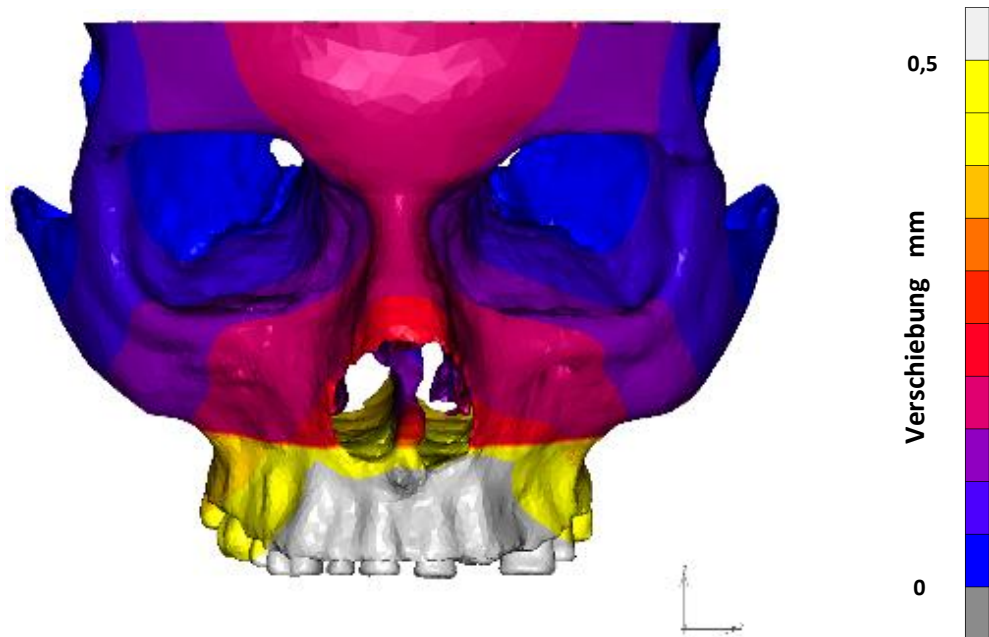


Abb. 19: Allgemeine Verschiebung der verschiedenen Bestandteile des Modells in Simulation LeF.I.nW.10. Die maximale Verschiebung in der maxillären Komponente lag zwischen den Zugkraftpunkten, wobei eine deutliche Verschiebung in Zugrichtung erkennbar ist. Der Schädel zeigte geringere Verschiebungen mehr frontal. Generell wies das Modell eine Rotation auf, die an der maxillären Komponente stärker war als am Schädel. Der Skala auf der rechten Seite sind die Verschiebungswerte zwischen 0,5 und 0,0 mm zu entnehmen.

Ähnliche Resultate wurden in den folgenden Simulationen LeF.I.nW.500, LeF.I.oW.500 und LeF.I.aW.500 ermittelt. Bei den Simulationen LeF.I.oW.10 und LeF.I.aW.10. hat sich im Vergleich die maxilläre Komponente stärker und der Schädel weniger verschoben.

In den LeFort-II-Serien, in Simulation LeF.II.nW.10, fiel die Verschiebung in der frontalen Ansicht bei der maxillären Komponente am stärksten um die Zugpunkte aus. Der Schädel zeigte eine geringere Verschiebung, die am stärksten um den Bereich der Osteotomielinie war. Auf der seitlichen Ansicht wies die maxilläre Komponente eine Rotation auf. Ähnliche

Ergebnisse zeigten die folgenden Simulationen: LeF.II.nW.500, LeF.II.oW.500 und LeF.II.aW.500. In den Simulationen LeF.II.oW.10 und LeF.II.aW.10 bewegte sich die maxilläre Komponente stärker als in Simulation LeF.II.nW.10, der Schädel jedoch weniger. In den LeFort-III-Serien, in Simulation LeF.III.nW.10 haben sich die Bestandteile des Modells in der sagittalen Ebene deutlich bewegt. Auf der frontalen Ansicht ist erkennbar, dass die Verschiebung der maxillären Komponente am stärksten um die Zugpunkte und am Nasenknochen ausfiel. Der Schädel hat sich im hinteren Bereich wenig verschoben. In der seitlichen Ansicht wiesen alle Komponenten eine deutliche Rotation auf. In der Simulation LeF.III.nW.500 bewegte sich auch der Schädel in der Front stärker, ähnlich wie bei LeF.III.oW.500 und LeF.III.aW.500. Bei LeF.III.oW.10 und LeF.III.aW.10 verschob sich die maxilläre Komponente stärker als bei LeF.III.nW.10, der Schädel jedoch weniger.

3.2.2 Verschiebung in der horizontalen Ebene

In allen Simulationen wurde eine minimale Verschiebung in horizontaler Ebene beobachtet. Der höchste Wert der Skala wurde zehnfach verkleinert (0,05 statt 0,5 mm), um die Verschiebung besser darzustellen. Hier hat sich die maxilläre Komponente in allen Simulationen als zweiteilige Komponente, links und rechts, verhalten. Das Verhältnis ergab eine Rotation in der horizontalen Ebene, die am stärksten in den LeFort-III- und am geringsten in den LeFort-I Simulationen ausgeprägt war. In den Simulationen mit 500 MPa für den E-Modul des Kallus verzerrten sich die Teile der maxillären Komponente horizontal mehr nach mesial als in den Simulationen mit 10 MPa. Bei den LeFort-I- und LeFort-II-Serien bewegten sich die Teile an den Zugkraftpunkten nach distal weg von der medialen Ebene und an den hinteren Punkten des Zahnbereichs nach mesial (s. Abb. 20). In den LeFort-III Serien zeigte sich jedoch eine mesiale Bewegung der maxillären Komponente an den Zugkraftpunkten, während im hinteren Zahnbereich fast keine horizontale Bewegung erkennbar war.

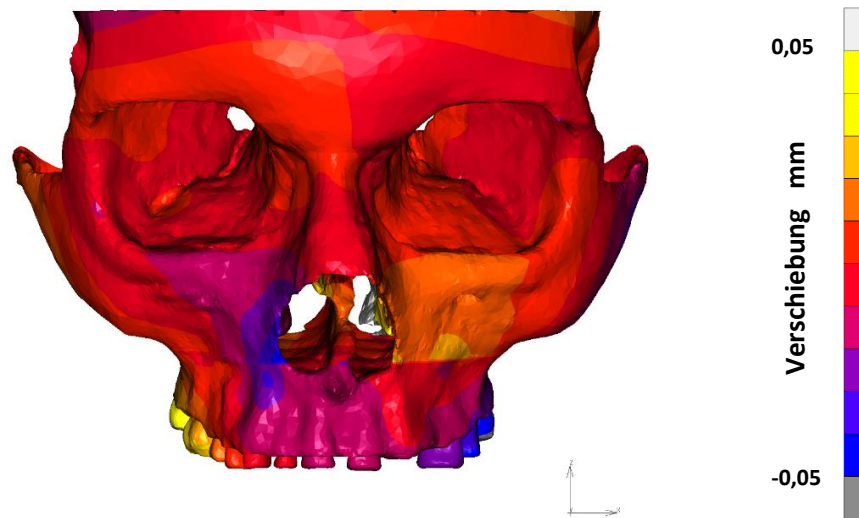


Abb. 20: Verschiebung in horizontaler Ebene in Simulation LeF.I.nW.10 mit niedrigen Werten. Die Teile der maxillären Komponente wiesen eine leichte distale Verschiebung an den Zugpunkten auf. Die hinteren Zähne bewegten sich gegenteilig links und rechts. Der Skala auf der rechten Seite sind die Verschiebungswerte zwischen -0,05 und 0,05 mm zu entnehmen.

3.2.3 Verschiebung in der sagittalen Ebene

Bei allen Simulationen wies die maxilläre Komponente eine sagittale Verschiebung in Zugrichtung auf. Diese fiel bei Simulationen mit einem Kallus-E-Modul von 10 MPa stärker aus als mit 500 MPa. Dahingegen verschob sich der Schädel mehr bei den Simulationen mit 500 MPa als mit 10 MPa. Aufgrund der allgemeinen Rotationsbewegung zeigte der Schädel manchmal eine leichte gegenseitige sagittale Bewegung zur Schubrichtung (s. Abb. 21).

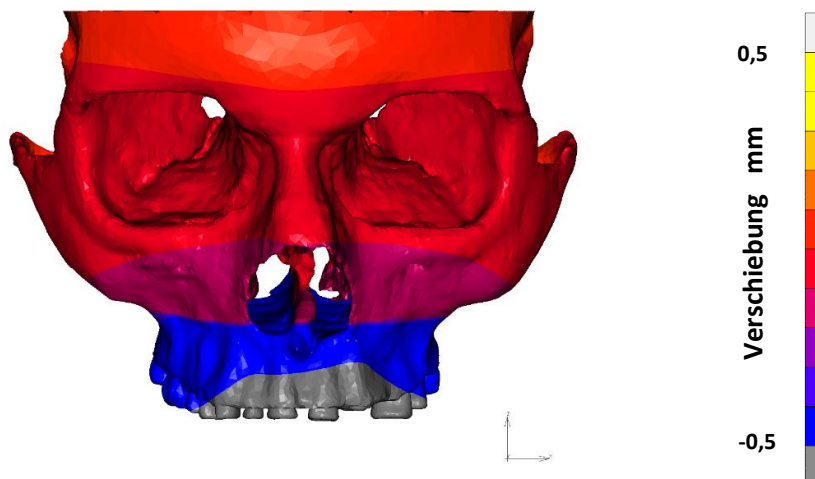


Abb. 21: Verschiebung in horizontaler Ebene in Simulation LeF.I.nW.10. Durch die allgemeine Rotationsbewegung war eine schrittweise sagittale Bewegung des Modells zu beobachten, am stärksten unter den Zugkraftpunkten. Der Skala auf der rechten Seite sind die Verschiebungswerte zwischen -0,5 mm (Zugrichtung) und 0,5 mm zu entnehmen.

3.2.4 Verschiebung in der vertikalen Ebene

Bei allen Simulationen war eine vertikale Verschiebung der verschiedenen Bestandteile des Modells zu beobachten. In der maxillären Komponente ergaben sich daraus, aufgrund der Rotation im Uhrzeigersinn, zwei verschiedene Bewegungen im frontalen und hinteren Bereich der maxillären Komponente. Der frontale Bereich bewegte sich vertikal immer nach oben, stärker bei den Simulationen mit einem Kallus-E-Modul von 500 MPa als bei Simulationen mit 10 MPa. Im Gegensatz dazu bewegte sich der hintere Bereich der maxillären Komponente stets nach unten, wobei diese Verschiebung bei den Simulationen mit einem E-Modul von 10 MPa für den Kallus stärker ausfiel als bei den Simulationen mit 500 MPa (s. Abb. 22).

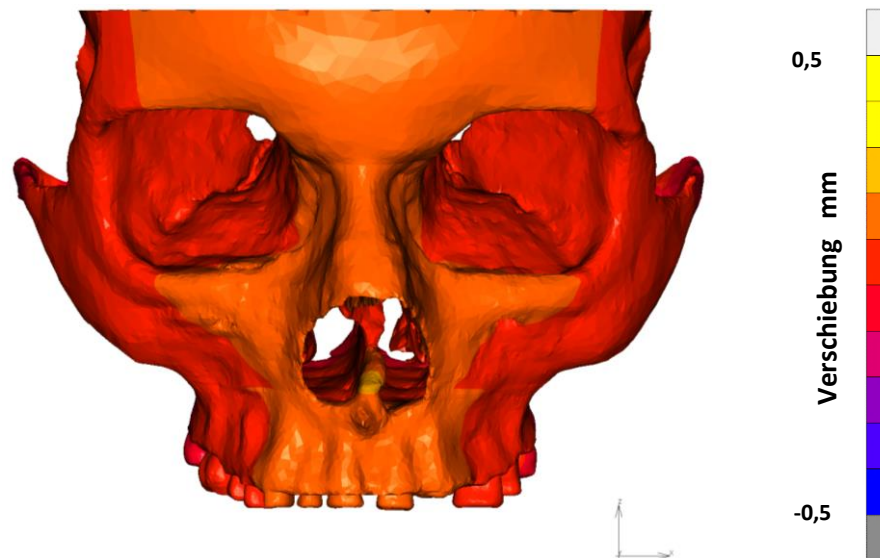


Abb. 22: Frontale vertikale Bewegung in Simulation LeF.I.nW.10. Das ganze Gesicht bewegt sich leicht in vertikaler Ebene nach oben, am meisten auf der Ebene des Nasenseptums. Der Skala auf der rechten Seite sind die Verschiebungswerte zwischen -0,5 und 0,5 mm zu entnehmen.

3.2.5 Dehnungen und Verzerrungen

Die Dehnungen bzw. Verzerrungen des Gewebes (engl. equivalent of elastic strain) wurden auf der Ebene der Osteotomielinien in allen Simulationen untersucht und verglichen (s. Tab. 8). Die Dehnungen verteilten sich auf die Oberflächen der Osteotomielinie und sind farbig kodiert. Die Werte der Dehnungen wurden sowohl skaliert (zwischen 0,0 und 0,5 mm) als auch unskaliert betrachtet. Bei letzterem handelte es sich um die maximale

und minimale berechnete Dehnung auf der Skala. In Simulationen mit einem E-Modul von 10 MPa für den Kallus waren die Dehnungen deutlich zu sehen (s. Abb. 23). Bei Simulationen mit einem Kallus-E-Modul von 500 MPa waren die Dehnungen hingegen sehr gering, sodass diese nur in den unskalierten Darstellungen zu erkennen waren und ausgemessen werden konnten.

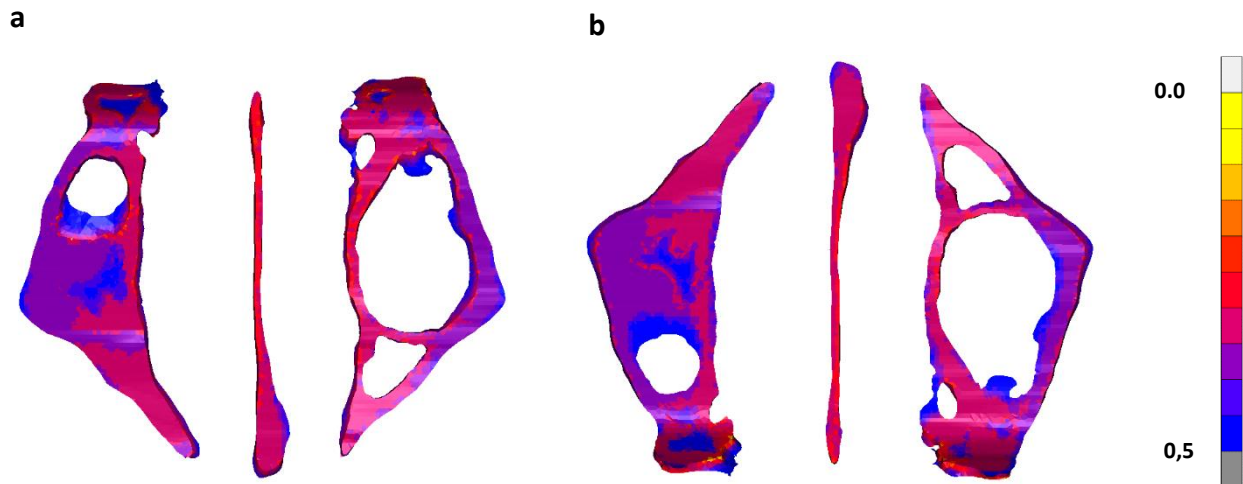


Abb. 23: Dehnungen und Verzerrungen, skaliert zwischen 0,0 und 0,5 mm, in Simulation LeF.I.nW.10. an der Osteotomielinie. a: obere Ansicht, b: untere Ansicht. Die meisten Verzerrungswerte hier lagen zwischen 0,0 und 0,15 mm. Der Skala auf der rechten Seite sind die Verzerrungswerte zwischen 0,0 und 0,5 mm in farblicher Kodierung zu entnehmen.

Tab. 8: Werte der Dehnungen in der Osteotomielinie in allen 18 Simulationen, skaliert und unskaliert dargestellt. Alle Werte sind in mm angegeben. Die skalierten Werte lagen zwischen 0,0 und 0,5 mm (maximaler Wert des Zugs). Die unskalierten Werte zeigen den minimalen und maximalen Verschiebungswert des Kallus.

| Simulation | Skalierte Dehnung mm | Unskalierte Dehnung mm |
|---------------|----------------------|------------------------|
| LeF.I.nW.10 | 0,10-0,15 | 0,09 – 0,14 |
| LeF.I.nW.500 | 0,00 | 0,009-0,03 |
| LeF.I.oW.10 | 0,15-0,20 | 0,12-0,18 |
| LeF.I.oW.500 | 0,00 | 0,012-0,035 |
| LeF.I.aW.10 | 0,10-0,15 | 0,013-0,17 |
| LeF.I.aW.500 | 0,00 | 0,01-0,034 |
| LeF.II.nW.10 | 0,50-0,15 | 0,08-0,166 |
| LeF.II.nW.500 | 0,00 | 0,006-0,024 |
| LeF.II.oW.10 | 0,05-0,25 | 0,08-0,25 |
| LeF.II.oW.500 | 0,00 | 0,006-0,036 |

Tab. 8: Fortsetzung

| | | |
|----------------|-----------|------------|
| LeF.II.aW.10 | 0,05-0,15 | 0,06-0,13 |
| LeF.II.aW.500 | 0,00 | 0,006-0,03 |
| LeF.III.nW.10 | 0,05-0,15 | 0,07-0,14 |
| LeF.III.nW.500 | 0,00 | 0,02-0,04 |
| LeF.III.oW.10 | 0,05-0,20 | 0,08-0,17 |
| LeF.III.oW.500 | 0,00 | 0,02-0,05 |
| LeF.III.aW.10 | 0,05-0,20 | 0,06-0,20 |
| LeF.III.aW.500 | 0,00 | 0,02-0,04 |

3.2.6 Allgemeine Verschiebungsrichtung

Eine allgemeine Verschiebungsrichtung entstand an jedem Zugkraftpunkt nach der Verschiebung der maxillären Komponenten (0,5 mm in Y Achse) in allen Simulationen. Diese wird mit einem Pfeil an jedem Zugkraftpunkt links und rechts gekennzeichnet. In den LeFort-I-Simulationen waren diese Pfeile in der sagittalen Ebene generell schräg nach vorne und oben gerichtet sowie stärker vertikal nach oben in den Simulationen mit einem Kalluse-Modul von 500 MPa. In der horizontalen Ebene zeigten die Pfeile eine distale unsymmetrische Abweichung von der medialen Ebene (s. Abb. 24).

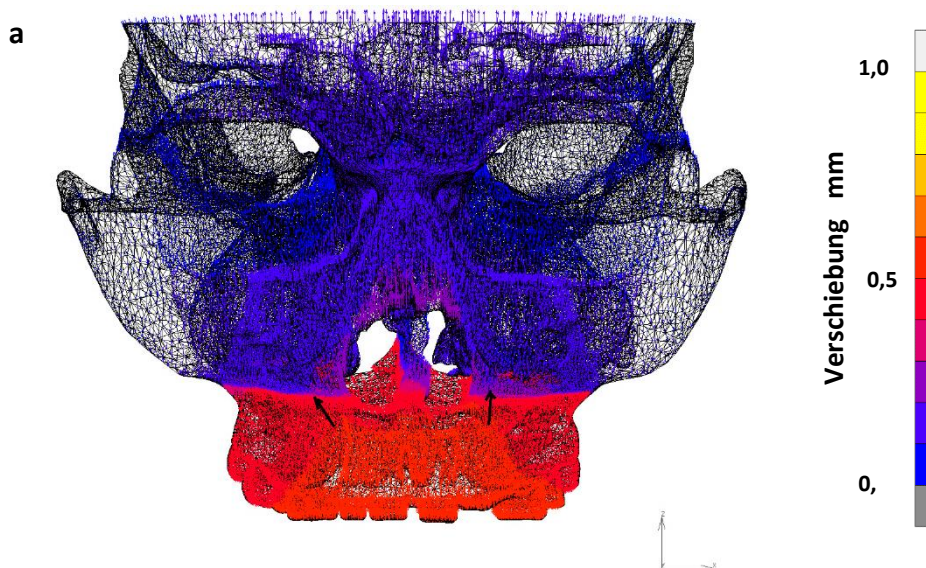


Abb. 24a: Allgemeine Verschiebungsrichtung in Simulation LeF.I.nW.10. An jedem Zugkraftpunkt entstand ein Kraftpfeil mit unterschiedlicher Richtung. Die Pfeile sind zur Verdeutlichung in Schwarz nachgezogen worden. Frontale Ansicht. Beide Pfeile zeigen nach oben und rechts mehr nach distal als links.

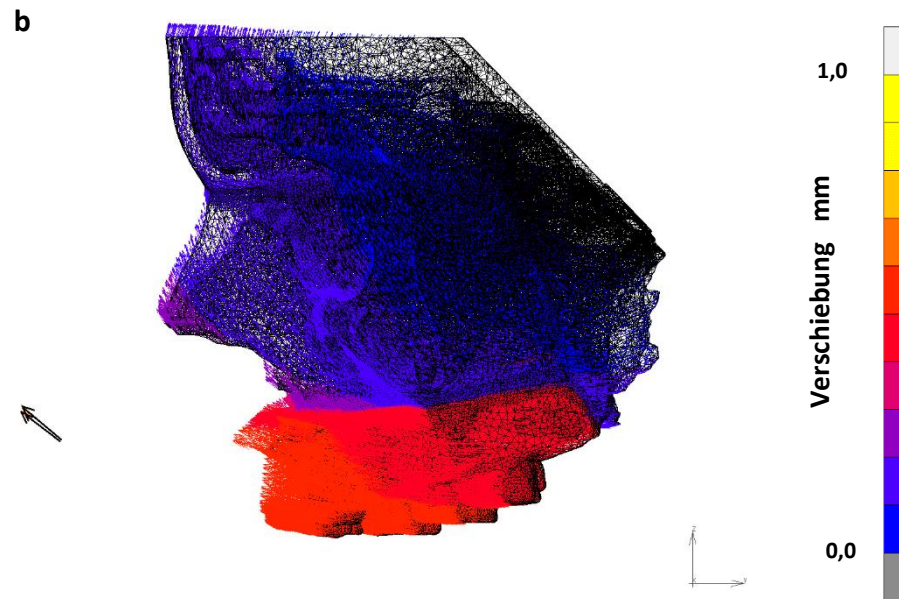
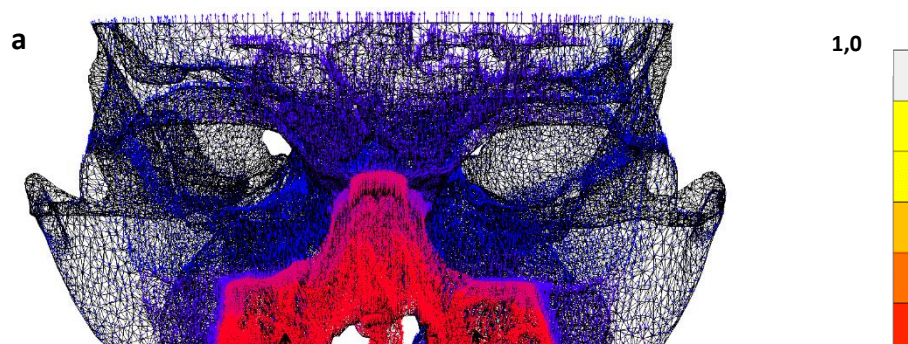


Abb. 24b: Allgemeine Verschiebungsrichtung in Simulation LeF.I.nW.10. An jedem Zugkraftpunkt entstand ein Kraftpfeil mit unterschiedlicher Richtung. Die Pfeile sind zur Verdeutlichung in Schwarz nachgezogen worden. Laterale Ansicht. Die Pfeile zeigen nach vorne und vertikal nach oben. Anhand der Richtungen in der frontalen und lateralen Ansicht ist es möglich, sich eine gesamte 3D-komplexe Verschiebungsrichtung vorzustellen.

In LeFort-II-Simulationen zeigten die Pfeile in der sagittalen Ebene generell schräg in Schubrichtung nach vorne und oben. In den Simulationen mit Kallus E-Modul 500 MPa waren die Pfeile mehr nach oben vertikal gerichtet. In der horizontalen Ebene wiesen die Pfeile fast immer eine mesiale Abweichung auf, die rechts und links fast symmetrisch war. Die Abweichung fiel in der Simulation LeF.II.nW.10 geringer aus (s. Abb. 25).

Bei den LeFort-III-Simulationen befanden sich vier Zugkraftpunkte, anstelle von zwei wie bei LeFort-I- und LeFort-II-Simulationen, auf der maxillären Komponente. Die oberen Zugkraftpunkte lagen im Jochbein-Zentrum und die unteren entsprachen jenen bei den LeFort-I-Simulationen. An jedem der obengenannten Punkte entstand eine Verschiebungsrichtung. Die oberen Punkte zeigten in der sagittalen Ebene in Verschiebungsrichtung (vorne) und oben und in der koronalen Ebene in allen Simulationen nach mesial. Die unteren Punkten wiesen in den Simulationen mit einem Kallus-E-Modul von 10 MPa keine mediale oder distale Abweichung in der koronalen Ebene auf, wichen jedoch in den Simulationen mit 500 MPa beide nach distal ab (s. Abb. 26).



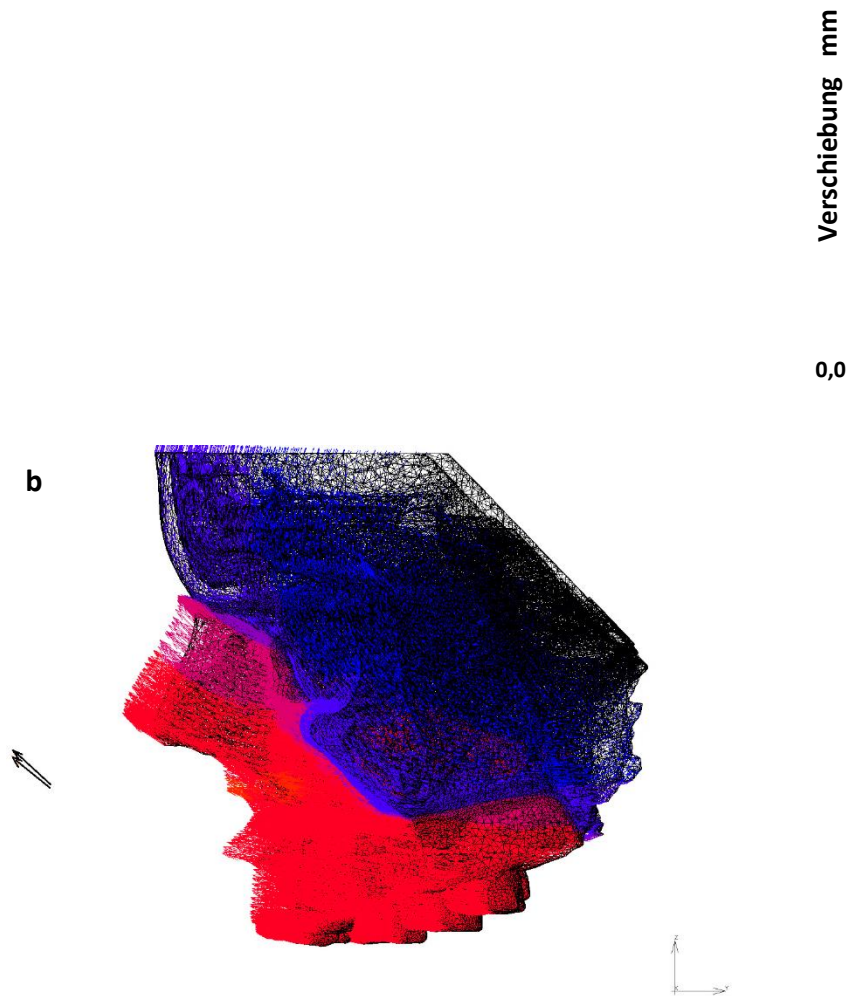


Abb. 25: Allgemeine Verschiebungsrichtung in Simulation LeF.II.nW.10. An jedem Zugkraftpunkt entstand ein Kraftpfeil mit unterschiedlicher Richtung. Die Pfeile sind zur Verdeutlichung in Schwarz nachgezogen worden. **a:** frontale Ansicht. Beide Pfeile zeigen fast symmetrisch nach oben und mesial. **b:** laterale Ansicht. Die Pfeile zeigen nach vorne und vertikal nach oben. Anhand der Richtungen in der frontalen und lateralen Ansicht ist es möglich, sich eine dreidimensionale Verschiebungsrichtung vorzustellen. Der Skala auf der rechten Seite sind die Verschiebungswerte zwischen 0 und 1 mm zu entnehmen.

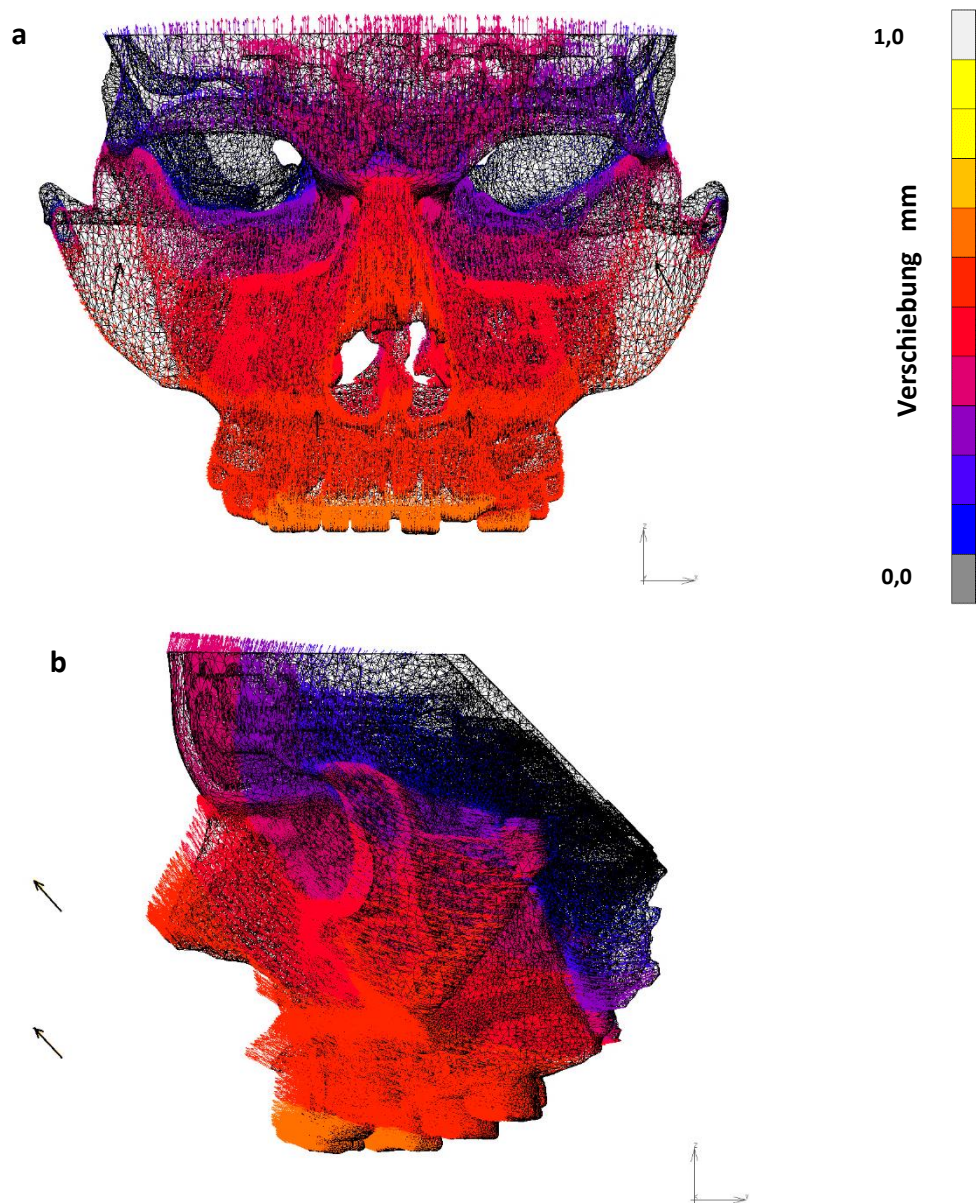


Abb. 26: Allgemeine Verschiebungsrichtung in Simulation LeF.III.nW.10. An jedem Zugkraftpunkt entstand ein Kraftpfeil mit unterschiedlicher Richtung. Die Pfeile sind zur Verdeutlichung in Schwarz nachgezogen worden. **a:** frontale Ansicht. Die oberen Pfeile zeigen in der koronalen Ebene fast symmetrisch nach oben und mesial, die unteren sind fast parallel in der koronalen Ebene. **b:** laterale Ansicht. Die oberen und unteren Pfeile zeigen parallel nach vorne und vertikal nach oben. Anhand der Richtungen in der frontalen und lateralen Ansicht ist es möglich, sich eine gesamte 3D-komplexe Verschiebungsrichtung vorzustellen. Der Skala auf der rechten Seite sind die Verschiebungswerte zwischen 0 und 1 mm zu entnehmen.

4. Diskussion

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der vorliegenden Studie anhand der Fragestellungen und im Hinblick auf die aktuelle wissenschaftliche Literatur zu vergleichbaren oder ähnlichen Untersuchungen sorgfältig diskutiert. Zudem werden klinische Schlussfolgerungen gezogen.

4.1 Diskussion von Material und Methoden

Die FEM ist eine etablierte Methode zur Simulation und Analyse komplexer Prozeduren, die klinisch schwer an lebenden Menschen durchgeführt und verglichen werden können. In dieser wissenschaftlichen Forschungsarbeit besteht der wesentliche Vorteil darin, dass verschiedene Operationen an drei verschiedenen Modellen (LeFort-I, II und III) am gleichen Patienten simuliert werden können, sodass die Ergebnisse möglichst realitätsnah sind. Dies wäre bei lebenden Patienten nicht durchführbar gewesen. Hier bietet die FEM insbesondere die Möglichkeit, die biologischen und biomechanischen Eigenschaften aller Modelle zu vereinheitlichen, sodass vergleichbare Ergebnisse erzielt werden können.

4.1.1 Diskussion der Herstellung der FE-Modelle

Da kein Modell gefunden wurde, das die genaue Anatomie des Schädels und Gesichtsbereichs vollständig beschreibt, wurde, wie in Kapitel 2 beschrieben, ein eigenes Modell erstellt. Dieses basierte auf dem CT-Scan einer 22-jährigen Patientin, die keine Fehlbildungen im Gesichtsbereich aufwies. Alle vier Masken (kortikaler Knochen, spongiöser Knochen, Zähne und Weichteile) wurden gemäß den atomischen Kenntnissen des Autors sorgfältig visuell in allen Ebenen des Koordinatensystems (X, Y, Z) angefertigt und somit ein Master-Modell hergestellt. Die übrigen anatomischen Komponenten, wie Nerven, Gefäße, Membranen, Zahnfleisch, Muskeln, etc., konnten aufgrund technischer Schwierigkeiten nicht miteingefügt oder unterschieden werden. Am Ende des Herstellungsprozesses entstand, in technischer Hinsicht, ein größeres Master-Modell, das so getrimmt wurde, dass nur die für die FE-Simulationen erforderlichen Komponenten im Modell enthalten waren, um die Rechnungsprozeduren zu erleichtern und die Anzahl der Fehler zu minimieren. Um optimale Ergebnisse zu erhalten, die miteinander verglichen werden können, wurden alle operativen Osteotomien (LeFort-I, -II und -III) an drei Kopien des gleichen

Master-Modells simuliert. Demnach wurden drei verschiedene Modelle des gleichen Master-Modells unter den Namen LeFort-I, -II und -III hergestellt. Auf diese Weise konnten viele Faktoren, die die Ergebnisse eventuell negativ beeinflussen könnten, vermieden werden.

Schließlich entstanden drei funktionsfähige FE-Modelle, die ins FE-Softwarepaket MSC.Marc/Mentat 2015 übertragen wurden. Hier wurden je nach Modell entweder zwei oder vier Starrkörperelemente eingesetzt, die klinisch die Zug- oder Druckpunkte eines Distraktors repräsentieren und in der Realität entweder Zug- oder Druckkräfte simulieren. Die maxilläre Komponente wurde um -0,5 mm in sagittaler Ebene (Richtung Y-Achse) verschoben. Durch diese Verschiebung entstanden dreidimensionale komplexe Bewegungen, die in allen Koordinatensystemen gesehen und analysiert werden können. Diese Bewegungen sind in der Literatur bis jetzt nicht voneinander unterschieden worden. Überwiegend wurde die Wirkung der sagittalen Bewegung des Naso-Maxillären-Komplexes diskutiert. Die anderen Bewegungen im Koordinatensystem wurden eher als nicht wirksame Faktoren angesehen, wobei diese jedoch in der Realität existieren und deren Wirkungen häufiger bei extremen Fehlbildungen des Gesichts beobachtet werden, wenn der Naso-Maxilläre-Komplex ein großes Ungleichgewicht aufweist, wie z. B. bei tiefen Gesichtsbzw. Kiefer- und Lippenpalten. In diesen Fällen sollten die Zugkräfte eines Distraktors im Hinblick auf die Ergebnisse dieser Forschungsarbeit in Art und Stärke anders eingestellt werden.

4.1.2 Diskussion der Kontaktparameter der Weichteile

In der Literatur wurde der Einfluss der Weichteile auf die zu verschiebenden Komponenten klar beschrieben (Demann et al., 2002). Um diesen Einfluss besser zu verstehen, wurden die Kontaktparameter der Weichteile zu anderen Komponenten in drei verschiedenen Varianten simuliert. Bei der ersten Variante handelte es sich um klinisch normale Kontaktparameter, wie in Kapitel 2 als ‚normal‘ beschrieben. Im zweiten Fall wurde die Simulation durchgeführt, ohne die Weichteile zu berücksichtigen (ohne Weichteil), und im dritten Fall bestand die Beziehung zu anderen Komponenten nur in Form einer Berührung (berührende Weichteile). Der Einfluss der Verschiebung auf die Weichteile wurde in dieser Arbeit nicht diskutiert, da nur eine initiale Bewegung von 0,5 mm appliziert wurde.

4.1.3 Diskussion der Kontaktparameter des Kallus

Wie in Kapitel 1 beschrieben, ist nach einer Operation im Gesichtsbereich eine ca. fünf- bis sieben-tägige Ruhephase erforderlich, in der der Kallus gebildet wird (Akay et al., 2011; Klein et al., 1996; Runyan et al., 2017; Strebing, 2011; Yu et al., 2004). Danach wird mit der Kallusverlängerung durch Aktivierung des Distraktors begonnen. Die Elastizitätseigenschaft des Kallus in dieser Phase wird in der Literatur nicht explizit angegeben. Da unklar ist, welcher Elastizitätsmodul den Kallus im Heilungszustand am besten beschreibt, wurden die Simulationen zum einen mit einem E-Modul von 10 MPa und zum anderen mit einem E-Modul von 500 MPa für den Kallus durchgeführt.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Das Hauptziel dieser Arbeit bestand in der Bestimmung des Rotationszentrums der maxillären Komponente bei der Knochenverlängerung mittels eines Distraktors nach den verschiedenen LeFort-Osteotomien. Dieses konnte anhand der Ergebnisse lokalisiert werden. Darüber hinaus wurde bei der Betrachtung der Ergebnisse festgestellt, dass es sich bei der allgemeinen Bewegung der maxillären Komponente um eine komplexe dreidimensionale Bewegung handelt, die im räumlichen kartesischen Koordinatensystem (X, Y, Z) zerlegt und beschrieben werden kann. Das Verstehen dieser verschiedenen Bewegungen ist wesentlich, um den Distraktor zu positionieren und damit die Richtung des Zugkraftpfeils realitätsnah zu bestimmen. Die Verzerrungen und Dehnungen an der Osteotomie wurden analysiert.

4.2.1 Diskussion der Lage des Rotationszentrums

Eine wesentliche Fragestellung dieser Arbeit betrifft die Bestimmung der Rotationszentren der maxillären Komponente bei den verschiedenen Osteotomien (LeFort-I, -II und -III), um ein besseres Verständnis der biomechanischen Prinzipien der Knochenverlängerung im Gesichtsbereich zu gewinnen. Denn durch die richtige Planung eines chirurgischen Eingriffs und die korrekte Positionierung eines Distraktors auf der Basis der vorherigen Kenntnis des Rotationszentrums können die nachchirurgischen Komplikationen, die durch einen fehlerhaften Verlauf der Knochenverlängerung oder eine falsche Aktivierungsrichtung entstehen, vermindert werden (Akay et al., 2011; Fariña et al., 2017).

Wenn der Verlauf der Zugkräfte dadurch stärker kontrolliert wird, dann entsteht eine besser gelenkte Bewegung der maxillären Komponente, wodurch die Komponenten schneller und einfacher zu den gewünschten endgültigen Positionen geleitet werden können. Das RZ wurde in dieser Arbeit für alle Simulationen nur in der sagittalen Ebene numerisch ermittelt. Anhand der Ergebnisse ist allerdings erkennbar, dass sich die maxilläre Komponente bei der Verschiebung aus biomechanischer Sicht wie eine zweiteilige Komponente verhalten hat. So waren auch in anderen Ebenen Rotationsspuren zu sehen, die jedoch nicht deutlicher waren als die Rotationsspuren in der sagittalen Ebene.

Klinisch gesehen haben grundsätzlich alle Rotationen eine wesentliche Bedeutung. Dies gilt insbesondere dann, wenn der Patient keine komplette Masse der maxillären Komponenten hat, wie bei Lippen- und Kieferspalten, wo die Zugkräfte bei der Knochenverlängerung unterschiedlich verteilt werden (Olmez et al., 2014), sodass verschiedene Rotationen beobachtet werden. Die Zugkräfte wurden bei den Simulationen in dieser Studie stets links und rechts separat sowie gleichzeitig auf die maxilläre Komponente appliziert. Das Rotationszentrum der Maxilla in der sagittalen Ebene wurde in der Literatur diskutiert, unter Anwendung verschiedener Untersuchungsmethoden und klinischer Randbedingungen. Im Hinblick auf das Rotationszentrum in der vertikalen und horizontalen Ebene war in der Literatur jedoch kein konkretes Ergebnis zu finden.

Die Lage des RZ hat sich in den Simulationen der verschiedenen Osteotomielinien verlagert. Um die Änderung der Lage des Rotationszentrums in der sagittalen Ebene besser nachvollziehen zu können, wurden die folgenden numerischen Werte benutzt: zwei Winkel ($RZ-ZP^{\wedge}Or-Po$), ($RZ-A/Or-Po$) und ein Verhältnis ($RZ-FR/N-A$). Das RZ lag in den Simulationen immer oberhalb der Frankfurter Horizontalen, sodass sich stets ein positives Verhältnis ($RZ-FR/N-A$) ergab. Je kleiner der Wert war, desto geringer war der Abstand zwischen dem RZ und der Frankfurter Ebene. Der Wert der Ratio war bei den Simulationen nW.500 am niedrigsten, was bedeutet, dass das RZ hier näher an der Frankfurter Ebene lag als in anderen Simulationen. Am größten war der Wert bei den Simulationen oW.10, außer bei LeFort-II.

Der Winkel ($RZ-ZP^{\wedge}Or-Po$) hat klinisch eine wesentliche Bedeutung, um den Distraktor und die Zugkrafttrichtung zu positionieren. In den Simulationen mit normalem Kontaktparameter wurde eine nachvollziehbare Winkelleänderung zwischen LeFort-I-, LeFort-II- und LeFort-III-Simulationen beobachtet. Je größer die Masse der maxillären Komponente war,

desto größer war der Winkelwert und desto stärker sollte die Zugkraft sagittal nach unten gerichtet werden, um eine körperliche Bewegung der maxillären Komponente zu erreichen. Bei Simulationen mit identischem Kontaktparameter ist der Winkelwert fast immer kleiner mit einem Kallus-E-Modul von 500 MPa als mit einem solchen von 10 MPa. Der Winkel (RZ-A/Or-Po) beschreibt die Beziehung zwischen dem RZ und festen anatomischen Punkten (A, Or und Po) die meist bei einer orthognatischen Planung mitberücksichtigt werden. Bei der LeFort-I-Simulation n.W.10 lag das Rotationszentrum sagittal am superioren mesialen Rand der pterygomaxillären Fissura, wobei die linke und rechte Seite fast symmetrisch waren. In der Simulation n.W.500 verlagerte sich das RZ auf den superioren distalen Rand (vergl. Abb. 7).

Laut Literatur wurden hauptsächlich das Widerstandszentrum der naso-maxillären bzw. der dental-maxillären Komponenten im Rahmen der Kieferorthopädie sowie die Druckkräfte der therapeutischen kieferorthopädischen Geräte erforscht (Billiet et al., 2001; Braun, 2004; Tanne et Al., 1995). In jeder Studie wurden andere Faktoren verwendet. In einer prinzipiell ähnlichen Studie (Figuroa et al., 2010) wurde nur das WZ der knöchernen trockenen Masse ohne Weichteile lokalisiert. Deshalb können die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit keiner anderen Studie konkret verglichen werden.

In den Simulationen LeF.I.oW.10 und LeF.I.aW.10 verlagerte sich auch das RZ jeweils mehr superior, was auf die Rolle der Weichteile und die Kontaktparameter dazwischen zurückzuführen ist. Der Kreis, der die Rotation der maxillären Komponente beschreibt, war größer ohne Weichteile, kleiner bei nur berührenden Weichteilen und am kleinsten bei dem Modell mit normalen Kontaktparametern. Die gleichen Ergebnisse wurden bei den LeFort-II und LeFort-III-Simulationsserien beobachtet, bei denen das RZ außerhalb der Grenzen des Modells lokalisiert war, und bei den Simulationsserien mit 500 MPa. Anhand des Verhältnisses RZ-FR/N-A und der Winkel zwischen der Frankfurter Horizontalen und RZ-A sowie RZ-ZP kann die Änderung der Lage des RZ simulationsbezogen besser verfolgt werden (vergl. Abbildungen 16-18 und Tabellen 5-7).

4.2.2 Diskussion der Verschiebung

Bei der allgemeinen Verschiebung war zu erkennen, dass die maxilläre Komponente in allen Fällen stets die maximale Verschiebung aufwies, da diese vom Schädel komplett abgetrennt war und die Zugkräfte direkt angesetzt wurden. Die Weichteilverhältnisse bei

der Simulation haben den Wert der Verschiebung deutlich beeinflusst. Dies stimmt mit den Ergebnissen von Demann et al. (2002) und Shetye et al. (2009) überein. In der Simulationsserie mit 10 MPa für den Kallus-E-Modul ohne Weichteile verschiebt sich die maxilläre Komponente stärker, was klinisch der ersten Phase der Knochenverlängerung entspricht. Auch die Bewegung der Schädelkomponente fiel unterschiedlich aus. Diese war größer bei einem Kallus-E-Modul von 500 MPa als bei den Simulationen mit 10 MPa sowie bei LeFort-III größer als bei LeFort-I und -II, da hier die Kontaktfläche bzw. der Widerstand gegenüber der maxillären Komponente größer war, sodass diese den Schädel stärker mitgezogen hat. Dies entspricht einer späteren Phase der Knochenverlängerung, in der die Verknöcherung in der Osteotomielinie zunimmt (Lammens et al., 1998). Die dazugehörigen Weichteile haben sich parallel zu den unterstützenden knöchernen Komponenten bewegt.

4.2.2.1 Diskussion der Verschiebung in der horizontalen Ebene

In der horizontalen Ebene zeigten die maxilläre und die Schädelkomponente stets eine horizontale Bewegung im Sinne einer gegenläufigen Drehung. Diese Bewegung war nur dann erkennbar, wenn die Verschiebungswerte auf der Skala gegenüber der allgemeinen Verschiebung um das Zehnfache vergrößert wurden. Dennoch haben diese Bewegungen noch eine klinisch große Bedeutung, da sie ca. 10 % der allgemeinen Verschiebung ausmachen. Die Verschiebung bei LeFort-I weicht an den Zugpunkten nach lateral ab, deutlicher in Simulationen mit 500 MPa, wobei sich die hinteren Zähne nach mesial bewegen. Bei LeFort-II und LeFort-III war die Verzerrung gegenläufig. Bei LeFort-II war die Deviation nach mesial und an den hinteren Zähnen nach lateral. Bei LeFort-III war die mesiale Abweichung stärker an den oberen Zugkraftpunkten und an den unteren stärker nach distal. Auffällig waren die Simulationen ohne und mit berührenden Weichteilen 10 MPa, bei denen die horizontalen Bewegungen kaum zu sehen waren, was die Bedeutung der Weichteile aufzeigt.

Eine wesentliche Rolle spielt die horizontale Bewegung, wenn die maxilläre Komponente in der Realität zweiteilig ist, wie bei den Fehlbildungen mit Spaltung des Kiefers. Hier werden nach Meinung des Autors die Bewegungen der maxillären Teile stärker beeinflusst. Die richtige Einstellung der Zug- bzw. Druckkräfte hat eine große Bedeutung bei dieser Therapie.

4.2.2.2 Diskussion der Verschiebung in der sagittalen Ebene

In der sagittalen Ebene hat sich die maxilläre Komponente stets in Zugrichtung bewegt. Die Schädelkomponente zeigte ebenfalls eine geringe Bewegung in die gleiche Richtung, wobei diese bei Simulationen mit 500 MPa deutlicher war. Manchmal wiesen die oberen Teile des Schädels eine gegenläufige sagittale Bewegung auf, was auf die allgemeine Rotationsbewegung des gesamten Modells zurückzuführen war. Die Weichteile bewegten sich in gleicher Art und Weise wie die unterstützenden knöchernen Bestandteile.

4.2.2.3 Diskussion der Verschiebung in der vertikalen Ebene

Die maxilläre Komponente hat auf der Vorder- und der Rückseite gegenläufige vertikale Verschiebungen gezeigt. Dies stimmt mit vielen Studien überein, in denen die Änderung der Lage der bewegten maxillären Komponente in der sagittalen Ebene erforscht worden ist (Shetye et al., 2009). Dies ist durch die Rotationsbewegung des Modells zu erklären. Die Verschiebung erfolgte auf der Vorderseite nach oben (positive Werte) und auf der Rückseite nach unten, wobei letztere deutlich geringer war als die erste. Die stärkste Verschiebung war in der Simulation LeF.III.nW.500 zu beobachten, während bei den Simulationen oW.10 die geringsten vertikalen Bewegungen zu verzeichnen waren. Die zugehörigen Weichteile verhielten sich ähnlich. Hier wurde festgestellt, dass die knöchernen Nasenspitze und das Nasenseptum eine große Rolle bei der vertikalen Verschiebung der zugehörigen Weichteile spielen. Dies würde klinisch bedeuten, dass der Chirurg die Nasenspitze und das Nasenseptum sorgfältig behandeln sollte, also bei chirurgischer Abtrennung, wenn eine vertikale Verschiebung während der Knochenverlängerung erwünscht ist. Das Gegenteil gilt ebenfalls.

4.2.2.4 Diskussion der Dehnungen und Verzerrungen

Gemäß der Prinzipien der Knochenverlängerung, wie sie in Kapitel 1 beschrieben wurde, wird das neugebildete Gewebe zwischen den abgetrennten Knochenteilen gedehnt, um das Behandlungsziel zu erreichen. In der Literatur wurde kein eindeutiger Elastizitätswert des Kallus bzw. des neugebildeten Gewebes gefunden. Nach Kenntnis des Autors wird der Kallus in der initialen Phase der Knochenabheilung gebildet (Yu et al., 2004) und besitzt demnach zunächst nur einen niedrigen Elastizitätsmodul. Der Elastizitätsmodul wird

im weiteren Verlauf der Heilungsphase zunehmen, da sich das neugebildete Gewebe am Ende der Abheilung allmählich umfassend verknöchert (Streibinger, 2011).

Um die biomechanische Komplexität der oben genannten Phase besser zu simulieren, und da keine eindeutigen Elastizitätswerte bekannt waren, wurden in den Simulationen zwei verschiedene Elastizitätsmoduln für den Kallus verwendet. Der Wert 10 MPa diene zur Beschreibung der biomechanischen Eigenschaften des Kallus in der initialen Phase direkt nach dem operativen Eingriff und der Wert 500 MPa entspricht dem Ende der Heilungsphase, in der der Kallus langsam verknöchert. Das bedeutet klinisch, dass für die allgemeine Behandlung der Knochenverlängerung eine bestimmte Zeit benötigt wird, damit die verlagerten Komponenten ihre definitive Lage erreichen, währenddessen der Elastizitätsmodul des Kallus stetig zunimmt. Bei den Simulationen mit einem Kallus-E-Modul von 10 MPa wurde eine deutliche Übertragung der Dehnungskraft auf das Niveau der Osteotomielinie beobachtet, die sich auf den gesamten Oberflächen verteilte (vergl. Tab. 8). In allen Simulationen mit 10 MPa lagen die Dehnungswerte nicht weit auseinander, wobei in den Simulationen ohne Weichgewebe ein maximaler Verschiebungswert von 0,25 mm erreicht wurde. Allerdings war bei den Simulationen mit 500 MPa kaum Dehnung oder Verschiebung feststellbar, die im maximalen Fall nur 0,04 mm betrug. Das bedeutet, dass der Kallus mit einem E-Modul von 500 MPa keine Elastizität mehr besitzt, die klinisch ausgenutzt werden kann, um das Ziel der Behandlung zu erreichen.

4.2.2.5 Diskussion der allgemeinen Verschiebungsrichtung

Die maxilläre Komponente wurde bei allen Simulationen in sagittaler Ebene um 0,5 mm verlagert. Es wurde keine Zug-/Druckkraft berücksichtigt. Bei jeder Verlagerung entstanden an jedem Zugpunkt allgemeine Verschiebungsrichtungen, die durch einen Zugkraftpfeil (engl. vector plot) dargestellt wurden. Bei der LeFort-I-Simulation mit 10 MPa war die Verschiebung in vertikaler Ebene schräg im Uhrzeigersinn nach vorne und oben gerichtet, während diese bei den Simulationen mit 500 MPa mehr nach oben als nach vorne zeigte. Horizontal wich die Richtung nach lateral ab, was bei den Simulationen mit 500 MPa stärker ausgeprägt war. Simulationen zu LeFort-II mit 10 MPa unterscheiden sich von LeFort-I nur durch die Richtung in der horizontalen Ebene, die in Lefort-II nach mesial und in Lefort-I nach distal zeigte. In den Simulationen mit 500 MPa war die Verschiebung vertikal

mehr nach oben und horizontal mehr nach mesial gerichtet, was bedeutet, dass die Drehungs- und Rotationsbewegung stärker ausgeprägt war.

Eine Besonderheit war bei LeFort-III erkennbar, wo sich auf jeder Seite zwei Zugpunkte mit unterschiedlicher Verschiebungsrichtung befanden. Bei den oberen Zugpunkten am Jochbein war die Verschiebung nach vorne und oben sowie horizontal nach mesial gerichtet. Bei den Simulationen mit 500 MPa wich sie stärker nach mesial und nach Oben ab. Bei den unteren Zugpunkten erfolgte die Verschiebung in Simulationen mit 10 MPa horizontal parallel ohne Abweichungen. Vertikal entsprach diese den oberen Punkten und war nach vorne und oben gerichtet. Bei den Simulationen mit 500 MPa wich sie nach lateral ab, vergleichbar zu den LeFort-I-Simulationen.

4.3 Schlussfolgerungen

Bei den im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten verschiedenen Simulationen der Knochenverlängerung mittels eines Distraktors wurden Erkenntnisse in Bezug auf die biomechanischen Eigenschaften gewonnen, die die maxilläre Komponenten bei der Verlängerung aufweist. Die wesentlichen Aspekte sind:

- 1- Die maxilläre Komponente hat eine komplizierte dreidimensionale Bewegung in allen Simulationen gezeigt, in denen an den links- und rechtsseitigen Zugpunkten gleichzeitig Zugkräfte appliziert wurden. Abgesehen von dem Wert der Zugkraft wurde die maxilläre Komponente um 0,5 mm in der sagittalen Ebene (Y-Achse – 0,5 mm) verlagert. Zudem verhielt sich die maxilläre Komponente wie eine zweiteilige Komponente. Obwohl keine Trennung vorliegt, zeigte jede Komponente wertmäßig unterschiedliche und klinisch relevante Rotationen in den drei Ebenen sagittal, vertikal und horizontal. Deshalb sollten die Rotationen nicht nur in der sagittalen Ebene beobachtet werden, wie dies zur Zeit in der Literatur der Fall ist. Auch in den anderen Ebenen sind komplizierte Bewegungen zu erwarten, die mehr erforscht werden sollten.
- 2- Anhand der Ergebnisse der Simulationen war erkennbar, dass sich das Modell mit normalem Kontaktparameter und einem Kallus-E-Modul von 10 MPa, klinisch gesehen, nachvollziehbarer verhalten hat. Dies betrifft insbesondere die Dehnungen, die in der Osteotomielinie berechnet wurden. Die Elastizität der Osteotomielinie entspricht der

ersten Phase des Verlängerungsprozess, in der der Distraktor kontinuierlich aktiviert wird.

- 3- Bei den Simulationen nahmen die Kontaktparameter der Weichteile, in Kombination mit der Elastizität der Osteotomielinie, eine wesentliche Rolle bei der Bestimmung der allgemeinen Verschiebungsrichtung ein.
- 4- Die an jedem Zugkraftpunkt entstandene allgemeine Verschiebungsrichtung konnte mithilfe des kartesischen Koordinatensystems zerlegt werden. Die Hauptbewegung in der sagittalen Ebenen war eine Verlagerung in Zugrichtung, wobei vertikal eine Bewegung nach oben und vorne erfolgte. Zusätzlich wurden horizontale Abweichungen mesial oder distal beobachtet. Die horizontalen Abweichungen und die vertikale Bewegung nach oben waren in jenen Simulationen stärker ausgeprägt, in denen die Kontaktparameter mehr Widerstand erzeugten, demnach in den Simulationen mit einem Kallus-E-Modul von 500 MPa und Weichteilen mit normalem Kontaktparameter sowie Lefort-III-Simulationen. Dies ist ein wesentlicher Hinweis zur klinischen Behandlung jener Patienten, bei denen ein höherer Widerstand der Weichteile vorhanden ist, zum Beispiel bei vernarbten Weichteilen im Gesicht, wie bei Patienten mit Gesicht-, Lippen- und Gaumenspalten, die frühzeitig operiert werden sollten, oder der Behandlung von Fehlbildungen, bei denen eine Lefort-III-Osteotomie erforderlich ist. Bei diesen Patienten sollten im Rahmen dieser Behandlungstechnik mehr Verzerrungen in der horizontalen Ebene erwartet werden.
- 5- Die allgemeinen Deviationen der Verschiebungsrichtung unterscheiden sich in der horizontalen Ebene in Abhängigkeit von der Osteotomielinie. Bei LeFort-I weicht diese mehr nach distal und bei LeFort-II und III (allgemein) mehr nach mesial ab. In vertikaler und sagittaler Ebene war bei allen Simulationen die Verschiebung nach oben und vorne gerichtet. Dies dient als wesentlicher Hinweis auf die Richtung des Zuges bzw. Druckes während der verschiedenen Zeitphasen der Knochenverlängerung, sodass der Behandler stets gegenteilige Kräfte bei der Aktivierung des Distraktors einsetzen sollte, um ungewünschte Verschiebungen in allen Ebenen zu vermeiden.

5. Zusammenfassung

Die Verwendung der Knochenverlängerung bei der Behandlung zahlreicher Gesichtsfehlbildungen in der Mund-, Kiefer- und Kraniogesichtschirurgie gilt mittlerweile als unverzichtbare therapeutische Methode. Aufgrund der Komplexität der Anatomie sowie der Vielschichtigkeit der Fehlbildungen und des physikalischen Konzeptes der Behandlung stellt die erfolgreiche Therapie derartiger Fehlbildungen eine Herausforderung dar. Die computergestützten Simulationen (durch z. B. die Finite-Elemente-Methode) führen zu einem besseren Verständnis der physikalischen Eigenschaften des Behandlungsprozesses, welches am lebenden Patienten direkt nicht zu erreichen ist. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war die Bestimmung des Rotationszentrums im Rahmen der Knochenverlängerung bei drei verschiedenen simulierten Knochengsegmenten (LeFort-I, II und III).

Ein Master-Modell (849921 Elemente, 221064 Knoten) wurde durch 3D-Modellentwicklung eines menschlichen Gesichtsschädels hergestellt, indem Primärdaten von einer Computertomographie des Kopfes einer anonymisierten jungen Patientin (22 Jahre alt), die keine Entwicklungsstörungen oder Defekte in der Kopfreion aufwies, übertragen wurden. In dem Modell wurden vier Masken identifiziert: kortikaler Knochen, spongiöser Knochen, Zähne und Weichgewebe. Von dem Master-Modell wurden drei Kopien angefertigt, an denen jeweils eine Osteotomie (LeFort-I, II und III) simuliert wurde. Um den Einfluss des Weichgewebes und der Kallus-Elastizität auf die Lageänderung des Rotationszentrums besser darzustellen, wurden verschiedene Elastizitäts- und Kontaktparameter verwendet: Kallus-E-Moduln von 10 und 500 MPa sowie Weichgewebe in drei Varianten (normale biologische Kontaktparameter, berührend und komplett ohne Weichgewebe). Damit entstanden 18 Simulationmodelle. Die maxilläre Komponente wurde in jedem Fall in der sagittalen Ebene um 0,5 mm durch Zugkräfte verlagert. Diese simulierten die Dehnungs- oder Druckkräfte eines Distraktors und wurden gleichzeitig links und rechts auf der maxillären Komponente eingesetzt.

Die verlagerte maxilläre Komponente zeigte komplexe dreidimensionale Bewegungen, die in allen Ebenen zerlegt und dargestellt wurden. Das Rotationszentrums der maxillären Komponente wurde nur in der sagittalen Ebene analysiert. Die Lageänderung des Rotationszentrums wurde in allen Simulationen anhand von drei Werten, zwei Winkeln und einem Verhältnis, bestimmt. Der Winkel $RZ-ZP^{Or-Po}$ unterscheidet sich zwischen den Si-

mulationen mit normalem biologischen Kontaktparameter der Weichteile und einem Kallus-E-Modul von 10 MPa folgendermaßen: LeFort-I: 35,50 °, LeFort-II: 45,75 ° und LeFort-III: 50,13 °. Bei Erhöhung der Masse der maxillären Komponente und dem Wert der Kallus-Elastizität wurde fast immer eine Reduktion des Winkelwerts beobachtet. Ähnlich verhielt sich der Winkelwert RZ-A^{Or}-Po. Das Verhältnis RZ-FR/N-A reflektiert die Lage des Rotationszentrums in Bezug zur Frankfurter Horizontalen. Dabei spielten die Kontaktparameter der Weichgewebe und die E-Moduln des Kallus eine wesentliche Rolle. Das Verhältnis war bei der Simulation nW.500 am geringsten und bei oW.10 am größten. Im Rahmen dieser Studie konnte der Einfluss der verschiedenen Faktoren (Weichgewebe, Kallus E-Modul und Osteotomielinie) auf die Lage des Rotationszentrums gezeigt werden.

6. Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abbildung. 1: Das komplett hergestellte Master-Modell nach der Bearbeitung und Fehlerbehebung | 24 |
| Abbildung. 2: Darstellung der LeFort-I-Osteotomie am kortikalen Knochen | 25 |
| Abbildung. 3: Darstellung der LeFort-II-Osteotomie am kortikalen Knochen | 26 |
| Abbildung. 4: Darstellung der LeFort-III-Osteotomie am kortikalen Knochen | 27 |
| Abbildung. 5: Darstellung der Zugpunkte eines Distraktors bei den LeFort-I-Simulationen | 30 |
| Abbildung. 6: Darstellung der Zugpunkte eines Distraktors bei den LeFort-II-Simulationen | 31 |
| Abbildung. 7: Darstellung der Zugpunkte eines Distraktors bei den LeFort-III-Simulationen | 32 |
| Abbildung. 8: Schrittweise Verschiebung der maxillären Komponente bei Simulation LeF.I.nW.10. | 35 |
| Abbildung. 9: Darstellung des Rotationszentrums bei Simulation LeF.I.nW.10 | 36 |
| Abbildung. 10: Anatomische Lage der Frankfurter Ebene imModell vor der Trimmung in der Modellierungsphase | 37 |
| Abbildung. 11: Darstellung der Ratio und Winkel zur Berechnung der Lageänderung des Rotationszentrums | 38 |
| Abbildung. 12: Schrittweise Verschiebung der maxillären Komponente in Simulation LeF.II.nW.10. | 39 |
| Abbildung. 13: Darstellung des Rotationszirkels entlang der Rotationsspuren in Simulation LeF.II.nW.10. | 39 |
| Abbildung. 14: Schrittweise Verschiebung der maxillären Komponente in Simulation LeF.III.nW.10. | 40 |

| | |
|---|----|
| Abbildung. 15: Darstellung des Rotationszentrums in Simulation LeF.III.nW.10. | 40 |
| Abbildung. 16: Schematische Darstellung der Ratio RZ-FR/N-A in allen Simulationen | 41 |
| Abbildung. 17: Schematische Darstellung des Winkels zwischen Frankfurter Ebene und ZP-RZ in allen Simulationen | 42 |
| Abbildung. 18: Schematische Darstellung des Winkels zwischen Frankfurter Ebene und RZ-A in allen Simulationen | 43 |
| Abbildung. 19: Allgemeine Verschiebung der verschiedenen Bestandteile des Modells in Simulation LeF.I.nW.10 | 44 |
| Abbildung. 20: Verschiebung in horizontaler Ebene in Simulation LeF.I.nW.10 mit niedrigen Werten | 46 |
| Abbildung. 21: Verschiebung in horizontaler Ebene in Simulation LeF.I.nW.10 | 46 |
| Abbildung. 22: Frontale vertikale Bewegung in Simulation LeF.I.nW.10 | 47 |
| Abbildung. 23: Dehnungs- und Druckkräfte, skaliert zwischen 0.0 und 0.5 mm, in Simulation LeF.I.nW.10 an der Osteotomielinie | 48 |
| Abbildung. 24.a: Allgemeine Verschiebungsrichtung in Simulation LeF.I. nW.10 | 49 |
| Abbildung. 24.b: Allgemeine Verschiebungsrichtung in Simulation LeF.I. nW.10 | 50 |
| Abbildung. 25: Allgemeine Verschiebungsrichtung in Simulation LeF.II. nW.10 | 51 |
| Abbildung. 26: Allgemeine Verschiebungsrichtung in Simulation LeF.III. nW.10 | 52 |

7. Tabellenverzeichnis

| | |
|---|----|
| Tabelle 1: Die in den FE-Simulationen verwendeten E-Module der einzelnen Modellbestandteile | 28 |
| Tabelle 2: Simulationen mit normalen Kontaktparametern | 29 |
| Tabelle 3: Kontaktparameter in den Simulationen, wenn die Weichteilkomponente die anderen Bestandteile des Modells nur berührt | 29 |
| Tabelle 4: Die bei den verschiedenen Simulationen verwendeten Abkürzungen | 34 |
| Tabelle 5: Mittelwerte der Ratio RZ-FR/N-A in allen Simulationen | 41 |
| Tabelle 6: Mittelwerte des Winkels zwischen Frankfurter Ebene und RZ-ZP in allen Simulationen | 42 |
| Tabelle 7: Mittelwerte des Winkels zwischen Frankfurter Ebene und RZ-A in allen Simulationen | 43 |
| Tabelle 8: Werte der Dehnungen in der Osteotomielinie in allen 18 Simulationen, skaliert und unskaliert dargestellt | 49 |

8. Literaturverzeichnis

Abé H, Hayashi K, Sato M. Data book on mechanical properties of living cells, tissues and organs. Tokyo, Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1996

Ahn JG, Figueroa AA, Braun S, Polley JW. Biomechanical considerations in distraction of the osteotomized dentomaxillary complex. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 264-270

Akay MC, 2011. Distraction Osteogenesis of the Maxillofacial Skeleton: Clinical and Radiological Evaluation, CT Scanning - Techniques and Applications. <http://www.intechopen.com/books/ct-scanning-techniques-andapplications/distraction-osteogenesis-of-the-maxillofacial-skeleton-clinical-and-radiological-evaluation>, (Zugriffsdatum: 28.12.2019)

Baxter DJ, Shroff MM. Developmental maxillofacial anomalies. *Semin Ultrasound CT MR* 2011; 32: 555-568

Billiet T, de Pauw G, Dermaut L. Location of the centre of resistance of the upper dentition and the nasomaxillary complex. An experimental study. *Eur J Orthod* 2001; 23:263-273

Bourauel C, Aitlahrach M, Heinemann F, Hasan I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. *Bio-med Tech* 2012; 57: 21–32

Braun S. Extraoral appliances: A twenty-first century update. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 624-629

Bröse SA, Antwerpes F, Ostendorf N, 2013, <https://flexikon.doccheck.com/de/Akrozephalosyndakylie-Syndrom>. (Zugriffsdatum: 24.12.2019)

Cheung LK, Chua HDP. A meta-analysis of cleft maxillary osteotomy and distraction osteogenesis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006; 35: 14–24

Combs P, Harshbarger R. Le Fort I Maxillary Advancement Using Distraction Osteogenesis. *Sem Plastic Surg* 2014; 28: 193–198

Demann ET, Haug RH. Do position and soft tissue affect distraction vector. An in vitro investigation. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60: 149–155

Fariña R, Salinas F. A novel skeletal anchorage for rigid external distractor. *Plast Aesthet Res* 2017; 4:144-149

Figuroa AA, Polley JW, Figuroa AD. Biomechanical Considerations for Distraction of the Monobloc, Le Fort III, and Le Fort I Segments. *Plast Reconstr Surg* 2010; 126: 1005–1013

Grayson BH, Santiago PE. Treatment Planning and Biomechanics of Distraction Osteogenesis from an Orthodontic Perspective. *Semin in Orthodont* 1999; 5: 9-24

Gateno J, Teichgraber JF, Xia J, Teachable Three-Dimensional Surgical Planning for Maxillary and Midface Distraction Osteogenesis. *J Craniofac Surg* 2003; 14: 833-839

Heggie A Sorger, Kumar R, Shand J M. The role of distraction osteogenesis in the management of craniofacial syndromes. *Ann Maxillofac Surg* 2013; 3: 4-10

Heine AK. Individuelle dreidimensionale Simulation von Weichteilveränderungen im Gesichtsbereich – eine Finite-Elemente-Studie. Medizinische Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München, Deutschland, 2005

Hierl T, Hemprich A, Krey KF, Hümpfner-Hierl H. Distractionsosteogenese des Oberkiefers – Indikation und Anwendung extraoraler Systeme Distraction Osteogenesis of the Maxilla – Indication and Use of External Devices. *Inf Orthod Kieferorthop* 2011;43:161–165

Hierl T, Primm T, Hemprich A. Kallusdistraction des Mittelgesichts bei ausgeprägter Mittelgesichtshypoplasie. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2000; 4:442–445

Keindl R, Begleitfehlbildungen bei Kindern mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten, Dissertation, Technischen Universität München, 2004

Kim JH, Lee H, Lee SM, Yang BE. Distraction osteogenesis and orthognathic surgery for a patient with unilateral cleft lip and palate. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2015; 147: 381-393

Klein C. Schrittweise Kallusdistraction nach Ilizarov. Deutsches Ärzteblatt 93, Heft 47, 1996

Korioth TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. Crit Rev Oral Biol Med 1997; 8:90-104

Kubein D, Jäger A, Bormann V. Systematik der Distalisation oberer Sechser mit dem indirekten Headgear Gezielte Anwendung des indirekten Headgears mit Hilfe des Headgearzirkels. Fortschr Kieferorthop 1984; 45: 128-140

Kübler A, Reuther T, Michel C, Reuther J. Orthopädische Chirurgie des Gesichtsschädels. In: Hausamen JE, Machtens E, Reuther J, Eufinger H, Kübler A, Schliephake H. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie Operationslehre und –atlas 4.Auflage. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2012: 403-412

Lee KG, Ryu YK, Park YC, Rudolph DJ. A study of holographic interferometry on the initial reaction of maxillofacial complex during protraction. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997; 111: 623–632

Lisiak-Myszke M, Marciniak D, Bieliński M, Sobczak H, Garbacewicz Ł, Drogoszewska B. Application of Finite Element Analysis in Oral and Maxillofacial Surgery, a Literature Review. Materials (Basel) 2020; 13:3063

Lammens J, Liu Z, Aerssens J, Dequeker J, Fabry G. Distraction Bone Healing Versus Osteotomy Healing: A Comparative Biochemical Analysis. J Bone Mineral Res 1998; 13: 279–286

Maheshwari S, Verma SK, Tariq M, Prabhat KC, Kumar S, Biomechanics and orthodontic treatment protocol in maxillofacial distraction osteogenesis. Nat J Maxillofac Surg 2011; 2: 120-128

Miyazaki H, Katada H, Ichinokawa Y, Hirabayashi S, Sueishi K. Orthodontic Treatment in Combination with Le Fort II Bone Distraction in Patient with Apert Syndrome. Bull Tokyo Dental College 2013; 54:9–17

Monasterio FO, Del Campo AF, Carrillo A. Advancement of the orbits and the midface in one piece, combined with frontal repositioning, for the correction of crouzon's deformities. *Plast Reconstr Surg* 1978; 61: 507–516

Moyers RE. *Handbook of Orthodontics* 4. Edition. Chicago-London-Boca Raton, Yearbook Medical Publisher, INC., 1988: 310-313

Nanda R, Kuhlberg A. Principles of Biomechanics. In: Chang FH, Chang JZ, Conley S, Keim R, Keles A, King GJ, Dandajena TC, Erverdi M, Huang JC, Kapila S, Kokich VG, Kokich VO, Kuhlberg A, Legan HL, Nanda S, Nanda R, Sugawara BN, Zachrisson B. *Biomechanics And Esthetic Strategies In Clinical Orthodontics*. St. Louis, Missouri USA: Elsevier Saunders, 2005: 1-5

Nanda R. Protraction of maxilla in rhesus monkeys by controlled extraoral forces. *Am J Ortho* 1978; 74: 121–141

Olmez S, Dogan S, Pekedis M, Yildiz H. Biomechanical evaluation of sagittal maxillary internal distraction osteogenesis in unilateral cleft lip and palate patient and noncleft patients: a three-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod* 2014; 84: 815-24

Pereira MA, Luiz de Freitas PH, da Rosa TF, Xavier CB. Understanding Distraction Osteogenesis on the Maxillofacial Complex: A Literature Review. *J Oral Maxillofac Surg* 2007; 65: 2518–2523

Polley JW, Figueroa AA. Rigid external Distraction: Its Application in Cleft Maxillary Deformities. *Plast Reconstr Surg* 1998; 102: 1360–1372

Präger TM, Brochhagen HG, Mischkowski R, Jost-Brinkmann PG, Müller-Hartwich R. Assessing bone volume for orthodontic miniplate fixation below the maxillary frontal process
Knöcherner Verhältnisse unterhalb des Processus frontalis der Maxilla im Hinblick auf kieferorthopädische Verankerungsplatten. *J Orofac Orthop* 2014; 75:399–408

Proffit WR. The Development of Dentofacial Deformities: Influences and Etiologic Factors. In: Proffit WR, White RP Jr, Sarver DM. *Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity*. St. Louis, MO USA: Mosby, 2003: 30-34

- Robinson RC, O'Neal PJ, Robinson GH. Mandibular distraction force: Laboratory data and clinical correlation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2001; 59: 539–544
- Roldan JC, Moralis A, Dendorfer S, Witte J, Reicheneder C. Controlled Central Advancement of the Midface After Le Fort III Osteotomy by a 3-Point Skeletal Anchorage. *J Craniofac Surg* 2011; 22: 2384-2386
- Roy AA, Rtshiladze MA, Stevens K, Phillips J. Orthognathic Surgery for Patients with Cleft Lip and Palate. *Clinics in Plast Surg* 2019; 46: 157 – 171
- Runyan CM, Flores RL, McCarthy JG. Distraction Osteogenesis: Biologic and Biomechanical Principles. *Craniofac Dist* 2017: 11–43
- Sander C, Günter F, Schwanzer N, Ehrenfeld M. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Kieferorthopädie. Stuttgart-New York: George Thieme Verlag, 2011: 315-317
- Schneider VPJ. Methodik der Mittelgesichtsdistraction bei kraniofacialen Syndromen Inaugural – Dissertation. Universität Würzburg Deutschland, 2006
- Scolozzi P. Distraction Osteogenesis in the Management of Severe Maxillary Hypoplasia in Cleft Lip and Palate Patients. *J Craniofac Surg* 2008; 19: 1199-1214
- Shetye PR, Giannoutsos E, Grayson BH, McCarthy JG. Le Fort III distraction: Part I. Controlling position and vectors of the midface segment. *Plast Reconstr Surg* 2009; 124:871-878
- Stahl E, Keilig L, Abdelgader I, Jäger A, Bourauel C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *J Orofac Orthop* 2009; 70:115-27
- Streibinger N. Distractionosteogenese in der Kieferorthopädischen Chirurgie, Diplomarbeit, Medizinische Universität Graz, 2011
- Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 95:200-207

Tanne K, Matsubara S, Sakuda M. Location of the Centre of Resistance for the Nasomaxillary Complex Studied in a Three-Dimensional Finite Element Model. *Brit J Orthod* 1995; 22: 227–232

Wichelhaus A, Sander EG. Dentale und skelettale Effekte der Vorschubdoppelplatten-High-pull-Headgear-Kombination. Eine klinische Studie behandelter Patienten. *Urban & Vogel. Fortschr. Kieferorthop* 1995; 56: 202–215

Yu J, Fearon J, Havlik R, Buchman S, Polley J. Distraction Osteogenesis of the Craniofacial Skeleton. *Plast Reconstr Surg* 2004; 114:1-20

Zhou X, Wang Y, Wang C. Three-dimensional finite element study on middle face advancement with distraction osteogenesis. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi* 2004; 2:292-296

9. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. Bourauel, Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie am Universitätsklinikum Bonn, für die Überlassung dieses Dissertationsthemas. Durch seine herzliche Unterstützung fühlte ich mich immer sehr gut betreut.

Herrn Dr. rer. nat. Keilig danke ich herzlich für seine intensive Betreuung und Unterstützung in allen schwierigen Phasen dieser Arbeit. Er wurde niemals müde, mir alle Aspekte der Finite-Elemente-Methode und der Mathematik dahinter ausführlich und auch grafisch zu erklären.

Bei Herrn Dr. Tarek Elshazli und Herrn Dr. Mostafa Aldasoki bedanke ich mich für ihre freundliche Unterstützung.

Zuletzt danke ich meinen Eltern, meiner Frau und meinen Kindern von Herzen für ihre bedingungslose und liebevolle Unterstützung.