

Aus dem Bereich Klinische Medizin  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

**Einfluss von Kieferverlagerungen auf das Mittelgesicht bei  
Dysgnathien der Angle Klasse III**

**Eine retrospektive, röntgenologische Langzeitstudie**

***Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der  
Zahnmedizin***

***der Medizinischen Fakultät***

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2022

vorgelegt von: Andreas Christian Manternach,  
geb. am 10.04.1986 in Lindau (Bodensee)

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie,  
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar  
Direktor: Prof. Dr. Jörg Lisson

**Gewidmet**

**meinen lieben Eltern in großer Dankbarkeit**

# Inhaltsverzeichnis

1. ZUSAMMENFASSUNG.....	5
1.1 ABSTRACT .....	6
2. EINLEITUNG .....	7
2.1 OKKLUSION .....	7
2.2 EUGNATHIE .....	8
2.2.1 <i>Definition</i> .....	8
2.2.2 <i>Schädelentwicklung, Wachstum und Knochenheilung</i> .....	9
2.3 DYSGNATHIE.....	11
2.3.1 <i>Definition</i> .....	11
2.3.2 <i>Kieferorthopädische / Kieferchirurgische Therapie</i> .....	12
2.4 ZIELSETZUNG .....	14
3. MATERIAL UND METHODIK.....	17
3.1 STUDIENTEILNEHMER.....	17
3.2 EINSCHLUSS- UND AUSSCHLUSSKRITERIEN .....	17
3.3 DIE OPERATIONSTECHNIK .....	18
3.4 DENTALE VOLUMEN TOMOGRAPHIE .....	19
3.4.1 <i>Geschichte</i> .....	20
3.4.2 <i>Bildrekonstruktion und Entstehung</i> .....	20
3.4.3 <i>Dentaler Volumen Tomograph KaVo 3D Exam</i> .....	21
3.5 COMPUTER HARDWARE .....	22
3.6 COMPUTER SOFTWARE .....	22
3.7 VGSTUDIO MAX 3.0 UND VGMETROLOGY .....	22
3.8 VORVERSUCH UND VALIDIERUNG DER METHODE .....	24
3.8.1 <i>Vorbereitung der DICOM Datensätze</i> .....	27
3.8.2 <i>Erklärung der Symbole von VGSTUDIO MAX 3.0</i> .....	30
3.8.3 <i>Verfahren zur Überlagerung der Röntgenbilder</i> .....	31
3.8.4 <i>Auswahl der Knochenmesspunkte</i> .....	37
3.8.5 <i>Analyse der knöchernen Veränderungen</i> .....	39
3.9 STATISTISCHE METHODE .....	43
4. ERGEBNISSE .....	45
4.1 DESKRIPTIVE CHARAKTERISTIK DER STUDIENTEILNEHMER .....	45
4.2 VORVERSUCH AM TESTKÖRPER .....	45
4.3 VERMESSUNG DER OSTEOSYNTHESEPLATTEN.....	45
4.4 KNOCHENVERÄNDERUNGEN PRÄ- UND POSTOPERATIV .....	47
4.5 DIFFERENZIERTE BETRACHTUNG DER KNOCHENVERÄNDERUNGEN PRÄ- UND POSTOPERATIV .....	49
4.6 DER EINFLUSS DES GESCHLECHTS AUF KNÖCHERNE VERÄNDERUNGEN.....	50
4.7 ALTERSSPEZIFISCHE UNTERSCHIEDE IN DEN GRUPPEN 14-18 JAHRE UND 19-65 JAHRE.....	51
4.8 KNÖCHERNE AUSWIRKUNGEN EINER PRÄOPERATIVEN CHIRURGISCHEN GAUMENNAHTERWEITERUNG .....	51
4.9 KNÖCHERNE AUSWIRKUNGEN EINER BEGLEITENDEN KINNPLASTIK .....	51
4.10 VERGLEICH UNTERSCHIEDLICHER POSTOPERATIVER UNTERSUCHUNGSZEITPUNKTE .....	52
4.11 ZUSAMMENHANG VERLAGERUNGSSTRECKE UND KNOCHENVERÄNDERUNG.....	52
4.12 ÜBERPRÜFUNG DER VERZÄHNUNG ZUM ZEITPUNKT T1 .....	52

5.	<i>DISKUSSION</i>	53
5.1	VALIDIERUNG DER METHODE	53
5.2	DYSGNATHIECHIRURGIE VOR VOLLENDUNG DES 18. LEBENSJAHRES	54
5.3	KNÖCHERNE STABILITÄT NACH BIGNATHER KIEFERVERLAGERUNG	56
5.4	INDIKATIONSSTELLUNG 3D RÖNTGEN	57
5.5	VOR- UND NACHTEILE VON POLYGONMODELLEN UND DICOM DATEN	57
5.6	QUALITÄT DER METHODE IM VERGLEICH ZU BISHERIGEN METHODEN	58
5.7	RÄUMLICHE NÄHE ZUM VERLAGERUNGSSPALT	58
5.8	DIFFERENZIERTER BETRACHTUNG DER KNOCHENVERÄNDERUNGEN IN BEZUG AUF DEN OSTEOTOMIESPALT	58
5.9	URSACHEN KNÖCHERNER VERÄNDERUNG	59
5.10	ILIZAROV EFFEKT	59
5.11	EINFLUSS BEGLEITENDER OPERATIONEN	60
5.12	LIMITATIONEN	60
6.	<i>SCHLUSSVORGERUNGEN</i>	61
7.	<i>AUSBLICK</i>	63
8.	<i>VERZEICHNISSE</i>	64
8.1	LITERATURVERZEICHNIS	64
8.2	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	70
8.3	TABELLENVERZEICHNIS	84
8.4	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	92
9.	<i>DANKSAGUNG</i>	94
10.	<i>ANHANG</i>	95
11.	<i>LEBENS LAUF</i>	96

## 1. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Arbeit ist es zu untersuchen, inwieweit knöcherne Veränderungen des Mittelgesichts vor und nach einer Klasse III Dysgnathie Chirurgie zu finden sind. Es gilt zu überprüfen, ob Veränderungen auftreten, in welchem Ausmaß diese auftreten und welchen Einfluss sie auf die Stabilität des OP-Ergebnisses haben. Weiter wird überprüft, welchen Einfluss etwaige Unterschiede wie Alter, Geschlecht, Knochenheilungszeit, begleitende Operationen, Untersuchungszeitpunkt, sowie die Verlagerungsstrecke haben.

Die Untersuchung begann mit der Darstellung und dem Vergleich von DVT Daten. Alle 31 Patienten (Alter  $24,4 \pm 11,8$ ) wiesen präoperativ eine Dysgnathie mit Klasse III Verzahnung und bei der Nachuntersuchung ( $394,5 \pm 152,2$  Tage) eine Klasse I Verzahnung auf. Zunächst wurde ein Vorversuch mittels zweier Testkörper und den dazugehörigen 3D Röntgendaten durchgeführt. Danach konnte der Versuchsaufbau und die Methode validiert werden. Dreidimensionale Röntgendaten im DICOM wurden mit dem Programm VGSTUDIO MAX 3.0 (Volume Graphics GmbH, Heidelberg) eingelesen, gerendert und überlagert. Der knöcherne Mittelgesichtsanteil unterteilt sich in vier vertikale Messlinien mit 36 Messpunkten und reicht von dem unteren Orbita-Rand bis zur Osteotomie-Linie. Lineare Messungen sowie Oberflächenveränderungen konnten dargestellt und analysiert werden.

Der Vorversuch sowie der Kontrollversuch zeigen auf Basis des Wilcoxon Test eine Signifikanz von  $p < 0,001$ . In der Untersuchungsgruppe gab es nur geringe positive und negative knöcherne Veränderungen der Oberfläche. Über den Test auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk) konnte nur in vier von 36 Patientenfällen eine signifikante Abweichung von  $p < 0,05$  bestätigt werden. Im Messbereich nahe dem Osteotomiespalt konnten die größten knöchernen Veränderungen dargestellt werden. Diese überschritten in einer Messreihe von acht Punkten nur in drei Punkten die Auflösung des DVTs ( $250\mu\text{m}$ ) mit einer Signifikanz von  $p < 0,05$ .

Knöcherne Oberflächen im DVT konnten quantitativ präzise dargestellt und verglichen werden. Die gewählten knöchernen Referenzpunkte scheinen für einen Vergleich geeignet. Es wurden nur geringe knöcherne Veränderungen des Mittelgesichts gefunden, die nur im Bereich des Osteotomiespalts das Auflösungsvermögen der Röntgenbilder überschreiten. Bei zusätzlichen postoperativen DVT Aufnahmen könnte die Methode verwendet werden, um den Untersuchungsbereich auf die verlagerten Kiefer weiter zu erweitern.

## 1.1 Abstract

The purpose of this study is to establish to what extent changes in the midface bone structure can be found before and after angle class III dysgnathia surgery. The size of the changes needs to be checked specifically regarding the effect they may have upon the stability of the resulting surgery. In addition to this it is needful to check what, if any, difference may be influenced by age, gender, time need for the bone to heal, accompanying operations, the timing of examinations and the distance of surgical displacement.

First step of this study was the graphic representation and comparison of CBCT data. All 31 patients (age  $24.4 \pm 11.8$ ) had dysgnathia with angle class III occlusion preoperatively and a angle class I occlusion at the follow-up examination ( $394.5 \pm 152.2$  days). After a preliminary study using two plastic test bodies and the associated CBCT data, the test setup and the method were validated. The CBCT data was loaded, rendered and matched using the computer program VGSTUDIO MAX 3.0 (Volume Graphics GmbH, Heidelberg). The maxillofacial bone is divided into four vertical measuring lines with 36 measured points and extends from the deep orbital edge to the osteotomy line of the upper jaw. Surface changes of hard tissue were illustrated and analysed.

The preliminary study and the control test show a significance of  $p < 0.001$  based on the Wilcoxon test. In the study group there were only small positive and negative bony differences of the hard tissue surface. Using the test for normal distribution (Shapiro-Wilk), a specific distribution of  $p < 0.05$  was significant in four out of 36 measuring points only. The area of the osteotomy gap showed the greatest differences of hard tissue. However, only three out of eight points exceeded the minimum resolution of the CBCT ( $250 \mu\text{m}$ ) with a significance of  $p < 0.05$ .

Hard tissue changes in the CBCT could be represented quantitatively precisely and compared. The selected hard tissue landmarks seem suitable for a pre- and postsurgical comparison. Only minor hard tissue changes in the midface were found, which exceeded the resolution of the X-ray images in the area of the osteotomy gap. With additional postoperative CBCT images, the method of this study could be used to further expand the examination area to include the surgically displaced jaws. Further research is needed.

## 2. EINLEITUNG

Die Behandlung von Patienten mit Kieferfehlstellungen (Dysgnathie) im Wachstumsalter stellt eine einzigartige und anspruchsvolle Herausforderung für Kieferorthopäden und Kieferchirurgen dar. Die kombinierte kieferorthopädische und kieferchirurgische Therapie kann Einfluss auf das spätere Wachstum und die Progression der Dysgnathie haben. Ein weiteres postoperatives Wachstum kann den operativen Erfolg negativ beeinflussen oder sogar aufheben. Ein gründliches Verständnis der postoperativen Knochenveränderungen ist somit entscheidend für eine erfolgreiche Therapie [114].

Obwohl Literatur über die postoperative skelettale Stabilität erwachsener Dysgnathie-Patienten existiert, ist nur wenig über die Prognose oder die Auswirkungen auf das Wachstum jüngerer Patienten bekannt [1, 4, 5, 17, 27, 36, 41, 44, 46, 47, 60, 67, 77, 81, 84, 85]. Es kann das Risiko für einen weiteren chirurgischen Eingriff bestehen und schafft damit eine Kontroverse über den altersspezifischen OP-Zeitpunkt und die Stabilität des Ergebnisses. Weitere Faktoren wie die Richtung des Kieferwachstums, mono/ bignathe Operationsverfahren, sowie die klinische Erfahrung des Operateurs können das Ergebnis beeinflussen [95, 115].

Ziel dieser Arbeit ist die Untersuchung des Einflusses von Kieferverlagerungen auf das Wachstum des Mittelgesichts bei Angle Klasse III Dysgnathie Patienten. Die Untersuchungszeitpunkte sind vor der Operation T0 und bei Entfernung des Osteosynthesematerials T1 nach einer knöchernen Regeneration. Mit Hilfe von 3D Röntgenbildern wird die Knochenoberfläche an beiden Zeitpunkten vermessen und verglichen. Außerdem soll der Einfluss unterschiedlicher Parameter wie Geschlecht, Alter, begleitende Operationen oder der zeitliche Abstand beider Röntgenbilder untersucht werden.

### 2.1 Okklusion

Ab dem Jahr 1899 definierte Edward Angle das Okklusionsbild von Ober- und Unterkiefer im Bereich der Sechsjährigen Molaren, teilte dieses erstmals in drei Klassen ein und begründete damit die moderne Kieferorthopädie [79]. Die Angle Klassen untergliedern sich in Klasse I (Neutralokklusion), Klasse II (Distalokklusion) und Klasse III (Mesialokklusion) [95]. Die Neutralokklusion der Seitenzähne in sagittaler Richtung besteht, wenn die Spitze des oberen Eckzahnes zwischen dem unterem Eckzahn und dem folgenden Prämolaren sowie

der mesiobukkale Höcker des oberen ersten Molaren in die bukkale Fissur des unteren ersten Molaren hinein okkludieren [45].

Atypische Verzahnungsformen der Schneidezähne werden als offener Biss, tiefer Überbiss, Kopfbiss und umgekehrter Überbiss bezeichnet. Bei der Regelverzahnung der Schneidezähne übergreifen die Schneidekanten der oberen Frontzähne diejenigen der unteren Frontzähne um 1-2 mm und bei maximaler Interkuspitation entsteht ein Berührungskontakt auf der Palatinalfläche der oberen Schneidezähne [45].

Eine Vielzahl erworbener oder angeborener Faktoren können die Verzahnung beeinflussen. Neben der habituellen Okklusion liefert die Unterkieferposition bei leicht geöffnetem Mund (Unterkieferruheposition) wichtige diagnostische Hinweise. Unterschiede der Zahnbeziehung zwischen Schlussbiss und Ruheschwebelage weisen auf Zwangsführungen hin, bei denen der Unterkiefer bei maximaler Interkuspitation nach transversal, anterior oder posterior abgleiten kann [113]. Abzugrenzen ist hierbei die habituelle Verschiebung des Unterkiefers, bedingt durch myogene Probleme oder durch Fehlstellungen der Kopfgelenke, des Beckens und der Hals/ Brustwirbelsäule [92]. Auch die Zungenlage hat Einfluss auf die Verzahnung. So kann es bei persistierendem viszeralem Schluckmuster oder erworbenen myogenen Dysfunktionen durch den nach anterior auf die Frontzähne wirkenden Druck zur Protrusion der Schneidezähne und zum offenen Biss kommen [110]. Weiterhin können Habits wie Daumenlutschen, Lippenbeißen/ -lutschen, Stiftkauen, usw. zur Veränderung der Zungenlage und der Okklusion führen [22].

## **2.2 Eugnathie**

### **2.2.1 Definition**

Die Eugnathie beschreibt das morphologisch und funktionell optimale Gebiss. Hierzu gehören die volle Zahnanzahl mit normaler Zahnform, gut ausgeformte Zahnbögen (Oberkiefer Ellipse/ Unterkiefer Parabel), keine Engstände oder Lücken und keine Einzelzahnabweichungen oder Positionsveränderungen der Zähne. Außerdem müssen beide Kieferbasen eine korrekte Größe und Einlagerung im Schädel aufweisen und in neutraler Okklusion einen doppelzahnigen Antagonismus aufweisen [94].



## 2.2.2 Schädelentwicklung, Wachstum und Knochenheilung

Knochengewebe setzt sich aus Kollagenfibrillen, Hydroxylapatitkristallen und verschiedenen Zellen zusammen und kommt als kompakter und spongiöser Knochen im Körper vor. Durch Osteogenese kann Knochengewebe auf zwei Arten entstehen, entweder durch Mineralisation von Knorpelgewebe (chondrale Ossifikation), oder durch direkte Zelldifferenzierung aus dem Mesenchym (desmale Ossifikation) [52]. Ober- und Unterkiefer werden über desmale Ossifikation gebildet [96]. Osteoklasten und Osteoblasten sorgen zeitlebens für einen ständigen Umbau des Gewebes und sorgen so für eine funktionelle Anpassung und die Reparatur kleiner Schäden. Dabei ist, neben Wachstumshormonen, die mechanische Beanspruchung des Knochens ein wichtiger Auslöser und Regulator des Knochenstoffwechsels [52].

Der Gesichtsschädel (Viscerokranium) wird von den Knochen des Ober- und Unterkiefers, der Nasenhöhle, des Jochbogens und der Augenhöhle gebildet und lässt sich in unterschiedliche Wachstumstypen (meso-/ dolicho-/ brachi- fazial) untergliedern, die sich auf das äußere Erscheinungsbild und die Verzahnung auswirken. Das Wachstum des Gesichtsschädels entspricht, im Gegensatz zum Wachstum des Neurokraniums, dem allgemeinem Körperwachstum. Es ergibt sich ein rasches Wachstum im Kleinkindalter und eine stetige, aber gleichbleibende Zunahme in der Kindheit. Eine Beschleunigung des Wachstums in der Pubertät sowie der Abfall des Wachstums im Erwachsenenalter sind für die kieferorthopädische Planung, Therapie und Prognose von zentraler Bedeutung [95].

Für das Wachstum des Viscerokranium wurden unterschiedliche Theorien aufgestellt. Scott erkannte 1970, dass das postnatal faserfettige Gewebe des rückwärtigen Maxillarpolsters eine wichtige Rolle spielt, indem dieses Gewebe den Oberkieferknochen nach vorne und unten stoßen oder verlagern könnte [49]. Moss [62, 63, 64, 65] stellte die Theorie der funktionellen Matrix auf, die sich in eine periostale und eine kapsuläre Matrix unterteilt. Für die Einleitung und die Aufrechterhaltung des Knochenwachstum seien genetische Faktoren, der Einfluss der Weichgewebsumgebung sowie physiologische Funktion (Kauen, Schlucken, Atmen, Sprechen) verantwortlich [95] [62, 63, 64, 65]. Enlows [25] Theorie des äquivalenten Wachstums untergliedert den menschlichen Schädel in vier morphogenetisch getrennte Gebiete (Unterkiefer, Mittelgesicht, Obergesicht und Schädeldach), die sich in Ihrem Wachstum voneinander abhängig verhalten [87] [95].

Ober- und Unterkieferwachstum unterscheiden sich unabhängig von diesen Theorien. Der nasomaxilläre Komplex wird von der Entwicklung der angrenzenden Schädelbasis beeinflusst. Die Position des Oberkiefers wird vom Wachstum in den spheno-okzipitalen und den spheno-ethmoidalen Synchronosen bestimmt. Transversales Wachstum entsteht im

Gebiet der Sutura palatina mediana sowie am Jochbeinfortsatz, abwärts gerichtetes Wachstum im Gebiet des Alveolarfortsatzes und am Gaumen. Die nasale Region bewegt sich nach vorne. Der Unterkiefer setzt sich aus zwei symmetrischen Teilen zusammen, die kurz nach der Geburt verwachsen. Der Wachstumsmechanismus besteht aus interstitieller und appositioneller Proliferation. Die Größenzunahme entsteht durch Wachstum am posterioren Rand des Ramus, am Alveolarrand und am inferioren Rand des Unterkieferkörpers, während gleichzeitig eine Resorption am vorderen aufsteigenden Ast erfolgt. Das aufwärts und rückwärts gerichtete Wachstum des Kondylus bewirkt eine abwärts und vorwärts gerichtete Bewegung des Unterkiefers [95].

Bei dem neutralem Wachstumstyp (mesofazial) wächst der Unterkiefer parallel zur vorderen Schädelbasis (Abb. 1a). Der vertikale Wachstumstyp (dolichofazial) zeigt während des Wachstums eine Unterkieferrotation nach dorso-kaudal. Es entsteht ein schmales Gesicht, dessen unteres Gesichtsdrittel (Strecke Subnasale bis Menton) verlängert ist. Dieses Wachstum kann den Kondylus durch ungünstige Belastung schädigen (Abb. 1b). Bei dem horizontalen Wachstumstyp (brachyfazial) rotiert der Unterkiefer nach ventro-kranial, wodurch sich das untere Gesichtsdrittel reduziert und ein breites Gesicht entsteht. Mögliche Folgen sind der Tiefbiss, der retrale Zwangsbiss oder eine absinkende Bisshöhe (Abb. 1c) [95]. Wachstumstyp und Wachstumsrichtung beeinflussen das Ergebnis einer chirurgischen Therapie und müssen deshalb für den Therapieerfolg bekannt sein [115].

Das Gesichtswachstum ist bei Mädchen im Alter von 15 Jahren und bei Jungen im Alter von 17 – 18 Jahren bereits zu etwa 98% abgeschlossen. Patienten mit Dysgnathien können bis zu dieser Zeit ein proportionales Wachstum beider Kiefer zeigen. Problematisch ist das disproportionale Wachstum von Ober- und Unterkiefer, welches eine Dysgnathie verstärken kann. Eine Dysgnathieoperation kann anschließend das Kieferwachstum beeinflussen oder bei disproportionalen Wachstum früh zu einem Rezidiv und einer zweiten OP führen [114].

Bei einer operativen Kieflerlagerung kommt es zu einer künstlichen Fraktur des Knochens. Bei der Frakturheilung entsteht primär ein sich organisierendes Blutgerinnsel, welches sich in eine Narbe (fibrocartilaginärer Kallus), bestehend aus Knorpel und Bindegewebe, umbaut. Dieses Gewebe überbrückt dann den Frakturspalt provisorisch. Während nekrotisches Knochengewebe an den Frakturenden abgebaut wird, entsteht über endochondrale Ossifikation aus dem Kallus der Geflechtknochen. Das Einwirken von Schubkräften stört die Frakturheilung und kann zu einem Scheingelenk führen (Pseudoarthrose). Bei der operativen Osteosynthese mittels Platten und Schrauben kann bei einem geringen Spalt <1 mm direkt fester Lamellenknochen entstehen (Spaltheilung). Dieser verläuft erst parallel zum

Frakturspalt. Später wird er durch Osteoklasten durchbohrt und über neue Osteone mit dem Frakturende verbunden [52].



Abb. 1a-c: Wachstumstypen des Gesichtsschädels in Bezug auf die Lageveränderung der Kiefer: neutrales / vertikales / horizontales Wachstum

## 2.3 Dysgnathie

### 2.3.1 Definition

Der Begriff Dysgnathie ist eine Sammelbezeichnung und beschreibt neben allen Zahnstellungsanomalien ebenfalls die skelettalen Lage- und Formanomalien der Kiefer. Letztere können angeborene, vererbte und erworbene Kieferfehlstellungen sein. Abweichungen von der Eugnathie sind in transversaler, vertikaler und sagittaler Ebene möglich und liegen meist in kombinierter Form vor. Verantwortliche endogene und exogene Faktoren können sein: Erbanlagen, Wachstum, Konstitution, Muskulatur, exogene Einflüsse, Habits, Karies, Ernährungsstörungen, Unfälle und innere Sekretion [95].

Bei der Diagnostik der Dysgnathie muss neben dem dentalen Okklusionsbefund auch die Bisslage der Kiefer zueinander überprüft werden. Grünberg entwickelte 1912 die Rekonstruktion der Bisslage, welche die Position der Zähne nach dem Ausgleichen von pathologischen Zahnfehlstellungen/ -Wanderungen angibt [37]. Dysgnathien können somit eine dentale und skelettale Komponente aufweisen.

### 2.3.2 Kieferorthopädische / Kieferchirurgische Therapie

Während Zahnfehlstellung, wie durch Andrews im Jahr 1972 definiert [3], kieferorthopädisch korrigiert und somit Zahnbögen, Funktion und Gesichtsästhetik optimiert werden können, bedarf es bei skelettalen Abweichungen einer kombinierten Therapie aus Kieferorthopädie und Kieferchirurgie.

Die erste chirurgische Unterkieferverlagerung wurde 1907 von Blair beschrieben, die während der Zusammenarbeit mit Angle entstand [101]. 1912 wurde diese Technik im Buch *Surgery and Deases of the Mouth and Jaws* publiziert [13]. Eine Weiterentwicklung der chirurgischen Techniken begann in den 50er Jahren und erreichte 1970 mit der ersten publizierten simultanen Ober- und Unterkieferverlagerung von Obwegeser einen Höhepunkt [99].

Besteht eine Okklusionsstörung aufgrund einer gravierenden skelettalen Diskrepanz der Kiefer, ergeben sich drei mögliche Therapien: die Modifikation des Kieferwachstums im Kindesalter, eine kieferorthopädische Camouflage durch dentale Kompensation oder die orthognathe Chirurgie [88]. Frühe Behandlungsarten bei Klasse III Patienten zielen auf eine Hemmung des Unterkieferwachstums oder eine Förderung des maxillären Wachstums oder eine maxilläre Protraktion [74].

Kieferchirurgische Umstellungsosteotomien mit prä- und postchirurgischer kieferorthopädischer Behandlung sind besonders bei extremen skelettalen Anomalien geeignet, um ein funktionelles und ästhetisches Ergebnis bei kausaler Therapie zu erhalten [95] [21].

Die Indikation für einen chirurgischen Eingriff kann durch die Grenzen kieferorthopädischer Therapie gestellt werden, um craniomandibuläre Funktionen wie Sprache und Mastikation zu verbessern oder parodontale Folgeschäden und Myoarthropathien zu vermindern [113]. Weiter konnte die Effektivität einer bignathen Vorverlagerung auf das Schlafapnoe-Syndrom (OSAS) gezeigt werden [105]. Neben der funktionellen Notwendigkeit und einer ästhetischen Motivation [53] spielt auch eine ungestörte psychosoziale Entwicklung des Patienten eine entscheidende Rolle, sodass eine chirurgische Intervention auch vor abgeschlossenem Knochenwachstum nötig sein kann [114, 115].

Für eine kombinierte kieferorthopädische und kieferchirurgische Therapie gibt es zwei mögliche Ansätze:

- Der konventionelle Ansatz besteht aus einer kieferorthopädischen Vorbehandlung von 13-25 Monaten, der Operation und der kieferorthopädischen Nachbehandlung von 7-12 Monaten.
- Der „surgery-first“ Ansatz reduziert (2-3 Monate) oder verzichtet auf eine kieferorthopädische Vorbehandlung und beginnt direkt mit der Kieferverlagerung, weist aber einige Limitationen auf [15].

Eine prächirurgische kieferorthopädische Therapie unterscheidet sich deutlich von einer kompensatorischen Therapie, da bei ersterer die Zahnbögen optimal ausgeformt werden und alle Zähne in einem harmonischen Zahnbogen eingestellt werden, wodurch sich das phänotypische Erscheinungsbild der Dysgnathie anfangs verstärken kann. Dabei werden bereits vorgenommene kompensatorische kieferorthopädische Therapien revidiert. Der Beginn der Behandlung bzw. Umstellung des Behandlungsplanes ist dabei stark abhängig von der skelettalen Entwicklung des Patienten [95]. Da eine Reihe von kieferorthopädischen Therapien bereits sehr früh erfolgen sollen, ist eine genau Angabe für den optimalen Behandlungsbeginn nicht möglich (ausgeprägte Kreuzbisse, Traumata, Gesichtssymmetrien, früher Milchzahnverlust, Lippen-Kiefer-Gaumenspalten) [33] [80] [83]. Häufig wird jedoch die zweite Phase des Zahnwechsels, also zwischen dem 9. und 12. Lebensjahr, als günstigste Behandlungszeit angesehen. Entscheidend sind Alter und Gesichtsschädelwachstum, die Dauer der Behandlung (kurze aktive Therapie und Retentionsphase) und geringe Belastung der Patienten und ihres Umfeldes [95].

Im Zuge der Erstvorstellung erfolgen Anamnese, Befund und Diagnosestellung. Auch eine Funktionsdiagnostik ist bei einer vollständigen Neuorientierung der Bisslage indiziert [29]. Die Ausformung beider Zahnbögen kann vor oder nach einer Kieferverlagerung erfolgen (surgery-first-Konzept) [36]. Lässt sich in analoger oder digitaler Planung eine gesicherte Okklusion einstellen, können die Kiefer nach ästhetischen und kephalometrischen Parametern verlagert werden. Nach sechs Wochen und bei Erreichen einer Übungsstabilität des Knochens erfolgt die kieferorthopädische Feineinstellung mit Stabilisierung der Okklusion. Nach sechs bis zwölf Monaten kann das Osteosynthesematerial dann fakultativ wieder entfernt werden [57].

Ein Rückfall in Richtung der ursprünglichen Zahn- und Kieferstellung nach Abschluss der Therapie wird als Rezidiv bezeichnet. Die Rezidivneigung ist abhängig vom Ausmaß und der Richtung der Zahnbewegung, von der Abstützung der Zahnbögen durch den Gegenkiefer, von der Art der Dysgnathie, von der myofunktionellen Störungen wie Zungenpressen, mangelhaftem Lippenschluss oder von dem Wachstumsstand der Kiefer [94].

Um das Risiko eines Rezidivs zu minimieren, empfiehlt Schopf eine Operation erst nach Abschluss des Kieferwachstums, um eine chirurgische Korrektur richtig einzuschätzen. Daraus resultiert ein präoperativer, kieferorthopädischer Therapiebeginn am Ende der Wachstumsphase. Ausnahmen von diesem späten Therapiebeginn sind Lippen-Kiefer-Gaumenspalten und extreme Wachstumsstörungen des Gesichtsschädels [95]. Besonders skelettale Dysgnathien des progenen Formenkreises neigen dazu, sich während der Wachstumsperiode zu verstärken [95].

Björk und Skieller konnten in unterschiedlichen Studien zeigen, wie sich Maxilla und Mandibula während des Wachstums sowohl in ihrer Lage als auch in ihrer Größe verändern. Dazu wurden 110 Kinder unterschiedlichen Geschlechts untersucht, indem insgesamt 900 Chrom-Cobalt, später Tantal Implantate (bis zu vier pro Kiefer) im Ober- und Unterkieferknochen inseriert wurden. Die Positionen wurden durch jährliche Kontrollen miteinander verglichen. [6, 7, 8, 9]

Folglich stellt sich die Frage nach dem optimalen Zeitpunkt des Therapiebeginns, um die Stabilität der Okklusion durch ein späteres Wachstum nicht zu gefährden.

## 2.4 Zielsetzung

Es soll überprüft werden, welche knöchernen Veränderungen durch eine Dysgnathieoperation Einfluss auf ein mögliches weiteres Wachstum des Mittelgesichts haben. Sowie, ob es zusätzliche beeinflussende Faktoren gibt. Der Unterkieferknochen wird aufgrund der mobilen Lagerung durch die Kiefergelenke nur partiell untersucht.

Folgende Arbeitshypothesen betreffen die untersuchten Patienten mit präoperativer skelettal bedingter Angle Klasse III, vor und nach monognather / bignather Umstellungsosteotomie der Kiefer. Sie beziehen sich auf die Veränderungen zwischen prä- (T0) und postoperativ (T1) aufgenommenen 3D Röntgenaufnahmen.

1)

H0: Die dargestellte Methodik eignet sich zu Vermessung und zum Vergleich eines postoperativen Mittelgesichtswachstums.

H1: Die dargestellte Methode ist ungeeignet oder mangelhaft zur Vermessung eines postoperativen Mittelgesichtswachstums.

2)

H0: Nach bignather Umstellung ist das postoperative Mittelgesichtswachstum im Rahmen der Messtoleranz zu vernachlässigen.

H1: Nach bignather Umstellung ist ein Restwachstum im Mittelgesicht vorhanden.

3)

H0: Das Geschlecht hat keinen Einfluss auf das postoperative Wachstum des Mittelgesichts.

H1: Das Geschlecht hat Einfluss auf das postoperative Wachstum des Mittelgesichts.

4)

H0: Jüngere Patienten (14-25) zeigen ein vermehrtes Restwachstum im Mittelgesicht im Vergleich zu älteren Patienten (26-65).

H1: Es gibt keine altersspezifischen Unterschiede hinsichtlich des Mittelgesichtswachstums.

5)

H0: Vorangegangene oder begleitende Operationen (Kinnplastik, chirurgisch unterstützte Gaumennahterweiterung) haben keinen Einfluss auf das Knochenwachstum des Mittelgesichts nach bignather Umstellung.

H1: Durch vorangegangene oder begleitende Operationen kommt es zu Veränderungen im Mittelgesicht nach bignather Umstellung.

6)

H0: Es gibt signifikante Unterschiede bezüglich der Messpunkte des Mittelgesichts und ihrer Lage zum Osteotomiespalt.

H1: Es gibt keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Messpunkte des Mittelgesichts und ihrer Lage zum Osteotomiespalt.

7)

H0: Mit Vollendung des 18. Lebensjahres ist nach bignather Umstellung mit keinem Restwachstum mehr zu rechnen.

H1: Auch nach dem 18. Lebensjahr finden Wachstumsprozesse im Mittelgesicht nach bignather Umstellung statt.

8)

H0: Ein größerer zeitlicher Abstand zwischen bignather Umstellung und Röntgenkontrollaufnahme zeigt größere knöcherne Veränderungen.

H1: Ein größerer zeitlicher Abstand zwischen bignather Umstellung und Röntgenkontrollaufnahme zeigt keine größeren knöchernen Veränderungen.



### 3. MATERIAL UND METHODIK

Die Auswertung aller vorliegenden patientenbezogenen Unterlagen erfolgte retrospektiv. Eine Anfrage bei dem Vorstand des Arbeitskreises medizinischer Ethik-Kommissionen ergab keine Notwendigkeit einer Beratung oder Überprüfung dieser Studie (siehe Anhang).

#### 3.1 Studienteilnehmer

Die DVT Daten stammen aus dem Patientenpool eines radiologischen Zentrums, das an eine kieferchirurgische Praxis angegliedert ist. Aus 4932 Patienten zwischen 2010 und 2017 wurden 31 ausgewählt, welche die weiter unten aufgeführten Kriterien erfüllten.

Alle 31 Patienten der Untersuchungsgruppe wiesen vor der Therapie eine skelettal bedingte Angle Klasse III Okklusion auf, sind kaukasischer Abstammung und wurden von demselben Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgen operiert. Alle Patientendaten wurden anonymisiert.

#### 3.2 Einschluss- und Ausschlusskriterien

##### Einschlusskriterien

- Unauffällige allgemeine Anamnese
- Kieferorthopädische Vorbehandlung (Dekompensation) mittels Multiband-Apparatur
- Präoperative skelettale Angle Klasse III Okklusion
- Kaukasische Abstammung
- Präoperatives DVT (T0)
- Bignathe oder monognathe (nur maxilläre) Kieverlagerung
- Postoperatives DVT (T1) ein bis drei Jahre später in Abhängigkeit vom Termin zur Entfernung des Osteosynthesematerials

##### Ausschlusskriterien:

- "Surgery first" – Konzept
- anamnestischen Auffälligkeiten des Mittelgesichts (Tumor / vergangene Operationen)
- bekannte weitere pathologische Prozesse des Mittelgesichts (vererbt oder erworben)
- unbehandeltes transversales Defizit im Oberkiefer

### 3.3 Die Operationstechnik

Alle 31 Patienten wurden am Oberkiefer von demselben Operateur mit derselben standardisierten Technik operiert. Der Oberkiefer wurde über eine geplante Le Fort I Fraktur verlagert. Bei den bignath operierten Patienten wurde der Unterkiefer über eine hohe schräge Osteotomie nach Perthes-Schlössmann operiert [102]. Patienten mit monognather Kieferverlagerung erhielten nur eine maxilläre Osteotomie.

Im Folgenden wird der Operationsverlauf der Oberkieferverlagerung beschrieben:

In allen Fällen wurde zur Vermeidung von Blutkonserven und zur besseren Übersicht eine arterielle Hypotension (RR < 80mm Hg) im gesamten OP-Gebiet geschaffen. In der Oberkieferumschlagsfalte wurde in der Region 15 bis 25 das Gewebe scharf durchtrennt und beidseits nach kranial bis zu den Infraorbitalnerven, in die Fissura pterygopalatina, sowie die Apertura piriformis hinein abgeschoben. Mit einer oszillierenden Säge wurde dann eine modifizierte Le-Fort-I-Osteotomie durchgeführt. Das Absetzen des Oberkiefers vom Keilbein erfolgte in der Fissura pterygopalatina mittels eines gebogenen Obwegeser-Meißels sowie der Osteotomie des nasalen Septums mit Hilfe eines Septum-Meißels. Der Nasenbodenschlauch konnte teils erhalten werden. Die „down fracture“ und Mobilisation des Oberkiefers erfolgte mit den Rowe'schen Rüttelzangen. Störende dorsale, laterale oder faziale Kieferhöhlenwände, sowie die seitliche Nasenwand, wurden teils mit der oszillierenden Säge und teils mit graziilen Knochenstanzen reduziert. Beide Palatinalgefäße konnten durch aufwendige Präparation erhalten werden. In einigen Fällen wurde das Nasenseptum eingekürzt und begradigt, die Spina nasalis reduziert und hyperplastische Conchae kaudal reseziert und die Schleimhaut schichtweise verschlossen. Der eingerissene Nasenboden wurde mit der Naht Vicryl 4-0 (Ethicon, New Jersey, USA) rekonstruiert. Nach Blutstillung und Spülung wurde der erste operative Splint eingesetzt und intergnath über Bänder und/ oder Titanpins fixiert. Intraoperativ wurde die Position des Oberkiefers erneut überprüft und vermessen. Die vier Osteosyntheseplatten (Mondeal, Mühlheim a. d. Donau) werden dann individualisiert, sicher lateral und paranasal positioniert und mit je vier Osteosyntheseschrauben fixiert, um eine ausreichende Stabilität zu erreichen (Abb. 2). Die intergnathe Verdrahtung wurde geöffnet und das mühelose Gleiten des Unterkiefers in den Splint überprüft. Daraufhin erfolgt die Fixation des Nasenseptum an der Spina nasalis anterior über ein dort kaudal angelegtes Bohrloch. Die Nasenflügel wurden dann mit Vicryl 2-0 Naht (Ethicon, New Jersey, USA) an die Spina nasalis herangezogen, um den Abstand der Nasenflügel zu verkleinern. Um den entstandenen knöchernen Spalt zu überbrücken, wurde in manchen Fällen beidseits ein Sulmycin Schwamm (EUSA Pharma, Hempstead, UK) angepasst und eingelegt. Nach der Spülung des OP Gebietes erfolgte der schichtweise

Wundverschluss mittels fortlaufender Naht Monocryl-4/0 (Ethicon, New Jersey, USA) oder Einzelknopfnähten Seide 4-0 (Ethicon, Jersey, USA) [55, 112].

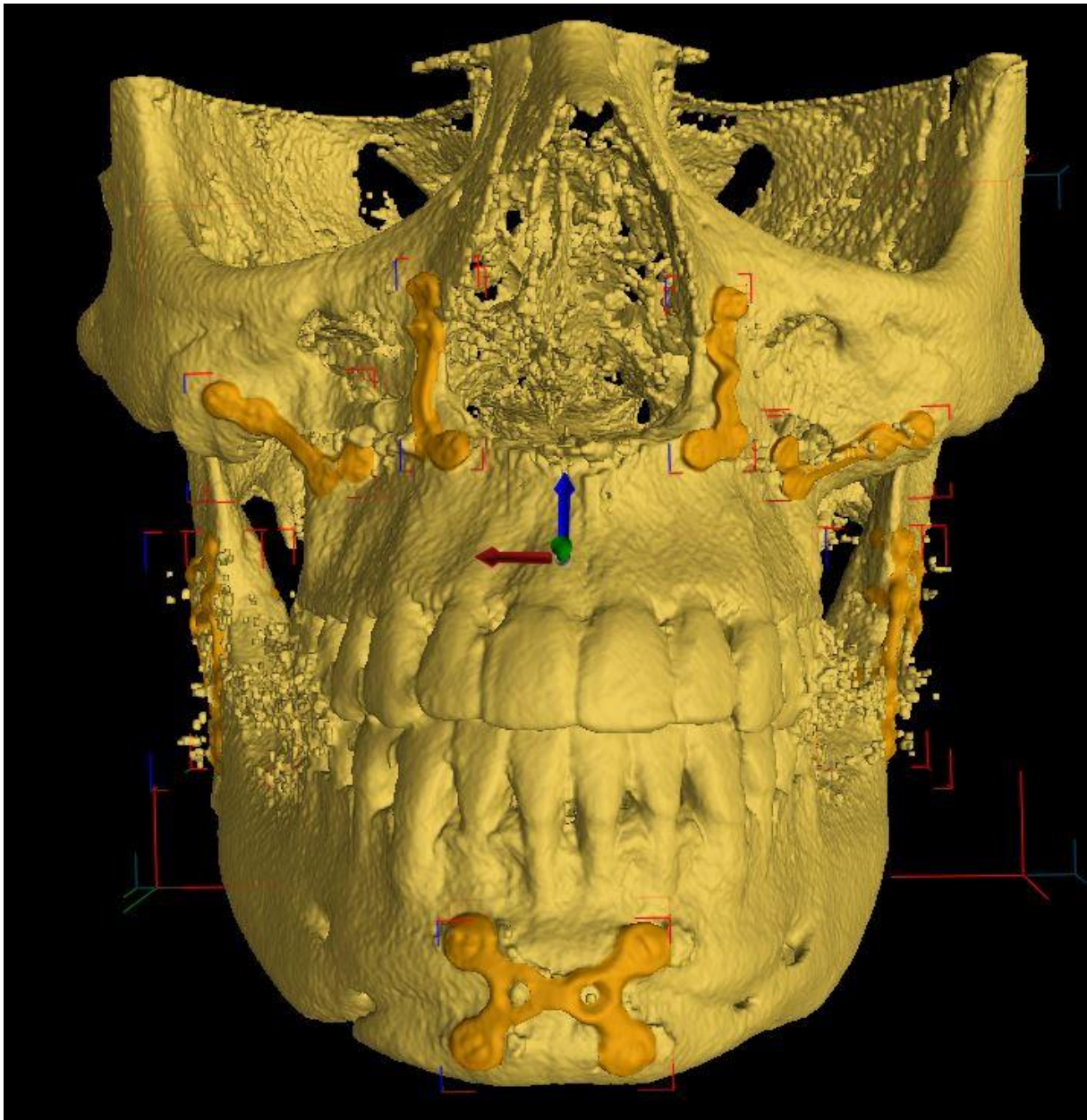


Abb. 2: Darstellung des Knochens und der Osteosyntheseplatten nach Oberflächenrendering

### 3.4 Dentale Volumen Tomographie

Dreidimensionale röntgenologische bildgebende Verfahren sind in der MKG-Chirurgie fest etabliert. [2, 19, 24, 40, 58, 69, 72, 89] Die dreidimensionale Bildgebung erleichtert Planung und Intervention bei der komplexen Anatomie des Viscerokraniums. Dabei ist zwischen CT

(Computertomographie) und DVT (dentale Volumen Tomographie) zu unterscheiden. Da das DVT einen Kegelstrahl zur Bilderzeugung verwendet, wird es im angelsächsischen Raum als Cone Beam Computer Tomographie (CBCT) bezeichnet [118]. Das CT erzeugt einen fächerförmigen Röntgenstrahl und kann auch als MSCT (multi-slice computed tomography) bezeichnet werden [30].

### **3.4.1 Geschichte**

Godfrey Hounsfield verwendete 1972 erstmals einzelne millimeterdünne CT Schichten für klinische Untersuchungen. Der Vorteil gegenüber den gängigen Durchleuchtungsbildern war, dass je nach medizinischer Fragestellung einzelne Schichten beurteilt werden konnten. Ein DVT arbeitet jedoch unmittelbar mit der Aufnahme von Volumina, aus denen nach Bedarf Schichtbilder errechnet werden können. Der entscheidende Unterschied liegt u.a. in einer reduzierten Strahlenbelastung [118].

### **3.4.2 Bildrekonstruktion und Entstehung**

Ein abzutastendes Objekt wird über eine Matrix in viele Bildwürfel (Voxel) unterteilt. Röntgenstrahlen werden durch die unterschiedliche Dichte des Materials der Bildwürfel (Knochen/ Fett/ Muskelgewebe/ Luft) unterschiedlich geschwächt und nach Verlassen des Objekts auf dem Empfänger detektiert. Da die Strahlenquelle und der Detektor um das Objekt rotieren, kommt es für jeden durchquerenden Strahl zu einzelnen Messwerten, welche der Schwächungssumme der getroffenen Voxel entspricht. Jedem Voxel kann somit ein Röntgenschwächungswert zugeordnet werden, der in Hounsfield-Units (HU) angegeben wird (bei einem DVT nur nach entsprechender Kalibrierung möglich). Ein HU von 0 entspricht dem Schwächungswert von Wasser, ein HU von >300 dem Schwächungswert von Knochen, somit steigt der HU Wert bei zunehmender Dichte. Den HU Werten werden als Trägern der Bildinformation einzelne Graustufen zugeordnet. Um die Information eines Voxels mit 4000 möglichen Graustufen zu speichern, benötigt man die digitale Datenmenge von 16 Bit. Die so gespeicherten Bildpunkte werden in einem standardisierten Dateiformat verpackt. Dieses DICOM Format enthält neben den eigentlichen Schichtbildern Informationen über den Patienten, Aufnahmedetails und Position der Schicht und kann von Geräten und Programmen unterschiedlicher Hersteller gelesen werden. Dabei werden die Daten entweder in einer Sammeldatei oder in einem Bildstapel gespeichert [118].

Bei computertomographischen Verfahren werden einzelne transversale Gewebeschichten mittels zweidimensionaler Bildrekonstruktionsalgorithmen verarbeitet. Volumenrekonstruktionen werden somit durch Sekundärrekonstruktionen aus mehreren

Schichtbildern errechnet. Das DVT verwendet keinen kollimierten Fächer sondern nutzt den gesamten Strahlenkegel der Röntgenquelle und erhöht dadurch die Akquisitionsgeschwindigkeit und reduziert die Strahlenbelastung. Mit zunehmendem Kegelwinkel steigt die Komplexität der Bildrekonstruktion und ergibt somit den größten Unterschied zum CT: den Kegelstrahl-Rekonstruktionsalgorithmus [118].

### **3.4.3 Dentaler Volumen Tomograph KaVo 3D Exam**

Alle Röntgenaufnahmen wurden mit dem 3D eXam der Firma KaVo Dental GmbH (Biberach/Riß) erstellt. Das Kegelstrahl- Volumetomographie- Panorama- Röntgengerät ist für den Einsatz im Kopf- Halsbereich konzipiert und besteht aus dem Strahlführungssystem (Gantry) und einer Computer Workstation. Das Gerät arbeitet mit einer konstanten Röntgenröhrenspannung von 120 kV und einem gepulsten Röntgenröhrenstrom von 3-7 mA. Das Bild wird nach einer Einzelrotation ( $360^\circ$ ) über 26.9 sec auf einem Silizium-Flachfelddetektor (17 x 23 cm) erfasst. Dabei liegt das maximale Auflösungsvermögen eines Voxels bei 0,20 x 0,20 x 0,20 cm. Unterschiedliche Scanoptionen erlauben die Modifikation der Scanzeit und des FOV (field of view), ergeben einen Zylinder von maximal 23 x 23 x 17 cm (L x B x H) [20].

Alle Aufnahmen wurden durch den gleichen Arzt vorbereitet und durchgeführt. Die Voxelgröße von 0,25 x 0,25 x 0,25 cm und Scanzeit von 26,9 sec waren bei jedem Patienten identisch, während das FOV durch die manuelle einstellbare Höhe zwischen 8 und 17 cm variierte. Die effektive Bestrahlungszeit lag bei sieben Sekunden. Das FOV der Ausgangsaufnahme betrug abhängig von der Patientengröße und der benötigten Diagnostik in den meisten Fällen 17 x 17 x 13 cm. Die zweite Röntgenaufnahme zeigte das Osteosynthesematerial und die Verknöcherung des Operationsgebiets und hatte mit 17 x 17 x 8-10 cm ein kleineres Volumen [54].

Vor jeder Aufnahme erhielt der Patient eine Strahlenschutzweste und wurde über den Ablauf und das Verhalten während der Bilderfassung aufgeklärt. Dabei wurde darauf geachtet, dass der Patient möglichst zentral im DVT positioniert und der Kopf entsprechend der Frankfurter Horizontalen fixiert wurde. Während der Aufnahme sollte der Patient möglichst bewegungsfrei sitzen, die Augen geschlossen halten und flach atmen, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Funktion und Ablauf der Bilderfassung wurden den Patienten erklärt [56].

### 3.5 Computer Hardware

Die Darstellung und der Vergleich der Bilddaten erforderten einen leistungsstarken Computer mit folgender Ausstattung:

ASUS Laptop N750J (Asus, Taipeh, Taiwan)

### 3.6 Computer Software

Folgende Programme wurden für die vorliegende Arbeit verwendet:

Windows 10 Home 64 bit (Microsoft, Redmont, USA)

Office Professional Plus 2010 (Microsoft, Redmont, USA)

Endnote X7 (Clarivate Analytics, Philadelphia, USA)

VGSTUDIO MAX 2.2 - 3.0 (Volume Graphics, Heidelberg, Deutschland)

VGMETROLOGY (Volume Graphics, Heidelberg, Deutschland)

Statistikprogramm SPSS 22.0 (IBM, New York, USA)

### 3.7 VGSTUDIO MAX 3.0 und VGMETROLOGY

Die Software von Volume Graphics (GmbH, Heidelberg, Deutschland) wird im Bereich industrieller CT (Automobil-, Luftfahrt-, Elektronikindustrie), Biowissenschaften und medizinischer Forschung zur zerstörungsfreien Analyse, Prüfung und Visualisierung von CT/DVT verwendet. VGSTUDIO MAX 3.0 wurde in dieser Arbeit dazu verwendet, DICOM Daten ohne vorherige Konvertierung direkt dreidimensional darzustellen, zu vergleichen und zu vermessen. Die Präzision der Vermessung wurde durch die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB, Braunschweig, Deutschland) und NIST (National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, USA) getestet und eignet sich durch die subvoxel genaue Oberflächenbestimmung besonders zum Vergleich von 3D Rekonstruktionen. Zwischen Kunststoff und Luft, bzw. zwischen Knochen, Weichgewebe und Luft, befinden sich die Materialgrenzen. Diese wurden durch den Grauwertunterschied bestimmt, woraus sich dann ein Polygon Modell errechnen lässt. Wie in Abbildung 3 sichtbar verläuft die Materialgrenze durch einen Bereich unterschiedlich gefärbter Voxel. Durch die Grauwertprofilanalyse der benachbarten Voxel (Bildwürfel) kann eine präzisere Oberflächenkonturlinie errechnet werden. Dabei werden die Grauwerte einzelner Voxel nicht isoliert, sondern im Bezug zu den Nachbarvoxeln ausgewertet, wodurch die Messunsicherheit reduziert wird und Oberflächen

präziser und glatter dargestellt werden. In (Abb. 3) und (Abb. 4) wurde anhand eines metallischen Bauteils diese Oberflächenberechnung dargestellt. [26] Kasaven et al. nutzten das Programm bereits 2013 erfolgreich zur Vermessung von Oberkieferknochendefekten. [43]

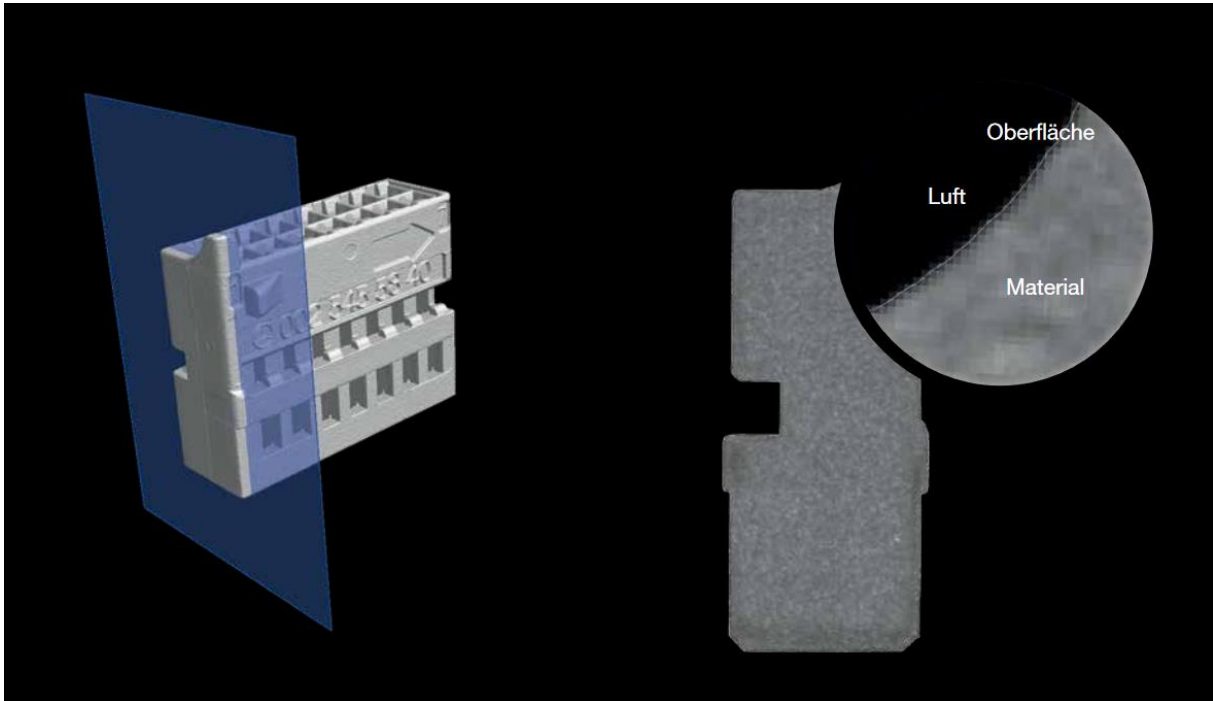


Abb. 3: Darstellung der Materialgrenze eines CT Datensatzes

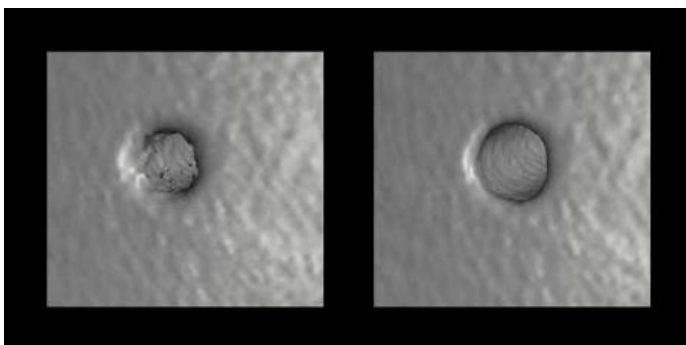


Abb. 4 a, b: einfache und erweiterte Oberflächenbestimmung einer CT Aufnahme; links voxel-basiert, rechts subvoxel-genau

### 3.8 Vorversuch und Validierung der Methode

Der Vorversuch nach Kirsten dient zur Überprüfung des Untersuchungsverfahrens und erlaubt die Übertragung und Auswertung von klinischen DVT Daten [38]. Die Testkörper bestehen aus dem Dentalmodellkunststoff VeroDentPlus MED 690, wurden im 3D Druckverfahren erzeugt und wurden von Kirsten übernommen [38]. Es wurden zwei runde Kunststoffscheiben über die Software Blender 2.7.1 konstruiert und mit dem 3D Drucker Objet Eden 260V der Firma Stratasys gefertigt. Der Druck verlief im „high quality“ Modus bei einer angegebenen Schichtdicke von 16 µm (Abb. 5).

Spezifikationen der Kunststofftestkörper:

Radius = 6,00 cm

Dicke = 2,00 cm

Beschriftung = PRAE bzw. POST

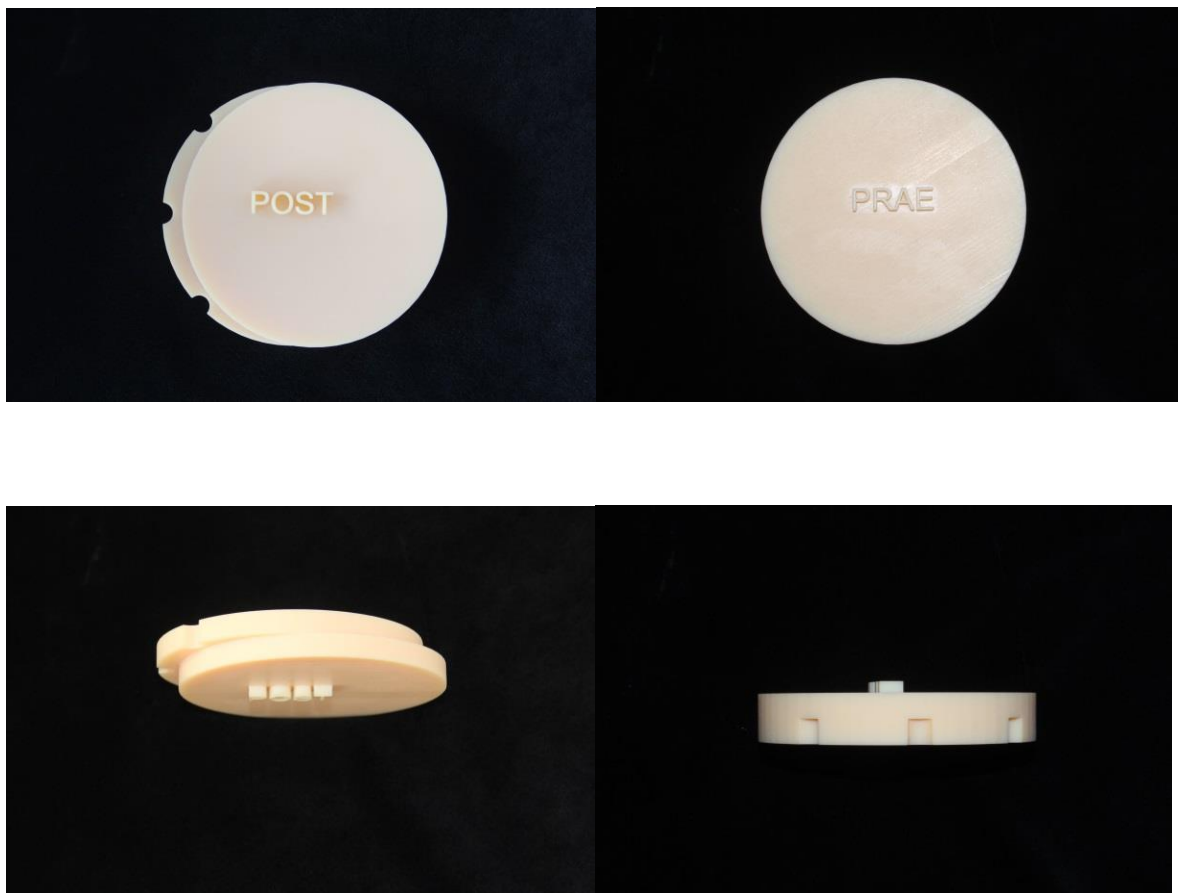


Abb. 5 a, b, c und d: PRAE und POST Testkörperscheibe des Vorversuchs von oben/ seitlich/ gekippt



Beide Testkörper weisen drei identische, halbkreisförmige Bohrungen auf, die das spätere Überlagern und Vergleichen ermöglichen. Der Unterschied beider Körper besteht in der POST Scheibe, welche aus zwei 1,00 cm dicken Scheiben besteht, die um 1,00 cm gegeneinander verschoben wurden, während die PRAE Scheibe ohne Verschiebung als einheitlicher Körper vorliegt. Diese Stecke von 1,00 cm wurde bei der Analyse der 3D Röntgendaten überprüft und diente zur Verifizierung der Methode. Beide Testkörper wurden mit demselben DVT und denselben Einstellungen geröntgt wie die Studienteilnehmer.

Über die Software VGSTUDIO MAX 3.0 konnten die DICOM Daten auf dem Laptop direkt ohne weitere Konvertierung eingelesen werden. Das Programm ermöglicht das Visualisieren und Analysieren der Röntgendaten ohne die Nutzung weiterer Software. Die Daten wurden über die DICOM Importfunktion eingelesen und ohne Graustufenfilter oder Beschneiden des Volumens dargestellt.

Nach dem Import waren beide Testkörper in der multiplanaren Ansicht darzustellen. Da die Daten weiterhin als Schichtbilder mit Voxeln unterschiedlicher Graustufen vorlagen, wurde definiert, ab welchem Grauwert von einer Oberfläche bzw. von Luft auszugehen war. Diese Materialgrenze (iso surface) wurde durch die Oberflächenbestimmung (surface determination) über eine trilineare Interpolation im Subvoxelbereich errechnet. Dazu öffnete sich ein Materialhistogramm, das graphisch Anzahl und Grauwerte der vorhandenen Voxel anzeigt. Da es sich bei den Testkörpern um homogene Objekte handelt, konnte über die manuelle Auswahl in der multiplanaren Ansicht eine Materialprobe angegeben werden. Hintergrund, Grenzfläche und Materiallinien konnten so für die weitere Analyse definiert werden.

Beide Objekte waren jetzt im 3D Fenster darzustellen und wurden für einen direkten Vergleich in Deckung gebracht und registriert. Das beste Ergebnis lieferte die „best-fit“ Registrierung. Dazu wurde bei beiden Objekten der Bereich der drei halbkreisförmigen Aussparungen als ROI (region of interest) ausgewählt. Da es sich um zwei flache und ähnliche Objekte handelt, wurden die Checkboxen „Oberflächenorientierung berücksichtigen“ (consider surface determination) und „hohe Qualität“ (improved refinement) ausgewählt, sowie das Qualitätslevel auf 50 (maximale Präzision / geringste Leistung) eingestellt. Beide Objekte waren darauf überlagert und wurden für eine visuelle Kontrolle gelb und grau eingefärbt (Abb. 6).

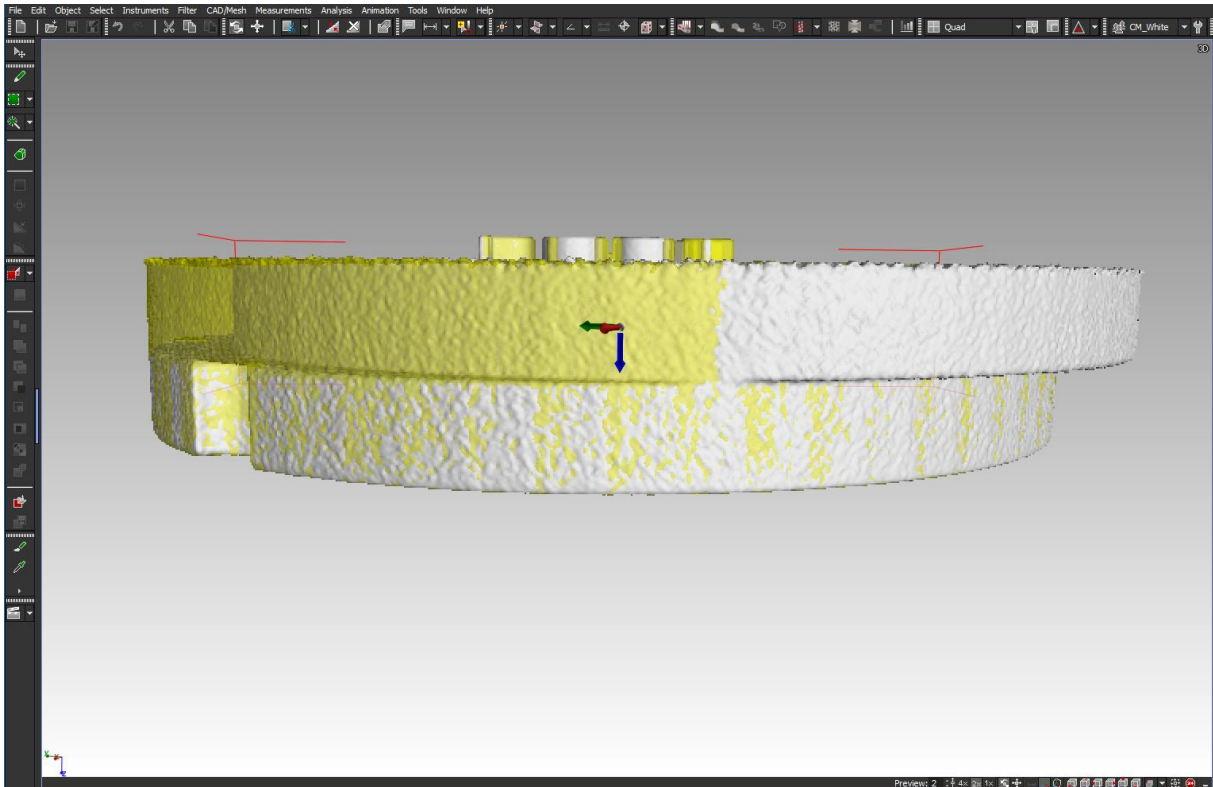


Abb. 6: Überlagerung des PRAE UND POST Testkörpers mit farblicher Kodierung: die PRAE Scheibe in Gelb, die verschobene POST Scheibe in Weiß.

Zur Validierung der Methode wurden die beiden überlagerten Testkörper im Bereich der Verschiebung vermessen. Der Abstand des PRAE-Testkörpers zu dem POST-Testkörper im Bereich der Plattenverschiebung wurde von der Software mit 10mm angegeben und entsprach somit der voreingestellten Verschiebung der zwei Druckplatten (Abb. 7). Das Schachbrettmuster gelb/weiß im Bereich der Überlagerung beider Körper bestätigte zusätzlich die Eignung der beschriebenen Methode (Abb. 6).

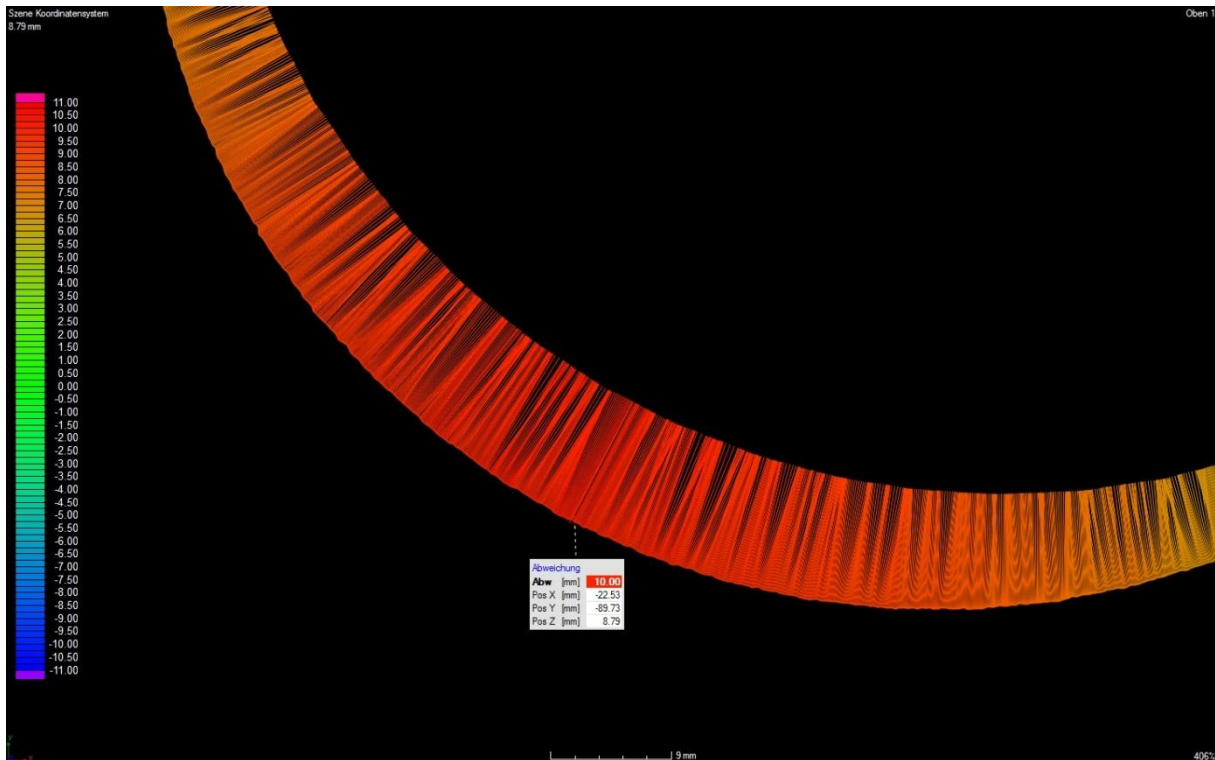


Abb. 7: Darstellung des Abstands-Nadeldiagramms der simulierten Verlagerung von 10mm mit Legende linksseitig.

### 3.8.1 Vorbereitung der DICOM Datensätze

Alle Aufnahmen wurden aus den Rohdaten (Punktwolke) durch das Aufnahme-Programm Exam Vision (Gendex) in das Dateiformat DICOM (Schichtungen) übersetzt. Diese Daten lagen als „Image stack“ vor (pro Schicht eine Datei) und wurden als solche in das Programm VGSTUDIO MAX 3.0 importiert. Pro Szene können mehrere Objekte importiert werden. Der Datenimport sollte verlustfrei durchgeführt werden und erfasse alle Graustufen bei 16 Bit von -32768 bis +32768 ohne die Verwendung von Filtern oder Interpolationen und wurde mit Hilfe des Importassistenten durchgeführt.

Pro Studienteilnehmer wurde ein prä- (Zeitpunkt T0) und ein postoperatives DVT Bild (Zeitpunkt T1) importiert. Eine vorbereitende Registrierung der Schädel wurde nicht vorgenommen, da die Kopfposition der Patienten bei jeder Aufnahme nahezu identisch war. Für einen einfacheren optischen Vergleich wurde der präoperative Schädel grau, der postoperative Schädel gelb eingefärbt. Da das DVT eine Mischaufnahme unterschiedlich dichter Materialien wie Weichgewebe, Knochen und Luft ist, die sich in Dichte (Grauwert) stark unterscheiden, musste eine Oberflächenbestimmung des Knochens erfolgen. Dazu ließ sich, vergleichbar zum Vorversuch, mit Hilfe des Materialhistogramms der ISO-Wert manuell festlegen und direkt im 3D Fenster darstellen. Über eine Definition von Hintergrund zu

kortikalem Knochen ließ sich der ISO-Wert nur grob einschätzen, sodass eine manuelle Korrektur durchgeführt wurde. Das Ergebnis ließ sich in der multiplanaren Ansicht sowie im 3D Fenster direkt überprüfen. Besonders die regio zygomatica lieferte aufgrund der dünnen Knochenlamelle gute Rückschlüsse auf die Qualität der Oberflächenbestimmung. In (Abb. 8) bis (Abb. 10) wurde anhand von drei Beispielen dargestellt, wie sich der Oberflächen-ISO-Wert auf den Schädel auswirkte. Besonders strukturschwache Bereiche, wie die Gelenkflächen der Kiefergelenke oder die regio zygomatica, reagierten auf feine Korrekturen des ISO-Wertes mit einer Auslöschung der knöchernen Oberfläche. Für jeden Studienteilnehmer wurde bedingt durch unterschiedliche Patienten-Parameter (Gewicht/ Gewebedichte/ Gewebeverteilung/ Schwächungskoeffizienten ionisierender Strahlung), individuell ein ISO-Wert (ISO-Fläche) festgelegt. Dieser entstand nach der Erstbestimmung über die Materialprobe in einem Annäherungsverfahren. Dazu lassen sich über „define material by example area“ Hintergrund und Materialbereich (Knochen) als Schnittbild in dem multiplanaren Fenster angeben. Der Grauwert der Oberfläche ist dann als eine rote Linie im Histogramm gekennzeichnet und dient als Schwellwert. Hellere Bereiche werden als Knochen erkannt, dunklere als Weichgewebe oder Luft. Das Histogramm zeigt die Grauwertverteilung der Voxel an [111] (Abb. 11). Ein einmal pro Patienten bestimmter ISO-Wert ließ sich auf das postoperative DVT Bild übertragen.

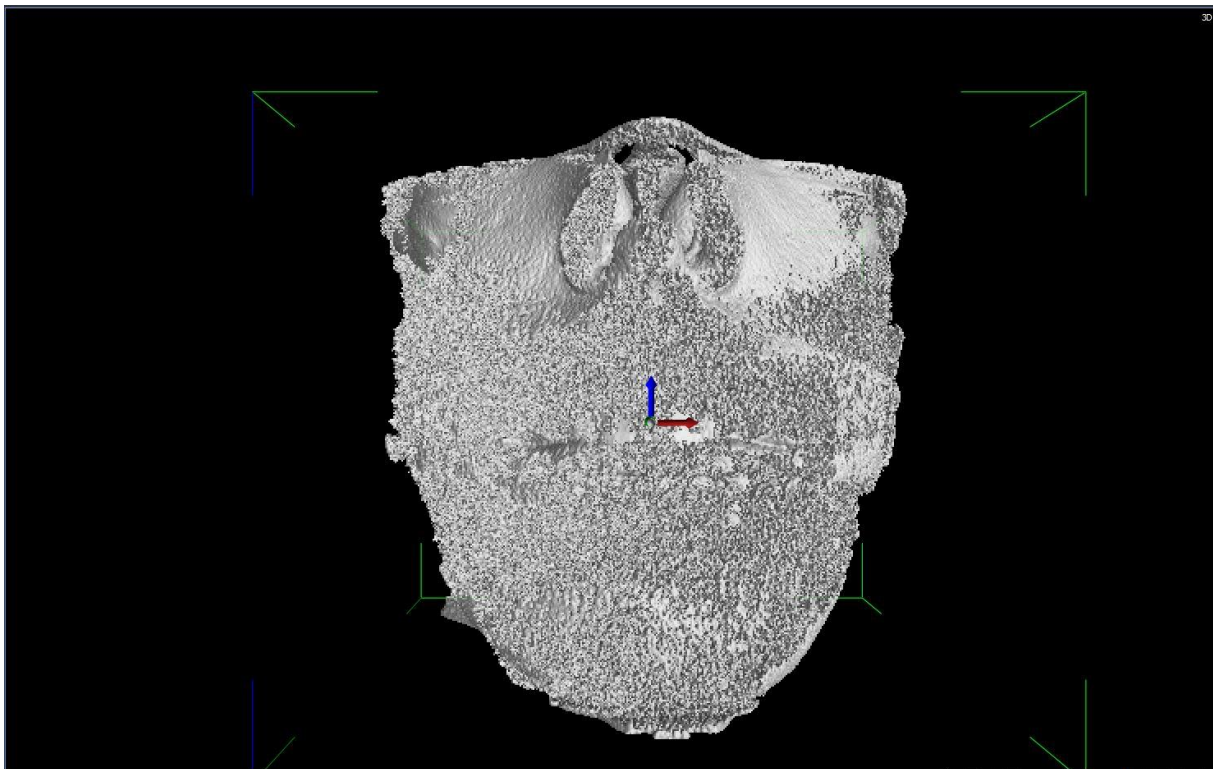


Abb. 8: zu niedriger ISO Wert bei der Oberflächenbestimmung: neben Knochengewebe wurde auch umliegendes Weichgewebe angezeigt.

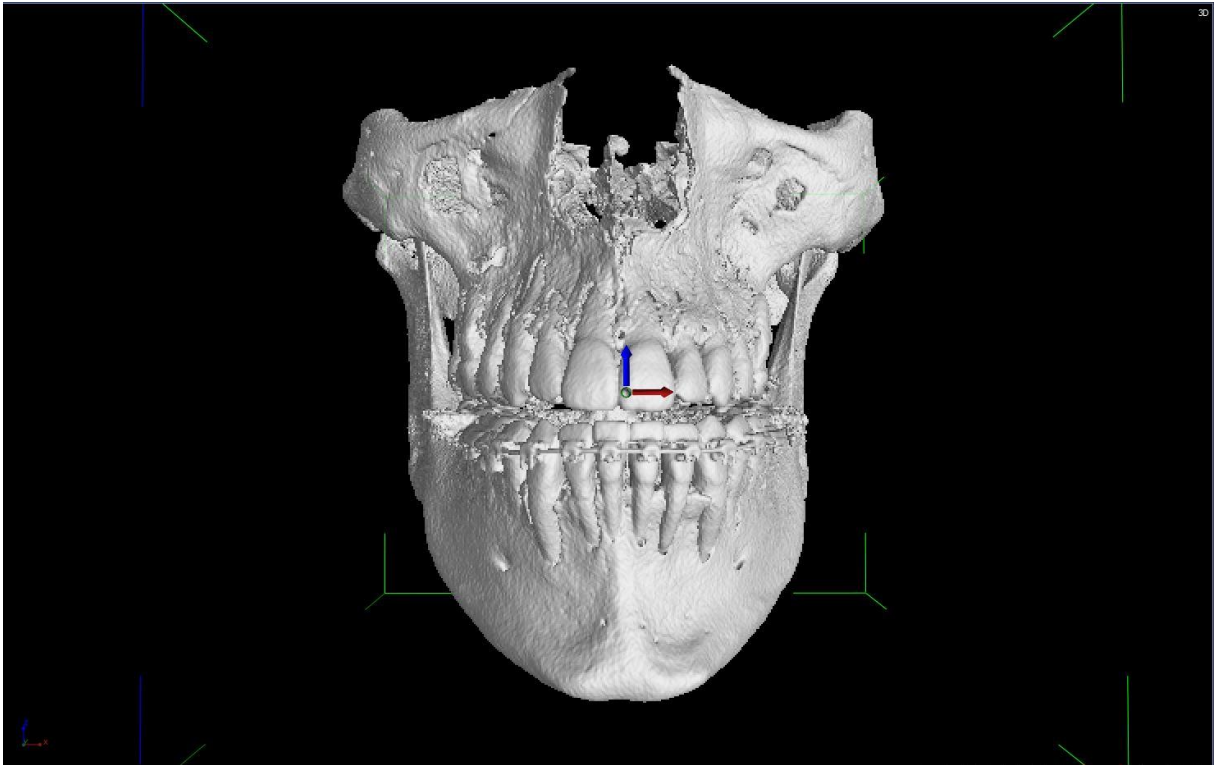


Abb. 9: zu hoher ISO Wert bei der Oberflächenbestimmung: besonders in der regio zygomatica sowie den Zahnwurzeln wurde Knochen subtraktiv gefiltert.

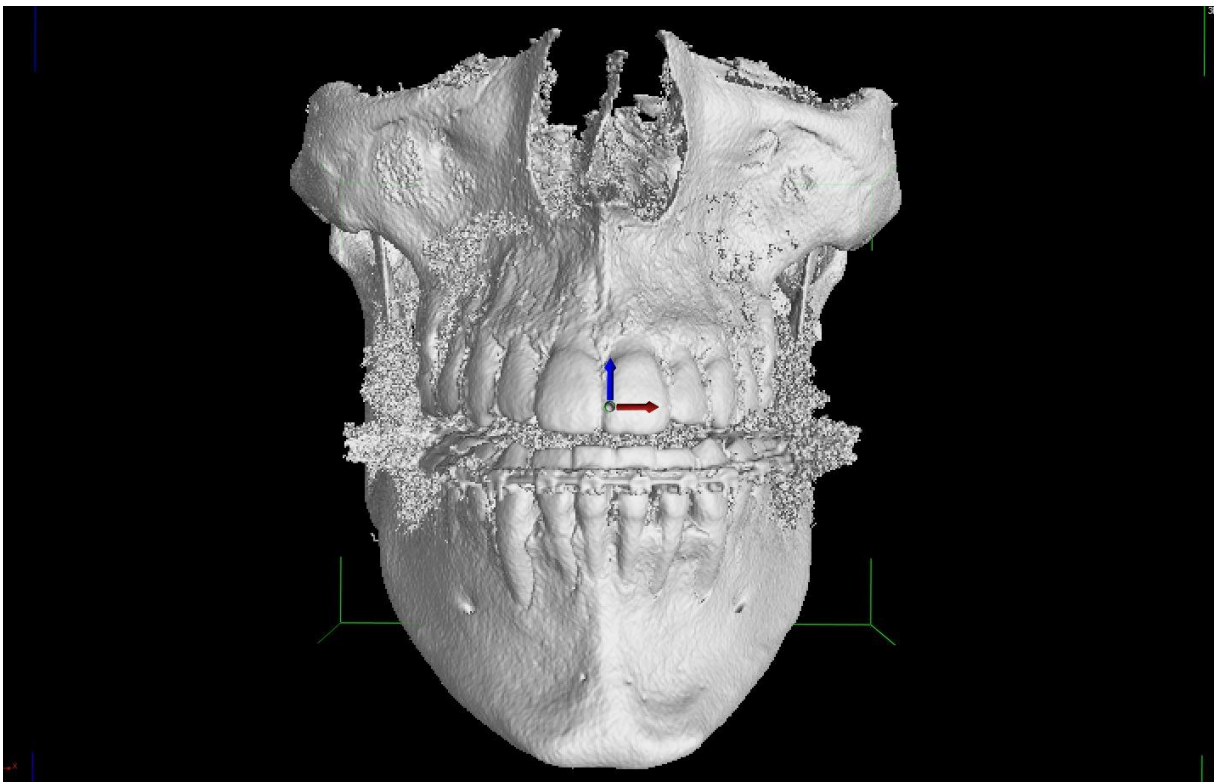


Abb. 10: optimaler ISO Wert bei der Oberflächenbestimmung mit Darstellung von vereinzelt Artefakten.

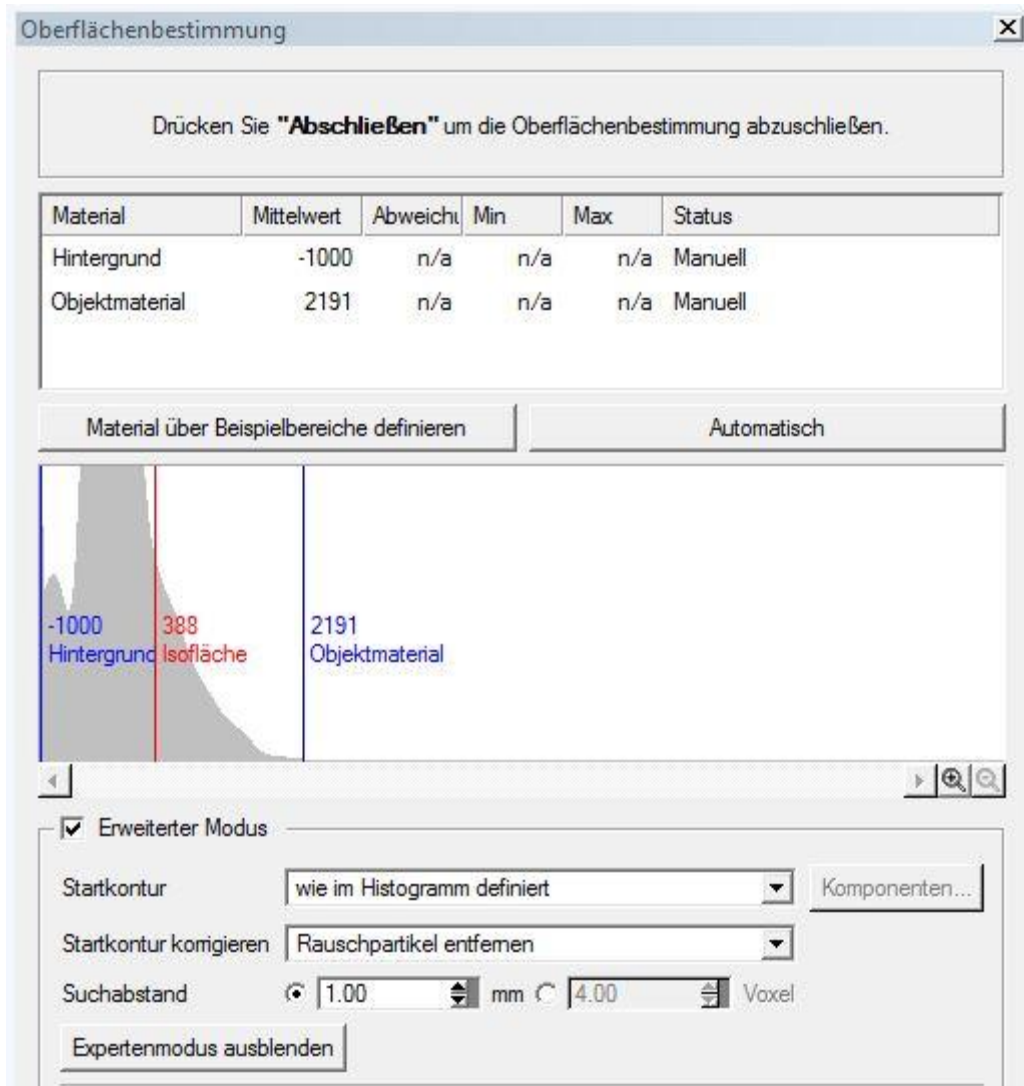






Abb. 11: individuelle Oberflächenbestimmung der Schädel mit Ober-/Untergrenze sowie der optimalen ISO-fläche

### 3.8.2 Erklärung der Symbole von VGSTUDIO MAX 3.0

Die für die Untersuchung wichtigen Symbole und Funktion werden im in folgender Legende aufgeführt und erklärt [111]:

-  Ermöglicht das Drehen des Objekts im 3DFenster
-  Ermöglicht das Verschieben des Objekts im 3D-Fenster
-  Ein/Auszoomen des Vorschaufensters
-  Dient zur Bestimmung der Materialgrenze (Surface Determination)



Richtet den präoperativen Schädel an dem postoperativen Schädel in der Szene aus, um beide Objekte übereinander zu positionieren (nach Gauß).



Wählt einen rechteckigen Bereich im 2D Fenster aus (multiplanare Ansicht)



Erzeugt eine ROI (Region of Interest) anhand des gewählten Geometrieelements



Neuer Soll/Ist Vergleich



Anpassen einer Kugel an die Oberfläche des Geometrieelements



Anpassen einer Ebene an die Oberfläche des Geometrieelements



Stecknadel: fixiert die im 2D Fenster eingestellte Ebene

### 3.8.3 Verfahren zur Überlagerung der Röntgenbilder

Um Unterschiede beider Röntgenaufnahmen zu erfassen, mussten beide Schädel übereinandergelegt werden. Dazu wurden konstante Bereiche benötigt, die bei beiden DVT Datensätzen möglichst identisch waren. Reproduzierbare Strukturen des Schädels sind die frontale Schädelbasis, sowie das Foramen magnum oder Neuroforamina des Viscerokraniums. [32] [38] [69] Die komplexe Anatomie der Schädelbasis beinhaltet eine Vielzahl von Referenzmarkierungen, die sehr geeignet erschienen. Somit wurde der zentrale Bereich des Os sphenoidale, das Os temporoale, das Foramen magnum und das Os occipitale im Bereich der Fossa cranii verwendet. Der Bereich wurde in der multiplanaren Ansicht beider Aufnahmen ausgewählt und überlagert (Abb. 12). Zur Überprüfung wurde jede Überlagerung (matching) der DVT Bilder über einen Soll-Ist-Vergleich validiert. In (Abb. 13) lässt sich die Präzision über die farbliche Kodierung deutlich erkennen.

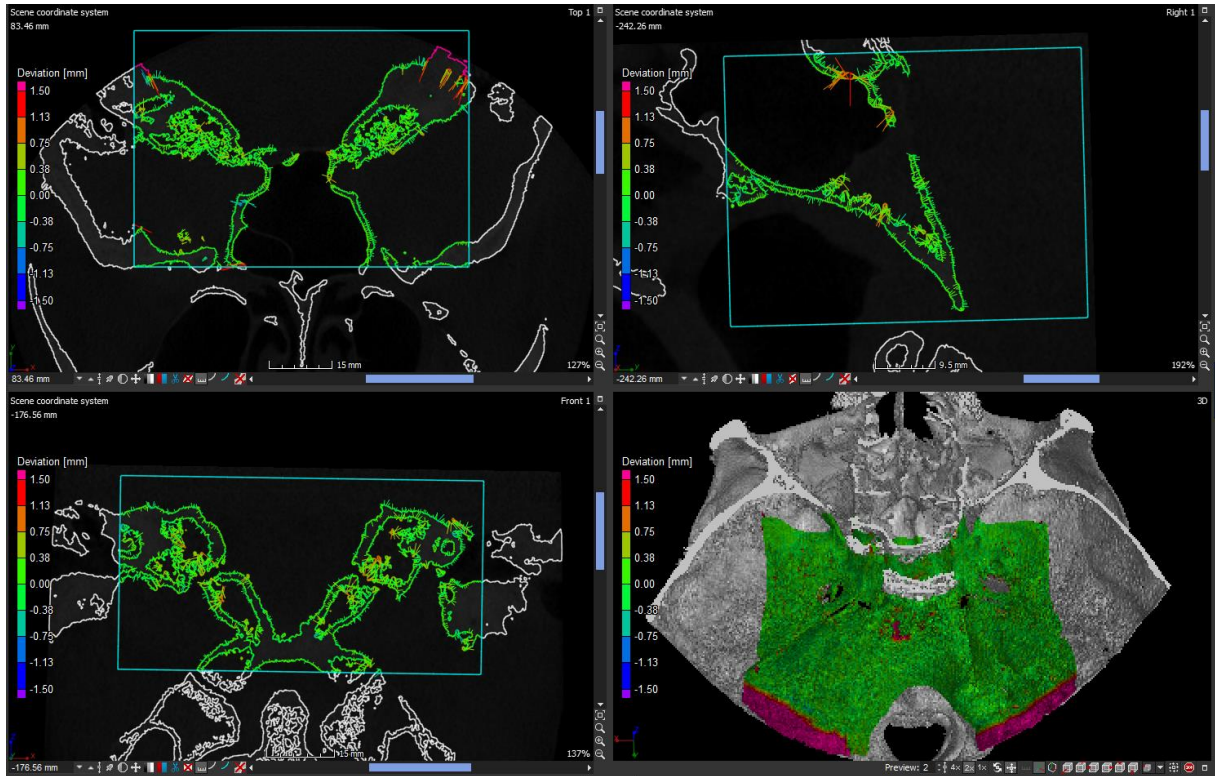


Abb. 12: Auswahl des Überlagerungsbereichs des Neurokraniums in multiplanarer Ansicht mit farblich kodiertem Ergebnis im 3D Fenster und Farblegenden in allen vier Fenstern links in Millimetern.

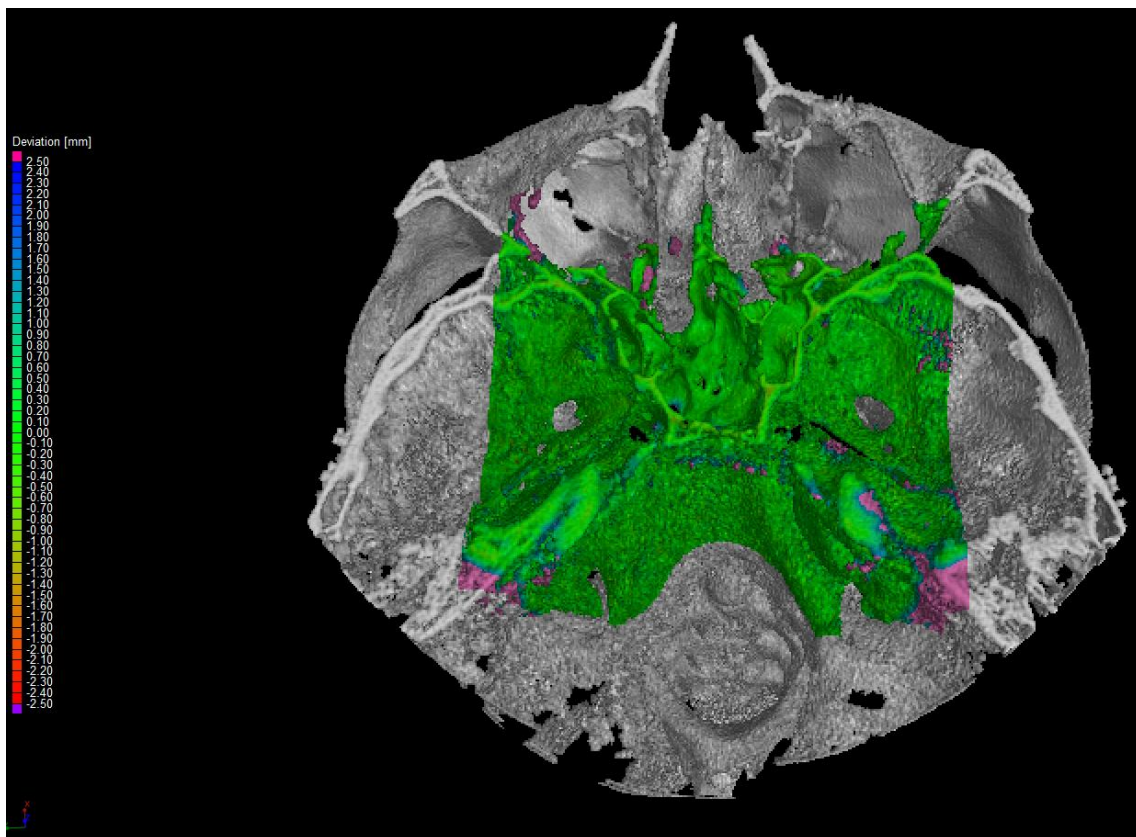


Abb. 13: Sicht von dorsal auf die Fossa cranii media mit farblicher Kodierung der Überlagerungspräzision und linksseitiger Legende in Millimetern.



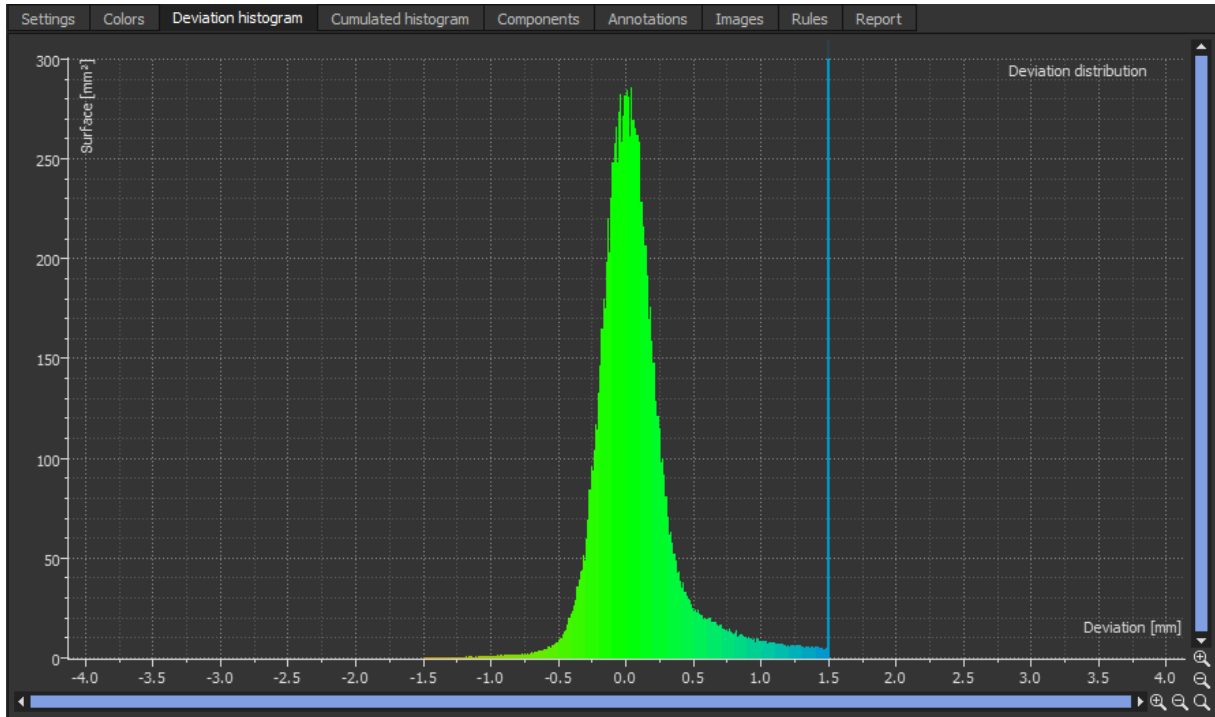


Abb. 14: Präzision der Überlagerung zweier DVTs im Bereich der Schädelbasis: die X-Achse zeigt die Abweichung in Millimetern gegen die Oberfläche / Y-Achse in Quadratmillimetern.

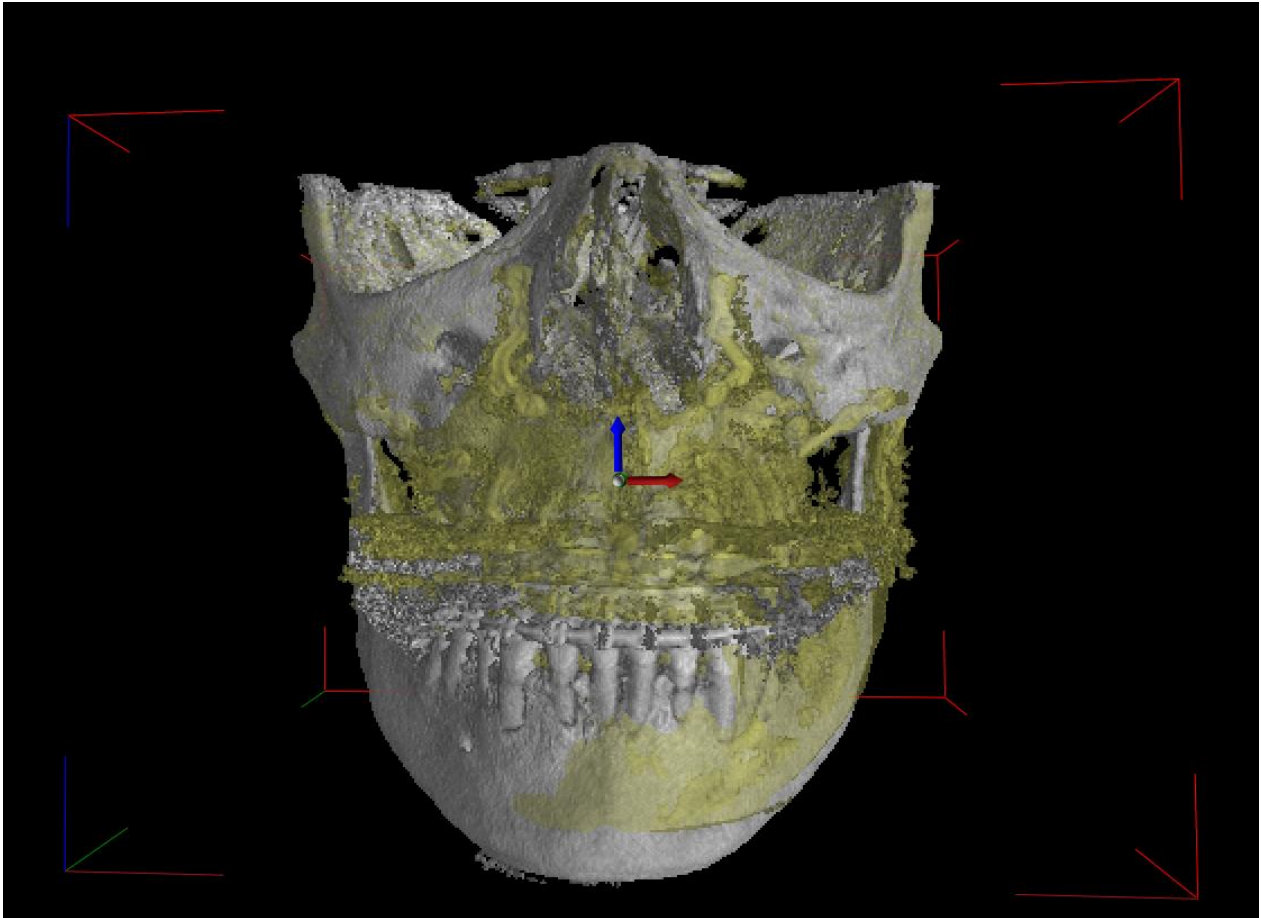


Abb. 15: überlagerter eingefärbter prä (Weiß) T0- und post (Gelb) T1- operativer Schädel im 3D Fenster.

Für einen reproduzierbaren Vergleich der Studienteilnehmer mussten alle überlagerten Schädel im Raum gleich ausgerichtet sein. Dazu wurde die Frankfurter Horizontale (FH) als zweidimensionale Referenzlinie herangezogen [45]. Diese gedachte Linie verläuft zwischen dem Unterrand der Orbita und dem kranialen Rand des knöchernen Gehörgangs (Porus acusticus externus). Da die Schädel als 3D Modelle vorlagen, wurde für die rechte und linke Seite die FH bestimmt und zu einer Fläche im dreidimensionalen Raum erweitert (wird im Folgenden als Frankfurter Fläche bezeichnet FF). Da beide FHs aufgrund einer geringen Asymmetrie, die bei jedem Studienteilnehmer auftrat, nicht identisch auf eine Fläche erweitert werden konnten, wurde ein Annäherungsverfahren entwickelt. Dabei wurden pro Bezugspunkt (Orbitarand und Porus acusticus externus) beidseits je fünf bis zehn Punkte im Bereich des Scheitelpunktes definiert. Über die Funktion measurements/plane wurden erst die kranialsten Punkte des äußeren Gehörgangs (Porus acusticus externus) und dann die kaudalsten Punkte des Orbitarandes rechts und links gesetzt. Das Programm ermöglicht diese Punktsetzung zur einfacheren Orientierung auch im 3D Fenster. Somit konnte nach jeder Punktsetzung (zwischen 20-40 Punkte), in Echtzeit die FF bestimmt und korrigierend erweitert werden. Die maximale Abweichung unter den vier Bezugspunkten von der

optimalen Position wurde in der Software mit  $> 0,25$  mm angegeben. Mit Hilfe der erzeugten Ebene konnte das Objekt über das „align slices to object“ ausgerichtet werden. Im „Scene Koordinatensystem“ Menü ist die temporäre Ausrichtung der Schädel ablesbar. Somit konnten alle Schädel entlang der x-/y-Achse im Koordinatensystem bezüglich der Frankfurter Fläche horizontal ausgerichtet werden (Abb. 16 und Abb. 17).

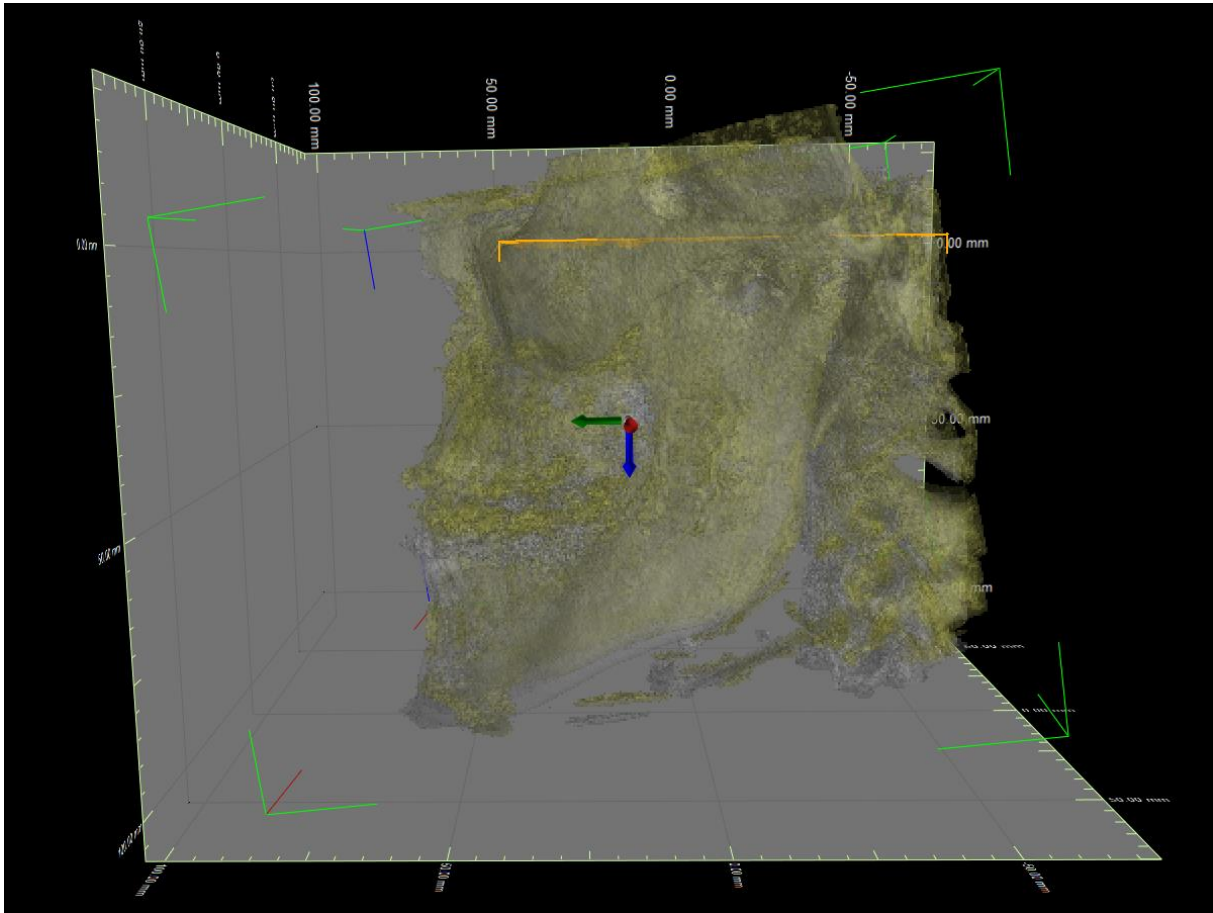


Abb. 16: sagittale Ansicht: Registrierung der überlagerten Schädel in 3D mithilfe der „Frankfurter Fläche“ (hier: gelbe Linie).

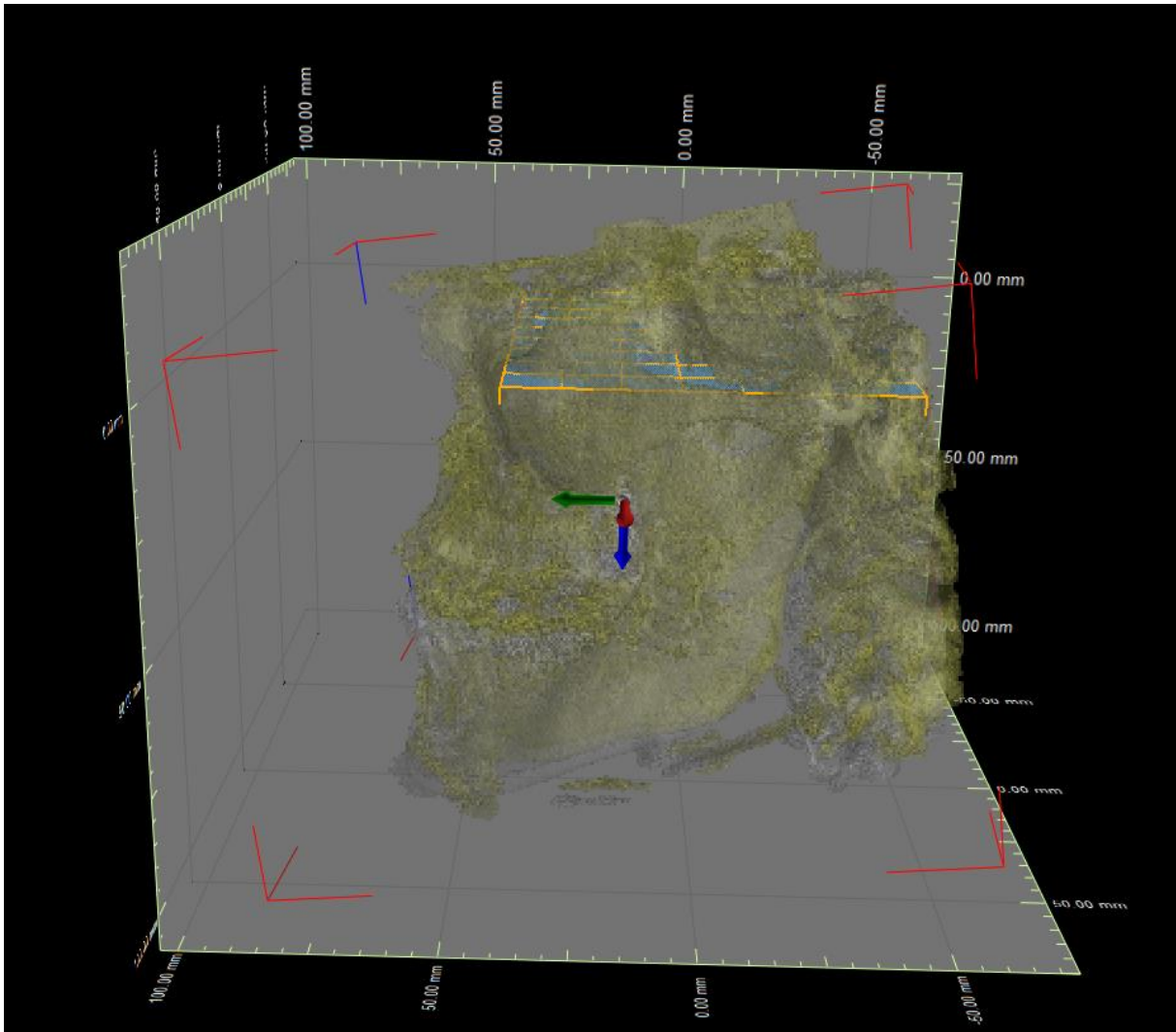


Abb. 17: sagittal exzentrische Ansicht: Registrierung der überlagerten Schädel in 3D mithilfe der „Frankfurter Fläche“ (hier: gelb/blau Ebene).

Um knöcherne Veränderungen auszuwerten und Folgestudien zu erleichtern, wurde bei der Soll-Ist Analyse der gesamte präoperative Schädel gegen den postoperativen Schädel verglichen. Die Abstufungen wurden auf das Auflösungsvermögen von 0,25 mm eingestellt, der maximale Untersuchungsbereich lag hier bei  $\pm 5,0$  mm. Nach einer Berechnungszeit von 30-45 min konnte das Ergebnis in 3D mit kolorierter Abweichung und Farb-Legende dargestellt werden. Aufgrund von unterschiedlichen Volumina im FOV der Röntgenbilder wurde besonders im kranialen Anteil der fehlende Schädelteil als maximale Abweichung  $>5$  mm (Farbe pink) dargestellt (Abb. 18).

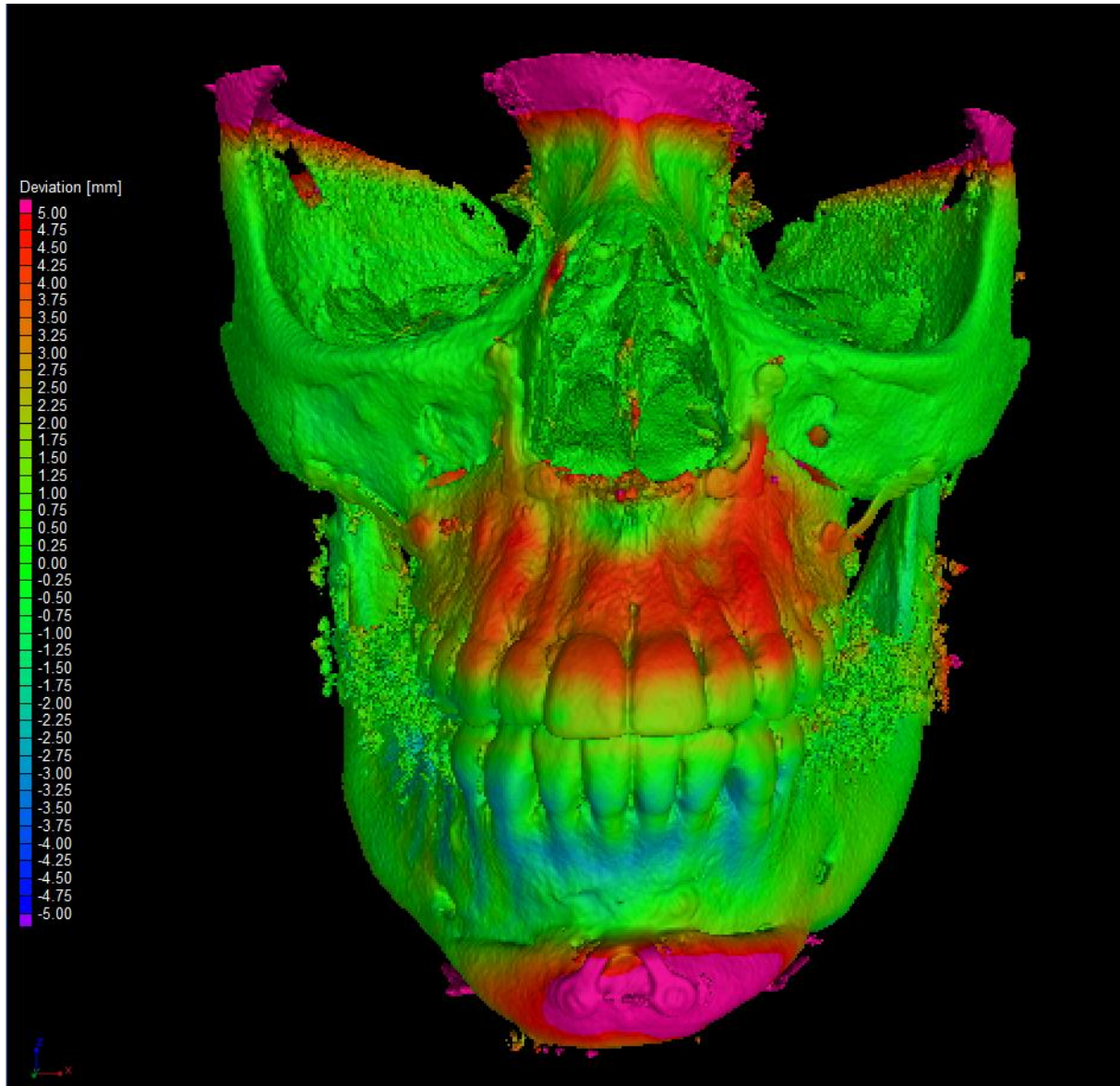


Abb. 18: Überlagertes prä- und postoperatives DVT mit farblicher Darstellung negativer und positiver Hartgewebsveränderungen und Farb-Abweichungslegende links.

### 3.8.4 Auswahl der Knochenmesspunkte

Ziel der Studie war die Untersuchung der knöchernen Oberfläche von Anteilen des Mittelgesichts, die reproduzierbar und verlässlich auf alle überlagerten Schädelpaare anzuwenden war. Dazu erschienen Referenzpunkte in der Nähe des Untersuchungsareals sinnvoll. Zuverlässige Strukturen waren die Neuroforamina des Nervus infraorbitalis [69]. Nach unterschiedlichen Ansätzen erschienen geometrische Objekte als probates Mittel. Dazu wurden zwei Referenzkugeln erzeugt. Die innere Kugel lag im maximalen Durchmesser als Tangente dem äußeren Rand des Foramen infraorbitalis an. Um eine gleichmäßige Referenzkugel über beide Foramina zu erzeugen, wurde über measurements/

sphere eine Kugel ausgewählt. Die Fixierpunkte lagen nach dem gleichen Verfahren der FF an der lateralen Begrenzung der Foramina infraorbitalea an. In den „Fit geometry Element“ musste unter „Fit method“ „minimum circumscribed“ ausgewählt und unter den Reiter „Fit point options“ nur „Auto fit points“ aktiviert werden. Die zweite Messkugel wurde über „define geometry element“ erstellt. Dazu wurde über den Reiter „Take form existing“ die erste Messkugel ausgewählt und der Radius jeweils um  $r + 5,0$  mm erweitert (Abb. 19 und Abb. 20).

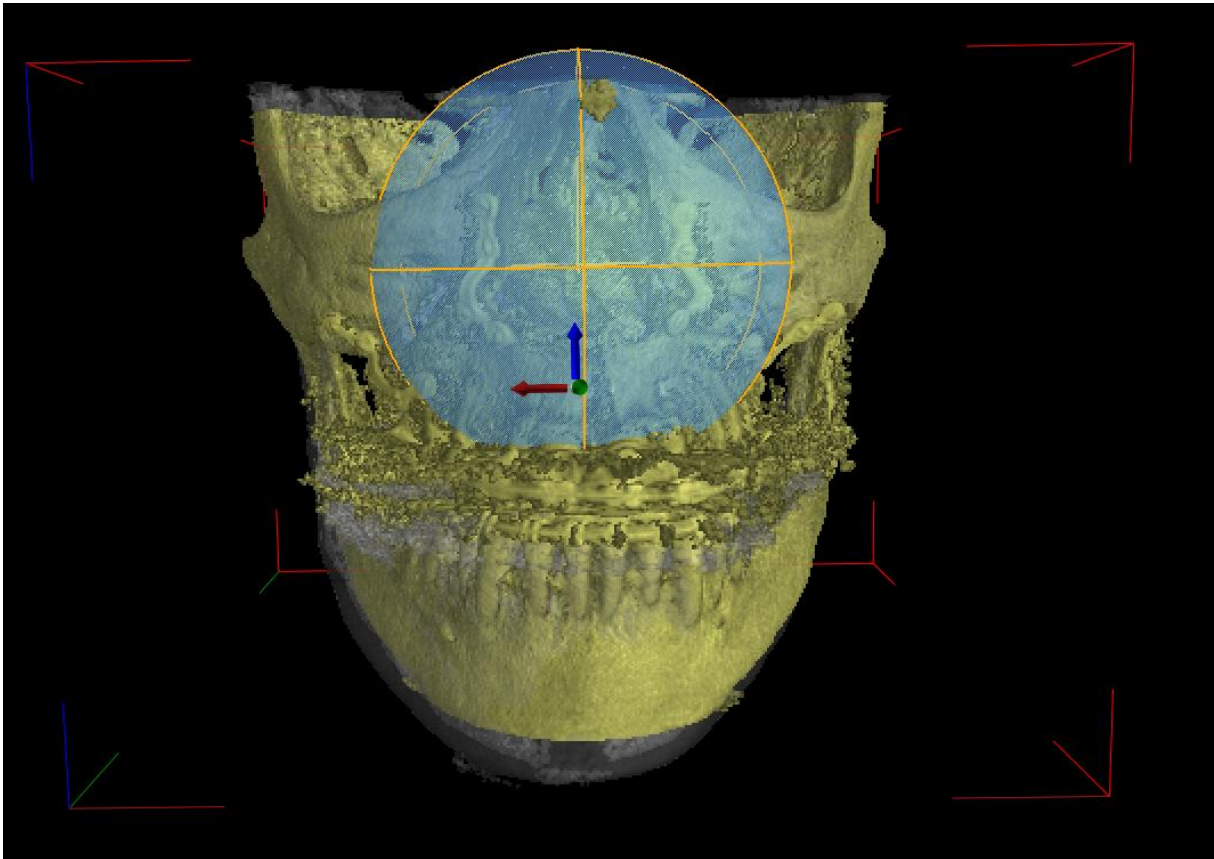


Abb. 19: Überlagerte Schädel mit beiden Messkugeln (innen und außen) in Gelb/ Blau.

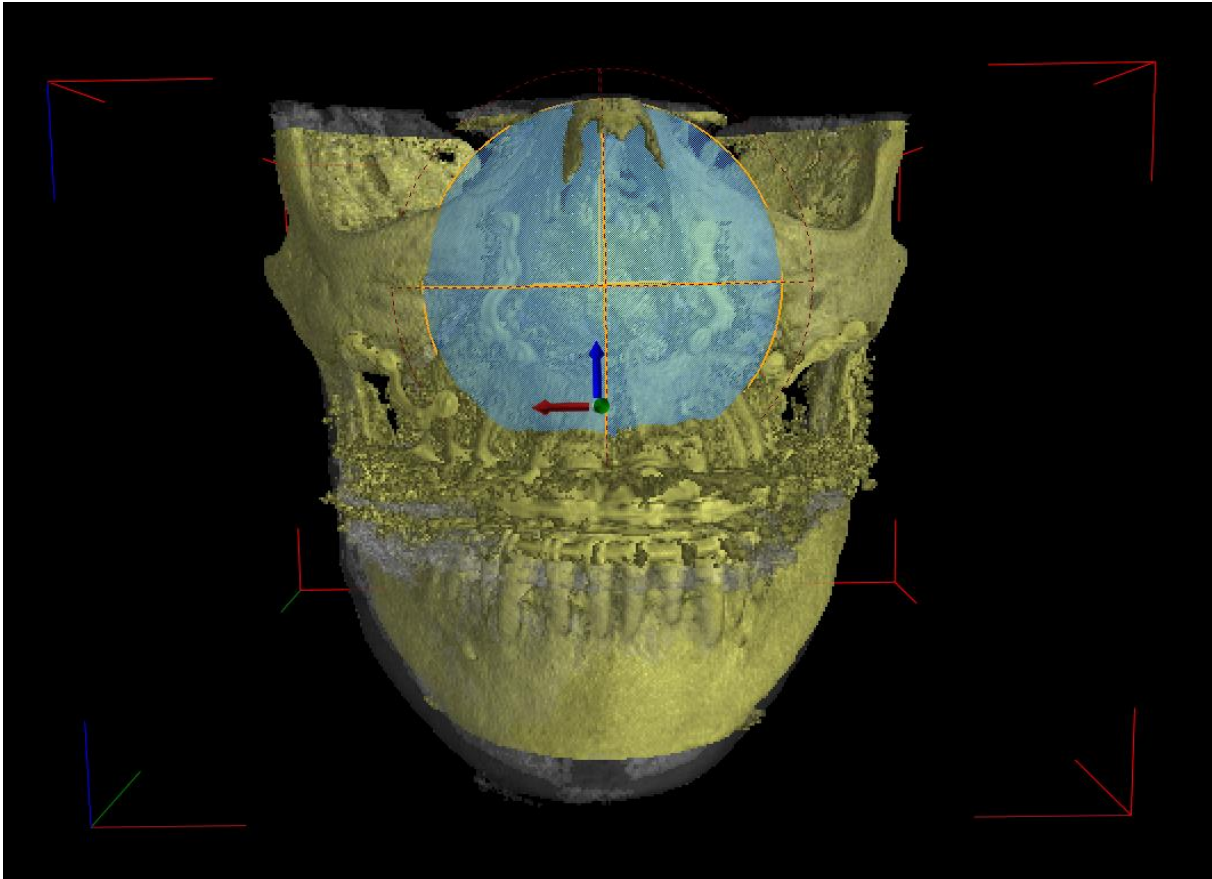


Abb. 20: Überlagerte Schädel mit beiden Messkugeln in Gelb/ Blau/ Rot

### 3.8.5 Analyse der knöchernen Veränderungen

Es konnte eine vergleichbare Ansammlung von Messpunkten erzeugt werden, die an der Schnittfläche der Knochenoberfläche mit der Kreisaußenfläche lagen. Nach dem Soll-Ist-Vergleich ließen sich an diesen Punkten Veränderungen der Knochenoberfläche abgelesen. Die Messpunkte (MP) begannen kranial an der Schnittfläche der Frankfurter Fläche (kaudale Kante Orbitarand) und der Messkugeln (Kugel 2 lateral und Kugel 1 zentral) und setzten sich in Abständen von drei Millimetern nach kaudal in zwei Reihen pro Seite fort (MP2re MP1re MP1li MP2li), bis die Osteotomie Linie der Verlagerungs-Operation erreicht wurde, siehe (Abb. 23 a-d). In dem linken oberen Fenster (axiale Schnitte) wird der aktuelle Abstand zur Frankfurter Fläche angezeigt. Das Feststellen der axialen Ebene mit Hilfe des Stecknadel Symbols „lock slice Position“ erleichterte die Feinjustierung des Messpunktes. Jeder Messpunkt wurde hinsichtlich seiner Lage in allen drei Ebenen der multiplanaren Ansicht überprüft wie in (Abb. 21 und Abb. 22) exemplarisch dargestellt. Da sich die vertikale Höhe des Mittelgesichts, bedingt durch anatomische Verhältnisse sowie Lage des

Osteotomiespalts bei jedem Patienten unterscheidet, wurden in den vier vertikalen Messreihen fünf bis neun Punkte registriert.

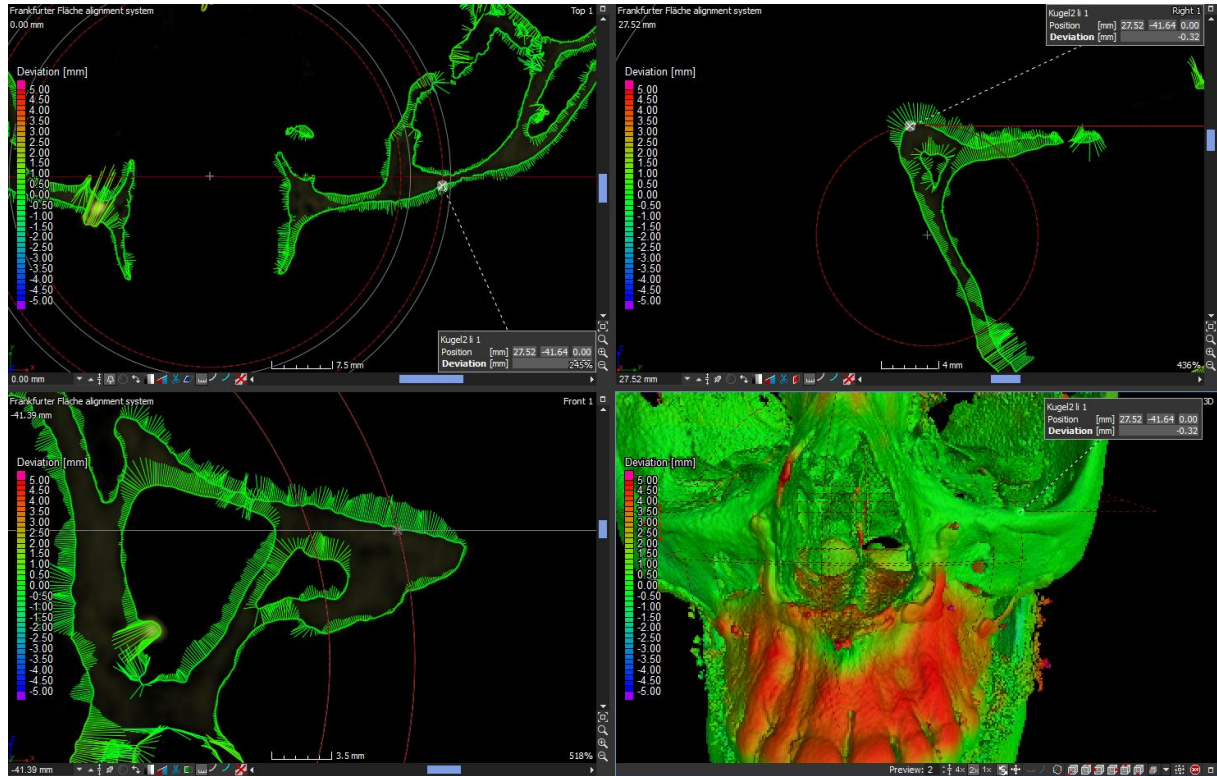


Abb. 21: Auswahl der Messpunkte entlang der Kugeln in multiplanarer Ansicht; die Nadelstreifen geben durch ihre Länge die Quantität der Abweichung an; das 3D Fenster dient der Übersicht; Farblegende linksseitig je Fenster in Millimetern.



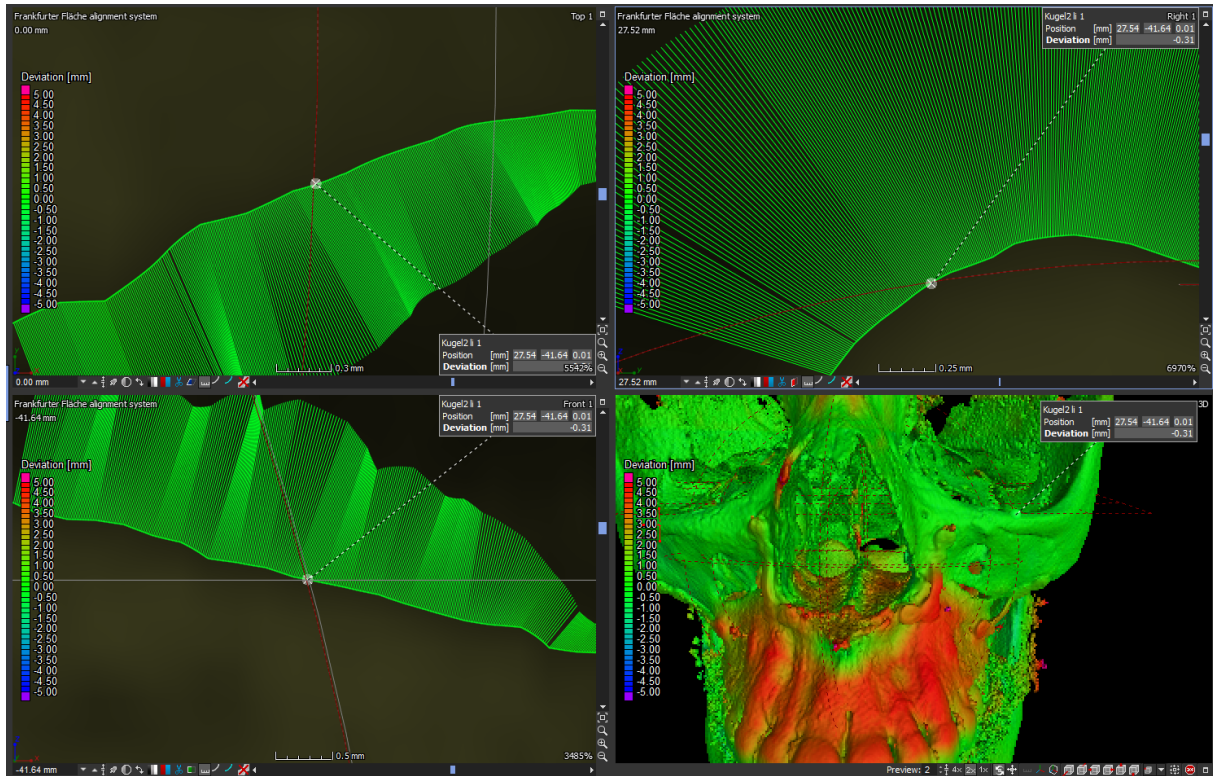


Abb. 22: Auswahl der Messpunkte entlang der Kugeln in multiplanarer Ansicht; die Nadelstreifen geben durch ihre Länge die Quantität der Abweichung an; das 3D Fenster dient der Übersicht; Farblegende linksseitig je Fenster in Millimetern.

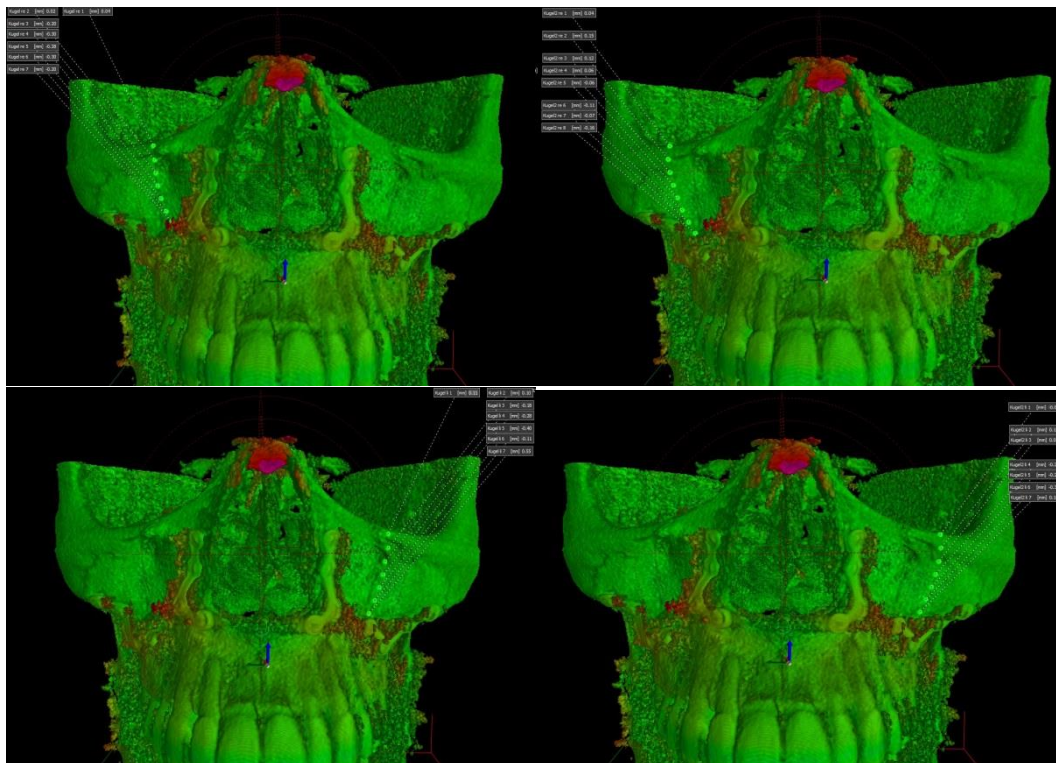


Abb. 23 a-d: Darstellung der vier vertikalen Messreihen des Mittelgesichts von links nach rechts und von oben nach unten:

- a) Messpunktreihe MP2re
- b) Messpunktreihe MP1re
- c) Messpunktreihe MP1li
- d) Messpunktreihe MP2li

Als zusätzliche Kontrolle der Überlagerung und der Dimensionstreuung dienten die Kontrollpunkte Knochenpunkt 1 und Plattenpunkt 1, die bei jedem Studienfall überprüft wurden. Aufgrund der bekannten Titanplattendicken von 1,0 mm (Zitat Sicherheitsdatenblatt) wurde die Distanz von der Plattenunterkante (Punkt Knochen) zur Plattenoberkante (Punkt Platte) an jeder paramedialen OK Platte links vermessen (Abb. 24).

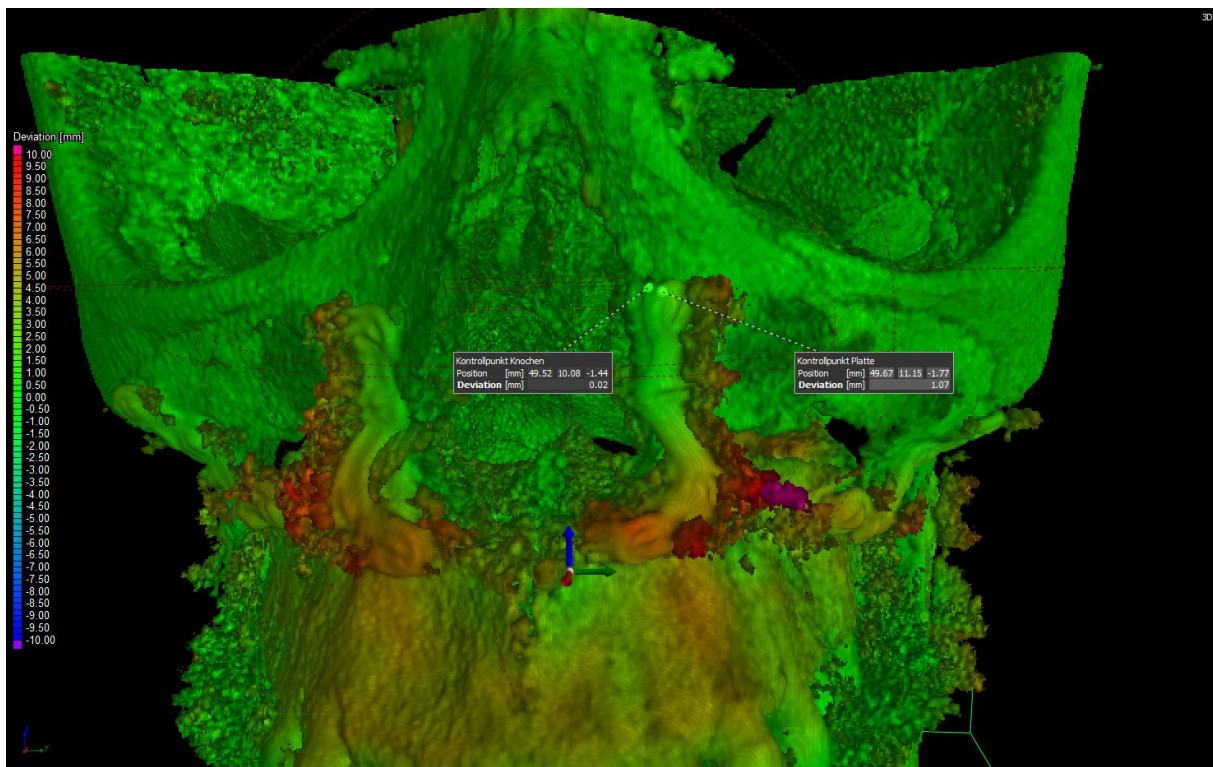


Abb. 24: Vermessung der Titanplattenstärke von 1,0 mm, paranasal links als weitere Kontrollmechanismus mit Farblegende links in Millimetern.

Abschließend wurde die maximale Strecke der Verlagerung des Ober- und Unterkiefers ermittelt. Dazu wurde in der Medianebene für jeden Kiefer ein wurzelnahe Punkt gesucht und der Abstand beider Punkte als mögliche, totale Verlagerungstrecke notiert. In Abb. 25 wird das komplette Messprotokoll eines Studienfalls dargestellt.

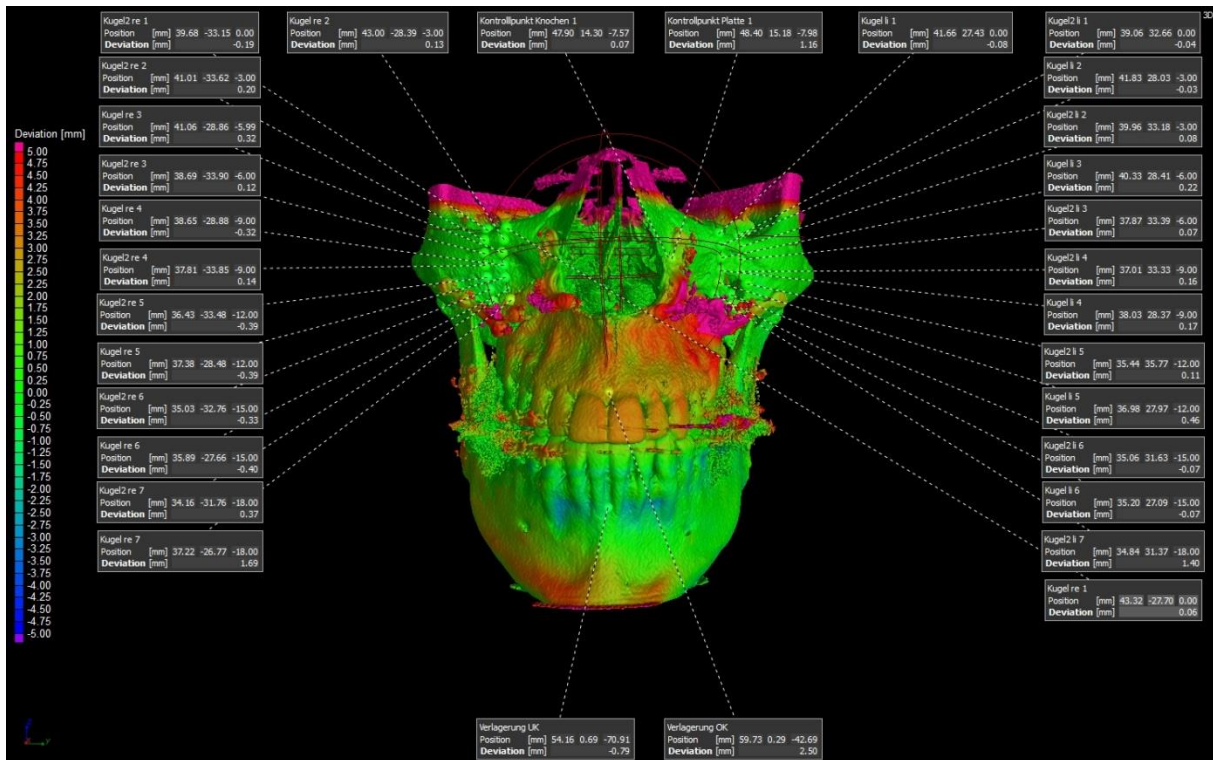


Abb. 25: gesamtes Messprotokoll eines Patienten mit Farblegende links, sowie Reportfeldern der Messpunktauswertung; Farblegende links in Millimetern.

### 3.9 Statistische Methode

Für die statistischen Berechnungen wurde das Programm SPSS 22.0 (IBM) verwendet. Man überprüft mittels Normalverteilungstest die Verteilungsform von stetigen Zahlen. Ein p-Wert von  $p < 0,05$  zeigt eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung. Da die Verteilungsfunktion unbekannt ist und die Gesamtzahl der Stichproben kleiner 50 ist, wurde der Shapiro-Wilk-Test verwendet [23].

Die Analyse der Ergebnisse zeigt, dass sowohl Signifikanzen ( $p < 0,05$ ) sowie Normalverteilungen ( $p > 0,05$ ) aufgetreten sind. Es ist sinnvoll, für jeweils eine Variable entweder parametrische oder nicht parametrische Verfahren zu verwenden, so dass man festlegen sollte, welche Verteilungsform vorliegt. Es ist in der Messtabelle ersichtlich, dass die meisten Stichproben ganz überwiegend  $p > 0,05$  sind, somit also als normalverteilt gelten. Daher wurden alle nachfolgenden Tests mit parametrischen Verfahren durchgeführt.

Bei den nachfolgenden Gruppenvergleichen der erhobenen Stichproben liegen verbundene Stichproben vor. Folglich stehen die Werte in direktem Zusammenhang. Das ist typischerweise bei Mehrfachmessungen vor und nach Therapie (hier Operationen) der Fall.

Zwischen verbundenen und unabhängigen Stichproben kommen unterschiedliche Testverfahren zum Einsatz [23]. Diese sind:

- 1) bei einem Vergleich von zwei normalverteilten, unabhängigen Stichproben der t-Test
- 2) bei einem Vergleich von zwei nicht normalverteilten, verbundenen Stichproben der Wilcoxon-Test
- 3) bei einem Vergleich von mehr als zwei verbundenen, nicht normalverteilten Stichproben das allgemeine lineare Modell mit Messwiederholungen.

Die Angabe einer Signifikanz kann entweder als exakter p-Wert, oder als Signifikanzniveau mit  $p < 0,01$  angegeben werden. Bei der Auswertung mit SPSS werden Ergebnisse, die einen p-Wert von  $< 0,001$  aufweisen, als „ ,000 “ angegeben. Diese Werte wurden auf  $p < 0,001$  abgeändert. Statistisch signifikante Ergebnisse wurden mit roter Schrift gekennzeichnet. Ergebnisse mit einem p-Wert von knapp  $> 0,05$  wurden blau markiert und wurden als deutlicher Trend gewertet.

## 4. ERGEBNISSE

### 4.1 Deskriptive Charakteristik der Studienteilnehmer

Die zu untersuchende Gruppe wurde aus 4932 Patienten der Praxis von WK ausgewählt und besteht aus 31 Patienten (16 Männer 51,6% und 15 Frauen 48,4%), deren Daten retrospektiv ausgewertet wurden. Von allen Patienten ist mindestens eine prä- und postoperative Aufnahme vorhanden und die Patienten entsprechen den oben genannten Anforderungen. Zum Zeitpunkt der Operation betrug das durchschnittliche Alter  $24,39 \pm 11,78$  Jahre (Altersgruppe 14-58 Jahre). Präoperativ wiesen 30 Patienten (96,8%) eine maxilläre Retrognathie und 25 Patienten (80,6%) eine mandibuläre Prognathie auf. 28 (90,3%) Kieferverlagerungen wurden bignath und drei (9,7%) rein monognath (maxillär) operiert. Acht Patienten (25,8%) erhielten zeitgleich eine Kinnplastik und sechs Patienten (19,4%) erhielten zuvor eine chirurgische Gaumennahterweiterung. Die Oberkieferverlagerung in horizontaler Ebene reicht von -1,4 mm bis +8,4 mm (Mittelwert  $+4,3 \pm 2,09$  mm). Die Unterkieferverlagerung reicht in gleicher Ebene von -3,3 mm bis +3,2 mm (Mittelwert  $-0,8 \pm 1,74$  mm).

Das präoperative DVT (T0) wurde im Mittelwert  $33,94 \pm 69,23$  Tage (0-389 Tage) vor der Operation aufgenommen. Das postoperative DVT (T1) wurde im Mittelwert  $394,52 \pm 152,24$  Tage (149-768 Tage) nach der Operation aufgenommen.

### 4.2 Vorversuch am Testkörper

Bei der Überlagerung der beiden Testkörper wurde gezeigt, dass das in der Studie verwendete Verfahren die Verschiebung der Kunststoffplatten im überlagerten Vergleich präzise abbildet. 97% der verschobenen Oberfläche lag bei erwarteten 10,00 mm. Die minimale Deviation lag bei -9,75 mm, die maximale Deviation bei 10,65 mm. Die Methode konnte visuell und statistisch validiert sowie die Untersuchungen von Kirsten bestätigt werden [38].

### 4.3 Vermessung der Osteosyntheseplatten

Die Ergebnisse wurden erst über einen Wilcoxon Test berechnet; danach überprüft ein Signifikanztest, ob beide Strichproben einer Grundgesamtheit mit identischer Verteilung entstammen [10].

Bei 28 von 31 Patienten konnte eine Validierung der Messmethode über die Osteosyntheseplatten durchgeführt werden. Der Mittelwert des Kontrollpunktes Knochen liegt bei 0,05 mm (-0,12 mm – 0,36 mm). Der Mittelwert des Kontrollpunktes Platte bei 1,08 mm (0,90 mm – 1,62 mm). Die asynoptische Signifikanz liegt bei  $p < 0,0001$ .

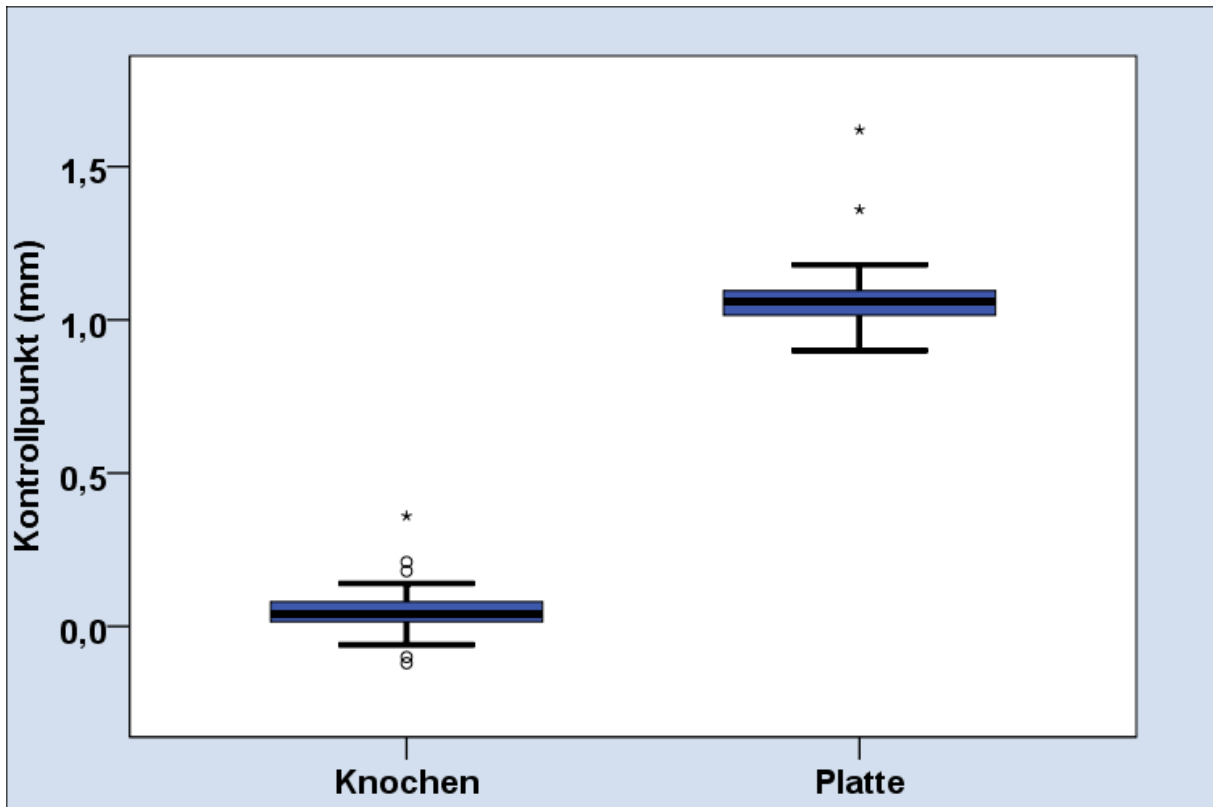


Abb. 26: Kontrollpunkte Knochenoberfläche gegen Kontrollpunkte Osteosyntheseplatte

	Kontrollpunkt Knochen (mm)	Kontrollpunkt Platte (mm)
Mittelwert	,05	1,08
SD	,09	,14
95% KI - untere G.	,02	1,03
95% KI - obere G.	,09	1,13
25. Perzentile	,02	1,02
Median	,04	1,06
75. Perzentile	,08	1,10
Minimum	-,12	,90
Maximum	,36	1,62
Anzahl	31	31
Gültige Anzahl	28	28

Tab. 1 Statistik Kontrollpunkt Knochen gegen Kontrollpunkt Platte

#### 4.4 Knochenveränderungen prä- und postoperativ

Die knöchernen Veränderungen des Mittelgesichts lagen im Bereich von -1,12 mm (Minimum) bis 1,81 mm (Maximum) und waren damit über der Messgenauigkeit von 250µm nachweisbar. Jede der vier vertikalen Messreihen der Studienteilnehmer wurde getrennt betrachtet. Die Signifikanz für ein zu vernachlässigendes Wachstum lag dabei zwischen 0,338 und 0,791. Die knöchernen Abweichungen sowie die Streuung der Messpunkte wurden von kranial nach kaudal größer. Die Anzahl der Messpunkte aller vier Messreihen sank von MP 5 bis MP 9 deutlich, wie in Tab. 2: Statistik der Messpunkte-Linie MP1 rechts dargestellt.

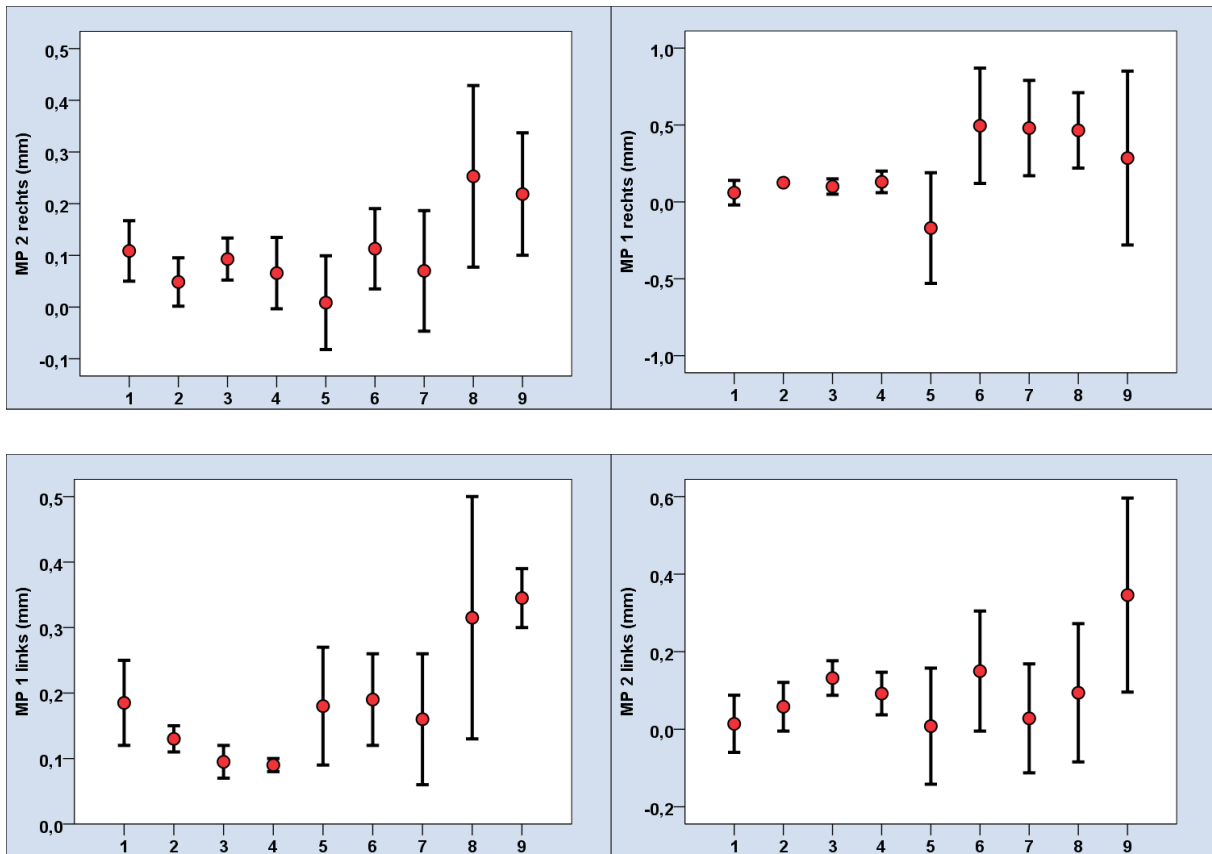


Abb. 27 a-b: Graphische Darstellung der Messpunkte aller vier Messreihen (von rechts nach links, MP2re MP1re MP1li MP2li), in Bezug auf Position (Orbitarand=1 bis Osteotomiespalt=9) und gemessene knöcherne Veränderung in Millimetern.

Messreihe MP2 rechts zeigt im Verlauf eine deutliche Abweichung und Streuung der Messpunkte. Die Mittelwerte lagen im Bereich von -0,4 mm bis 0,31 mm. Der Median war im Bereich von -0,03 mm bis 0,25 mm und bleibt im Bereich der Messtoleranz. Minima und Maxima wurden von -0,86 mm bis 1,58 mm angegeben. Die gültige Anzahl an Patientennesspunkten sank im Bereich MP2re5 auf MP2re9 von 31 auf 7 ab. Die Signifikanz für ein zu vernachlässigendes Wachstum lag bei 0,549.

Messreihe MP1 rechts zeigt im Verlauf eine geringe Abweichung bei einer deutlichen Streuung der Messpunkte in der Nähe des Osteotomiespalts. Die Mittelwerte lagen im Bereich von -0,09 mm bis 0,37 mm. Der Median war im Bereich von -0,14 mm bis 0,45 mm und überschritt an drei von neun Punkten die Messtoleranz. Minima und Maxima wurden von -1,12 mm bis 0,95 mm angegeben. Die gültige Anzahl an Patientennesspunkten sank im Bereich von MP1re5 auf MP1re9 von 31 auf 2 ab. Die Signifikanz für ein zu vernachlässigendes Wachstum lag bei 0,791.

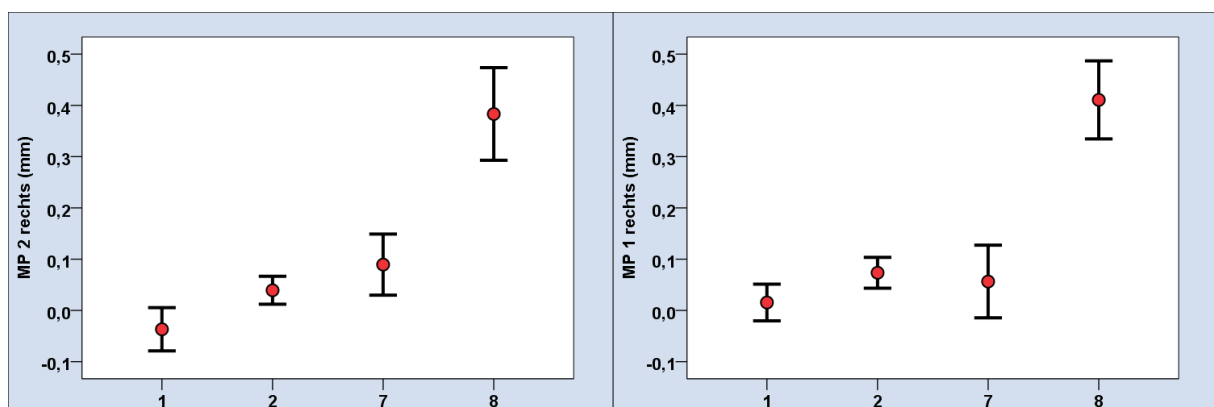


Messreihe MP1 links zeigt im Verlauf eine deutliche Abweichung und Streuung der Messpunkte. Die Mittelwerte lagen im Bereich von -0,05 mm bis 0,35 mm. Der Median war im Bereich von -0,05 und 0,35 und überschritt an einem von neun Punkten die Messtoleranz. Minima und Maxima wurden von -0,46 mm bis 1,81 mm angegeben. Die gültige Anzahl an Patientennesspunkten sank im Bereich von MP1li5 auf MP1li9 von 31 auf 2 ab. Die Signifikanz für ein zu vernachlässigendes Wachstum lag bei 0,495.

Messreihe MP2 links zeigt im Verlauf eine deutliche Abweichung und Streuung der Messpunkte. Die Mittelwerte lagen im Bereich von -0,05 mm bis 0,38 mm. Der Median war im Bereich von -0,04 mm und 0,25 mm und bleibt im Bereich der Messtoleranz. Minima und Maxima wurden von -0,49 mm bis 1,40 mm angegeben. Die gültige Anzahl an Patientennesspunkten sank im Bereich von MP2li5 auf MP2li9 von 31 auf 5 ab. Die Signifikanz für ein zu vernachlässigendes Wachstum lag bei 0,338.

#### 4.5 Differenzierte Betrachtung der Knochenveränderungen prä- und postoperativ

Es wurden nur die beiden kranialen und kaudalen Messpunkte jeder Messreihe verglichen, folgend als MP1, MP2, MP7 und MP8 dargestellt. Somit wurden auf jeder vertikalen Messlinie 4 Messpunkte ausgewertet. Die Anzahl gültiger Patientennesspunkte lag bei jeder untersuchten Stelle bei n=31. Die vollständige Analyse der Punkte ist in Tab. 6: Differenzierte Statistik kaudalen und kranialen Messpunkte-Linie MP1 rechts. dargestellt.



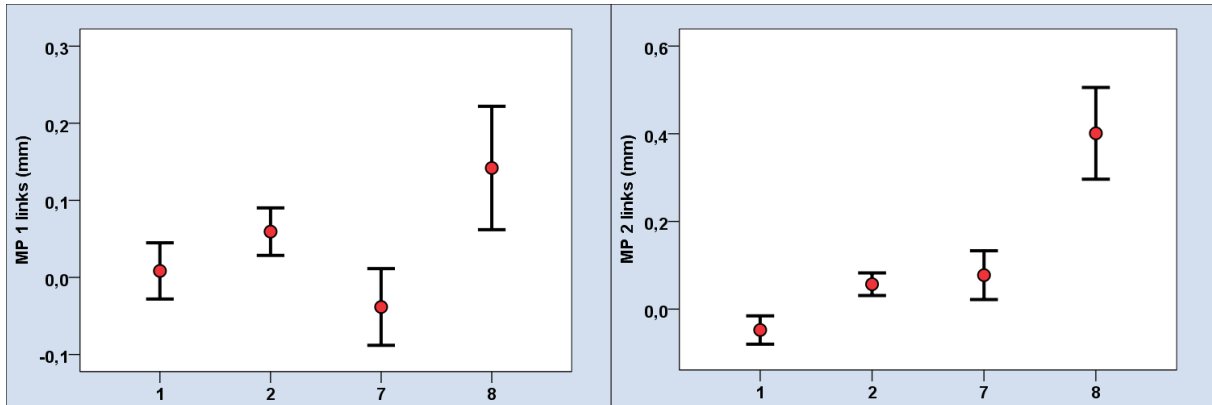


Abb. 28 a-d: Ergebnis der vier vertikalen Messreihen von rechts nach links, mit Darstellung der beiden kranialen (1+2) und kaudalen (7+8) Messpunkte, sowie Skalierung in Millimetern

Messreihe MP2 rechts zeigte im kaudalsten Messpunkt 8 die stärkste Streuung und Abweichung. Der Mittelwert lag hier bei 0,38 mm, der Median bei 0,28 und überschritt somit die Messtoleranz. Das Minimum lag bei -0,30 mm, das Maximum bei 1,58mm. Die Signifikanz für eine knöcherne Veränderung lag bei 0,001.

Messreihe MP1 rechts zeigte im kaudalsten Messpunkt 8 die stärkste Streuung und Abweichung. Der Mittelwert lag hier bei 0,41 mm, der Median bei 0,42 und überschritt somit die Messtoleranz. Das Minimum lag bei -0,31 mm, das Maximum bei 1,45mm. Die Signifikanz für eine knöcherne Veränderung lag bei 0,001.

Messreihe MP1 links zeigte im kaudalsten Messpunkt 8 die stärkste Streuung und Abweichung. Der Mittelwert lag hier bei 0,14 mm, der Median bei 0,01 und liegt damit im Rahmen der Messtoleranz. Das Minimum lag bei -0,41 mm, das Maximum bei 1,81 mm. Die Signifikanz für eine knöcherne Veränderung lag bei 0,047.

Messreihe MP2 links zeigte im kaudalsten Messpunkt 8 die stärkste Streuung und Abweichung. Der Mittelwert lag hier bei 0,40 mm, der Median bei 0,78 und überschritt somit deutlich die Messtoleranz. Das Minimum lag bei -0,49 mm, das Maximum bei 1,40 mm. Die Signifikanz für eine knöcherne Veränderung lag bei 0,010.

#### 4.6 Der Einfluss des Geschlechts auf knöcherne Veränderungen

Der Anteil von Frauen zu Männern betrug 15 zu 16. Der Vergleich aller 36 Messpunkte der vier Messlinien ergab folgendes Ergebnis. Fünf von 36 Messpunkten zeigten einen signifikanten, geschlechtsspezifischen Unterschied von  $p=0,006$  bis  $p=0,038$ . Davon liegt die größere knöcherne Veränderung von Frauen zu Männern bei drei zu zwei siehe Abb. 56 a-e: Darstellung geschlechtsspezifischer Knochenunterschied der fünf signifikanten Knochenmesspunkte,

Skalierung in Millimetern. Die Anzahl gültiger Messpunkte nimmt von Messpunkt 7 bis 9 in allen vier Messreihen stark ab. Der Median der Messpunkte zwischen den Geschlechtern liegt zwischen -0,20 mm und 0,95 mm, jedoch nur in sieben Fällen aus 37 Messpunkte über der Messtoleranz von 250 µm. Hier zeigten weibliche Patienten eine stärkere Knochenzunahme als männliche Patienten.

#### **4.7 Altersspezifische Unterschiede in den Gruppen 14-18 Jahre und 19-65 Jahre**

Von den 31 Studienteilnehmern waren 16 Patienten zum Zeitpunkt der Operation jünger als 18 Jahre und 15 Patienten über 18 Jahre alt. Zwei der 36 Messpunkte konnten aufgrund der Anzahl von  $n < 6$  nicht verwertet werden, die übrigen 34 Messpunkte wurde bezüglich beider Altersgruppen verglichen. Der Median überschritt nur in vier Fällen die Messtoleranz 250 µm. Ein altersspezifischer Unterschied konnte nicht festgestellt werden.

#### **4.8 Knöcherne Auswirkungen einer präoperativen chirurgischen Gaumennahtweiterung**

Von 31 Patienten erhielten sechs Patienten eine vorgeschaltete chirurgische Gaumennahtweiterung. Von 34 Messpunkten konnte nur an einem Messpunkt eine signifikante Änderung bestätigt werden. Punkt MP2links5 zeigt bei Pat mit vorangegangener GNE eine größere knöcherne Veränderung (Median -0,05mm zu 0,25mm) mit einer Signifikanz von  $p=0,018$ . Die Anzahl der gültigen Messpunkte sinkt von MP 7 auf MP 9 deutlich ab.

#### **4.9 Knöcherne Auswirkungen einer begleitenden Kinnplastik**

Von 31 Patienten erhielten acht Patienten zeitgleich eine Kinnplastik. Alle vier Messreihen können ausgewertet werden. Von 34 Messpunkten besteht nur an zwei Punkten ein signifikanter Zusammenhang zwischen Kinnplastik und knöcherner Veränderung des Mittelgesichts. Punkt MP1links8 zeigt bei zusätzlicher Kinnplastik eine größere knöcherne Veränderung (Median -0,18 mm zu 0,50mm) mit einer Signifikanz von  $p=0,03$ . Punkt MP2links7 zeigt bei zusätzlicher Kinnplastik eine kleinere knöcherne Veränderung (Median 0,46mm zu 0,03mm) mit einer Signifikanz von  $p=0,05$ . Die Anzahl der gültigen Messpunkte sinkt von MP 7 auf MP 9 deutlich ab.

#### **4.10 Vergleich unterschiedlicher postoperativer Untersuchungszeitpunkte**

Von elf Patienten wurde das postoperative Kontrollröntgenbild innerhalb eines Jahres angefertigt (149 bis 364 Tage). Bei 20 Patienten wurde das postoperative Bild ein bis drei Jahre (384 bis 768 Tage) nach der Operation angefertigt. Aus den vier Messreihen wurden 34 Messpunkte ausgewertet. Davon zeigen nur zwei Messpunkte einen signifikanten Zusammengang. Punkt MP2links5 zeigt nach einem Jahr eine Knochenzunahme (Median -0,20mm auf 0,03mm) mit einer Signifikanz von  $p=0,039$ . An Punkt MP2links7 erhöht sich die knöcherne Veränderung (Median 0,11mm auf 0,38mm) mit einer Signifikanz von  $p=0,044$ . Die Anzahl gültiger Messpunkte nimmt von Messpunkt 7 bis 9 in allen vier Messreihen stark ab.

#### **4.11 Zusammenhang Verlagerungsstrecke und Knochenveränderung**

Bei 31 Patienten wurde bei 16 der Oberkiefer um  $\leq 4,9$ mm in horizontaler Ebene verlagert und bei 15 Patienten um mehr 5,0 mm verlagert. Von 34 Messpunkten konnten 32 ausgewertet werden; davon zeigten drei einen signifikanten Unterschied im Vergleich beider Gruppen. Punkt MP1links3 zeigt eine größere knöcherne Veränderung (Median -0,02mm auf 0,07mm) bei Oberkiefer-Verlagerungen über 5mm mit einer Signifikanz von  $p=0,032$ . Punkt MP2rechts7 zeigt eine größere knöcherne Veränderung (Median 0,04mm auf 0,28mm) bei Verlagerungen über 5mm mit einer Signifikanz von  $p=0,024$ . Punkt MP2rechts8 zeigt eine größere knöcherne Veränderung (Median -0,09mm auf 0,42mm) bei Verlagerungen über 5mm mit einer Signifikanz von  $p=0,049$ . Die Anzahl gültiger Messpunkte nimmt von Messpunkt 7 bis 9 in allen vier Messreihen stark ab.

#### **4.12 Überprüfung der Verzahnung zum Zeitpunkt T1**

Die Verzahnung aller 31 Patienten wurde zum Zeitpunkt der Wiedervorstellung und des postoperativen DVTs (T1) überprüft. Alle 31 Patienten wiesen nach Abschluss der kieferorthopädischen Therapie beidseits eine Klasse I Verzahnung auf mit stabiler Verknöcherung des Ober- und Unterkieferosteotomiespalts, sodass in einem zweiten Eingriff die Osteosyntheseplatten wieder entfernt werden konnten.

## 5. DISKUSSION

Anhand des Vergleichs der 3D Röntgendaten sollte geprüft werden, ob Kieferverlagerungen bei Dysgnathien der Angle Klasse III einen Einfluss auf das Wachstum des Mittelgesichts haben. Die Analyse der aktuellen Literatur über die Pubmed Datenbank ergab keine Studien, die das knöcherne Wachstum des Mittelgesichts um Dysgnathie-Operationen mit Hilfe von 3D Röntgenbildern untersuchten. Vorhandene Studien beziehen sich nur auf den zahntragenden Oberkiefer und nicht den darüber liegenden kranialen Anteil des Mittelgesichts. Die Daten dieser Studie haben gezeigt, dass es nur geringe signifikante Unterschiede der knöchernen Oberfläche gibt, die folgend diskutiert werden.

### 5.1 Validierung der Methode

Zahlreiche Studien untersuchten skelettale Veränderungen der Dysgnathiechirurgie mittels unterschiedlicher Methodik. Während in älteren Studien dieser Unterschied anhand von Modellen, Fotos oder Ferröntgenseitenaufnahmen dargestellt wurde [11, 28, 42, 78, 108, 117] ermöglicht die dreidimensionale Röntgentechnik CT und DVT (CBCT) eine präzisere Untersuchung [19, 31, 69, 74, 76, 89, 90, 97, 104]. Navarro R. et al. verglichen analoges/digitales FRS und laterale CBCTs hinsichtlich einer kieferorthopädischen Auswertung. Obwohl sich alle Aufnahmen für eine Kephalometrie eigneten, war das laterale CBCT am verlässlichsten [72].

Da 3D Röntgendaten als Punktwolken oder als Schichtbilder vorliegen, müssen diese für einen Oberflächenvergleich umgewandelt werden, um Materialgrenzen für Knochen und Weichgewebe zu bestimmen. Dieser Zwischenschritt kann mit einer Software wie Mimics (Materialise n.v., Leuven) erfolgen [38, 75, 97] und die definierten Oberflächen können daraufhin mit einem zweiten Programm Geomagics Control / Qualify verglichen werden [38, 50]. Um die Anzahl an unterschiedlicher Software zu reduzieren und um die DICOM Daten direkt zu vergleichen, wurde das Programm VGSTUDIO MAX 3.0 (Volume Graphics, Heidelberg) verwendet, welches von Mukherjee, P. et al [68] schon erfolgreich zur Darstellung des Os temporale oder des Alveolarknochens genutzt wurde. Kasaven nutzte ein vergleichbares Röntgengerät in Kombination mit der Software VGSTUDIO MAX 3.0, um Knochendefekte zu vermessen [43, 68]. Die industriell erprobte Software VGSTUDIO MAX 3.0 wurde über einen Vorversuch vergleichbar mit Kirsten [38] überprüft und eignet sich zum präzisen Vergleich (Auflösung 0,25mm) von DICOM Daten [38]. Schauseil [32] und Kirsten [38] nutzen für die Ausrichtung und Überlagerung zweier Schädel Foramina (Foramen magnum/ Neuroforamina) oder markante Knochenstrukturen (arcus zygomaticus) als Punkte

und Flächen. Andere Studien nutzen die anteriore, craniale Fossa mit der Lamina cribrosa bedingt durch deren frühes Wachstumsende [74]. Alternativ dazu wurde zur Überlagerung der Schädel die strukturell markante Schädelbasis genutzt und über die Analyse eines Soll-Ist-Vergleichs bestätigt. Naji P. et al. [69] bestätigen, dass knöcherne Schädelstrukturen und Foramina im CBCT mit einer Genauigkeit von  $<0,5\text{mm}$ , zuverlässig und reproduzierbar sind [70]. Lagravere bestätigt in einem Versuch die Zuverlässigkeit und Präzision der Foramina der Schädelbasis (F. spinosum, F. ovale, F. rotundum, hypoglossaler Kanal) im Vergleich von CBCT Bildern, die eine spätere Überlagerung ermöglichen [48]. Neben der Überlagerung mit Hilfe von Knochenpunkten, besteht auch die Möglichkeit, ganze Knochenflächen zu nutzen, wie Kirsten [38] und Schauseil [32] zeigten. Aufbauend auf diesem Verfahren war der Vorteil der Software VGSTUDIOMAX 3.0, die Nutzung ganzer 3D Räume als Referenz für die Überlagerung (Schädelbasis). Ferner konnten die überlagerten Flächen mit einem Soll-Ist-Vergleich dann noch auf Ihre Kongruenz überprüft werden, um Methodikfehler zu reduzieren.

Bezüglich der Algorithmen des Oberflächen- oder Volumenrenderings konnten Rodt et al. keine diagnostischen Vorteile erkennen. Sie werteten die 3D Darstellung von 22 MSCTs bei Gesichtsfrakturen aus. Das Oberflächenrendering stellte sich als ausreichendes und zeiteffizientes Mittel für die 3D-Visualisierung dar, um Materialgrenzen zum Vergleich darzustellen [90].

## 5.2 Dysgnathiechirurgie vor Vollendung des 18. Lebensjahres

Die Studienlage zum Wachstum knöcherner Strukturen des Schädels variiert stark. Allen gemein ist ein geringes oder fehlendes Restwachstum mit Erreichen des 18. Lebensjahres, das in Deutschland ebenfalls auf die Volljährigkeit des Patienten fällt und damit ideal erscheint.

In einem Review über 23 Studien zeigt Currie, dass das knöcherne Wachstum der Schädelbasis (S-Ba) mit 15 Jahren zu 98% abgeschlossen ist. Zwischen dem 17-19 Lebensjahr kommt das Wachstum fast vollständig zum Stillstand. Jedoch ergeben sich geschlechtsspezifische Unterschiede, außerdem konnten geringe sehr Veränderungen bis ins späte Erwachsenenalter (60-85 Jahre) beobachtet werden [18]. Turchetta unterscheidet ein biologisches und ein chronologisches Wachstum und untersucht dabei drei unterschiedliche Theorien. Das biologische Wachstum ist für eine kieferorthopädische/ chirurgische Therapieplanung besser geeignet, bedingt durch die individuelle Entwicklung jedes Patienten. Das Ricketts oder das Johnston System gehen von einer chronologische Wachstumstheorie aus. Ricketts geht dabei von einem abgeschlossenen Gesichtswachstum

mit 14,5 Jahren bei Mädchen und 19 Jahren bei Jungen aus. Die Fishman Methode geht von einem Kurz- und Langzeitwachstum aus und bezieht sich auf das biologische Alter und lässt ein geringes Wachstum im frühen Erwachsenenalter zu [108].

Dieses mögliche knöchernes Restwachstum wirft die Frage nach dem geeigneten Zeitpunkt für die Kieferverlagerung auf und ob überhaupt ein kieferchirurgischer Eingriff durchgeführt werden sollte.

Stellzig-Eisenhauer zeigt in einer Studie mit 175 Patienten, welche Klasse III Patienten operativ oder konservativ behandelt werden sollten. Er ordnete 92% der Patienten richtig der konservativen Gruppe zu, geht aber nur auf erwachsene Patienten ein, beweist aber die Notwendigkeit einer skelettverlagernden Operation bei Überschreitung bestimmter Parameter durch WITs-Beurteilung, Schädelbasis S-N und Größenbestimmung der Kieferbasen [100].

Freihofer untersuchte 1977 anhand von Modellen, Fotos und 2D Röntgenbildern das Wachstum operierter Kiefer bei Kindern bis zum 17. Lebensjahr. Er konnte aber keinen Einfluss auf das Oberkieferwachstum nachweisen. Das unterschiedliche Studiendesign erschwert einen direkten Vergleich, bestätigt aber nur geringe knöcherne Veränderungen in dieser Studie [28].

Wolford et al. sind der Ansicht, dass eine Dysgnathie im Kinder- und Jugendalter, aus funktionellen, ästhetischen und psychosozialen Gründen operativ behandelt werden kann. Das früheste OP-Alter wurde mit zehn Jahren angegeben und liegt somit vier Jahre vor dem jüngsten Patienten in dieser Studie. Um mögliches Restwachstum zu kompensieren, empfiehlt Wolford eine Überkorrektur des Oberkiefers bei Angle Klasse III Verzahnung. In einer Analyse konnte Wolford keinen Einfluss der Kieferverlagerung auf das vertikale Wachstum der Maxilla feststellen. Ein anteriores Wachstum der Maxilla in der Wachstumsphase wird durch eine Osteotomie gehemmt. Für ein vorhersagbares Ergebnis ohne Restwachstum wurde für Mädchen ein Alter von 15 Jahren und für Jungen ein Alter von 18-19 Jahren empfohlen [114]. Trotz der fehlenden Unterscheidung von vertikalem und lateralem Wachstum konnten keine Unterschiede festgestellt werden. Dabei ist zu beachten, dass der knöcherne Anteil der Maxilla (kaudal der Osteotomie-Linie) in vorliegender Untersuchung nicht berücksichtigt wurde und dort ein Wachstum möglich wäre. Für eine weitere knöcherne Veränderung sprechen die stärkeren Abweichungen zum Osteotomiespalt hin. Eine Operation vor dem 18. Lebensjahr wäre somit nach entsprechender Planung und Aufklärung möglich.

### 5.3 Knöcherner Stabilität nach bignather Kieferverlagerung

Viele Studien beschäftigen sich mit der Stabilität des Ergebnisses einer dysgnathiechirurgischen Maßnahme [1, 41, 46, 47, 67, 81, 86]. Die 3D Röntgentechnik und der direkte Vergleich der Daten erlauben eine genauere Untersuchung als die bisherigen 2D Röntgenbilder, die nur Referenzpunkte, Strecken und Winkel untersuchten. Neuere Untersuchungsmethoden haben das Potential strukturelle Veränderungen und Stabilität präziser zu untersuchen. [14, 66, 82]

Proffit [84] untersuchte in seiner Studie die UK Stabilität von 17 Patienten mit rigider Plattenosteosynthese und schloss auf eine bessere knöcherner Stabilität bei einer Verlagerung von beiden Kiefern. Bei einem Rezidiv war der Unterkiefer deutlich häufiger betroffen [84]. Die bessere Stabilität bei bignathen Kieferverlagerungen konnte ebenfalls von Mucedero et al. gezeigt werden [67]. Die vorliegende Studie stützt diese Ergebnisse, da von 31 Patienten nur drei monognath operiert wurden und alle Patienten bei Entfernung des Osteosynthese-Materials eine Angle Klasse I Verzahnung aufwiesen.

Bailey et al. untersuchten die Kieferstabilität über 2D Röntgenaufnahmen von 1400 Patienten in vier Gruppen (hochstabil / stabil / stabil mit Modifizierung/ problematisch). Das OK Advancement (<8mm) wird als stabiles Verfahren klassifiziert mit einem Risiko von 20% für ein 2-4mm, bzw. 80% <2mm Rezidiv und stützt die Ergebnisse dieser Studie. Wird der Kiefer nach vorne und unten verlagert, besteht ein hohes Rezidiv-Risiko in der Vertikalen. Eine bignathe Kieferverlagerung erscheint Bailey nur bei einer rigiden internen Fixierung (Osteosynthese) als stabile Versorgung. Als problematisch werden das UK Setback, das OK vertikale Advancement, sowie die Gaumennahterweiterung klassifiziert [5]. Auch Proffit et al. sehen einen Zusammenhang zwischen der Art der Verlagerung und der Stabilität und klassifizieren bignathe Klasse III Verlagerungen bei rigider Fixierung als stabil (80% <2mm) [85]. Die Stabilität der rigiden Fixierung konnte bei allen 31 Patienten bestätigt werden, hier fehlt jedoch die Vergleichsgruppe.

Auch Kwon untersuchte die Stabilität über 3D Röntgenbilder nach bignather Kieferverlagerung von 25 Klasse III Patienten. Während die Maxilla im untersuchten Zeitraum von sechs Monaten stabil blieb, kam es bei einem UK Set-back zu einem Rezidiv von 19% (1,1mm). Während die Bewegung und Verlagerungsstrecke der Maxilla starken Einfluss auf die Stabilität des Unterkiefers hatte, blieb die Maxilla stabil [47].

Ko zeigte an 45 Patienten des therapeutischen Konzepts surgery-first Einflüsse auf die knöcherner Stabilität. Je größer der präoperative Oberbite/ Overjet und je tiefer die Speekurve, desto geringer ist die postoperative Stabilität. In dieser Studie zeigten nur 3 von



31 Patienten einen signifikanten Zusammenhang zwischen Verlagerungsstecke und Knochenveränderung. Die postoperative Stabilität war hier nicht beeinflusst [46].

#### **5.4 Indikationsstellung 3D Röntgen**

Für alle in der Studie untersuchten Patienten wurde die Indikation für ein DVT gestellt. Anfangs bestand die radiologische Bildgebung der Mundkiefergesichtschirurgie aus 2D Bildern wie OPG und FRS, die zusammen zwei Ebenen der Untersuchung ermöglichen. Bedingt durch die komplexe Anatomie und voranschreitende Technik begann die Umstellung auf die 3D Bildgebung. Obwohl das MSCT hilfreiche Informationen liefert, erweisen sich die hohe Strahlenbelastung, der hohe Anschaffungspreis und der Platzbedarf als nachteilig. Seit 1998 ersetzt das CBCT das MSCT zwar nicht, erweist sich aber als eine dosisreduzierte Alternative in der Kieferchirurgie [73]. Dabei können die erhobenen Informationen neben der Diagnostik auch zur virtuellen OP-Planung, zur Herstellung von OP-Schablonen oder individuellen Osteosyntheseplatten, zur Simulation von Hart- und Weichgewebe oder zur Evaluation des OP-Ergebnisses genutzt werden [103]. Nachteilig ist jedoch, dass die Graustufen des DVTs nicht Hounsfield geeicht sind und somit für das gleiche Gewebe bei unterschiedlichen Scans andere Graustufen angezeigt werden. Das erschwert die visuelle 3D Darstellung besonders in automatisierten Modi [103] und führte zur Einzelbeurteilung der Bilddaten dieser Studie. Schneider et al. untersuchten anhand von 33 Patienten die Umsetzung einer zweidimensionalen OP Planung und zeigten eine ausreichende Genauigkeit an. Je komplexer die Kieverlagerung (besonders der Maxilla), desto eher ergibt sich die Notwendigkeit einer dreidimensionalen OP Planung und Umsetzung [93].

#### **5.5 Vor- und Nachteile von Polygonmodellen und DICOM DATEN**

In vergleichenden Studien besteht der erste Schritt darin, das graustufen-basierenden Voxel-Format des DICOM Datensatzes in das polygon-basierende Industrieformat .stl zu übertragen. Bei dieser Transformation muss ein Grauwert nach Hounsfield (HE) festgelegt werden, der die Oberfläche des Knochens repräsentiert. Erst dann kann ein weiteres, vergleichendes Programm die Vorher- / Nachherdatensätze ausrichten, überlagern und vergleichen [32]. Dieser Schritt ist nach dem Programmwechsel DICOM→STL Formatierung zu Analysesoftware irreversibel, sodass alle Informationen abseits der Materialoberfläche (Dichte/ Struktur/ Innenräume) verloren gehen. Mit der Software VGSTUDIO MAX 3.0 ist es weiterhin möglich, auf die ursprünglichen Voxeldaten zuzugreifen und beispielsweise Dichte und Knochenstruktur zu analysieren. Schauseil zeigte alternativ das Verfahren über ein einzelnes Programm (Geomagic Qualify2012), entschied sich aber bedingt durch den

Funktionskomfort von OsiriX für die zwei-Programm-Lösung [32]. Wie bereits in Material und Methode beschrieben, ist die Bestimmung der Oberfläche eines voxel-basierenden Volumens kritisch zu bewerten, da der Übergang von zwei Materialien mit unterschiedlicher Dichte je nach Auflösung des Röntgengeräts fließend erscheint.

## **5.6 Qualität der Methode im Vergleich zu bisherigen Methoden**

Vergleichende Studien nutzen ein ähnliches Untersuchungskonzept hinsichtlich Röntgentechnik, Untersuchungszeitraum oder Verfahren:

Moshiri et al. zeigten 2007 die Überlegenheit der kephalometrischen Auswertung von CBCT Aufnahmen im Vergleich zu lateralen Röntgenaufnahmen (FRS) unterschiedlicher Schädelknochen. Die meisten kephalometrischen 2D-Messungen in der Sagittalebene der simulierten 2D-Aufnahme des DVTs erwiesen sich als genauer als die herkömmlichen FRS-Aufnahmen [61].

Auch der Untersuchungszeitraum von einem Jahr zwischen den Röntgenbildern ist vergleichbar zu anderen Studien, wie beispielsweise von Nguyen [74].

Ludlow zeigte anhand der CBCT und FRS Aufnahmen von 20 Patienten die höhere Präzision der 3D Referenzpunkte in der MPR Ansicht im Vergleich zu den Überlagerungen im FRS [51].

## **5.7 Räumliche Nähe zum Verlagerungsspalt**

Auffällig ist die knöcherne Volumenzunahme der Oberflächen in der Nähe des Verlagerungsspalts. Diese Zunahme konnte in allen vier Messreihen über alle Studienteilnehmer beobachtet werden. Durch die OK Vorverlagerung kann durch Osteosynthese diese Volumenzunahme notwendig sein, um beide Knochenteile über den kürzesten Abstand wieder miteinander zu verbinden. Eine vergleichende Studie über knöcherne Veränderung konnte nicht gefunden werden.

## **5.8 Differenzierte Betrachtung der Knochenveränderungen in Bezug auf den Osteotomiespalt**

Da bei jedem Patienten die Distanz von Osteotomiespalt und Orbitarand unterschiedlich ist wurden nur die beiden kranialen und kaudalen Punkte miteinander verglichen. Dabei zeigt sich signifikant die Stabilität der kranialen Punkte (keine knöcherne Veränderung) und die Streuung/ Differenz der kaudalen Punkte am Osteotomiespalt. Dieser Zusammenhang

konnte bei allen 31 Patienten beobachtet werden. Eine ähnliche Untersuchung oder Studie wurde nicht gefunden.

## **5.9 Ursachen knöcherner Veränderung**

Da alle Patienten durch denselben Operateur mit der gleichen Technik behandelt wurden, konnten keine Unterschiede bezüglich der OP-Technik gezeigt werden. Eine Modifikation der OP-Technik kann jedoch Einfluss auf die Knochenheilung haben:

Rohner et al. [91] untersuchten die Verknöcherung des Oberkiefers bei der Überbrückung des Spaltes mit porzinem Kollagen bei neun Patienten. Während drei Regionen der Kontrollgruppe noch Knochendefekte aufwiesen, war der Verlagerungsspalt bei allen Patienten mit porzinem Kollagen mit Hartgewebe geschlossen. Die Oberkieferverlagerung betrug jedoch maximal 5mm und die Knochenbildung fand nur im Bereich der Osteosyntheseplatten statt. Der Einfluss auf die Stabilität des Ergebnisses wurde nicht untersucht [91].

## **5.10 Ilizarov Effekt**

Die Ilizarov Methode dient zur Verlängerung und Rekonstruktion von Knochengewebe und ist integraler Bestandteil in der Orthopädie [34]. Einige zugrunde liegende Prinzipien könnten sich auf die knöcherne Regeneration bei Dysgnathieoperationen übertragen lassen. Spannung beeinflusst die biosynthetische Aktivität des Knochengewebes und damit eine ausreichende Blutversorgung und Kontrolle des Kallus-Gewebes [35]. Tirawanish et al. untersuchten im Zeitraum von einem Jahr 39 Patienten und kontrollierten über postoperative Röntgenbilder Dichte und Durchmesser der Knochenbrücke des Distractionsspalts. Dieser kann 100% des Durchmessers, sowie der Knochendichte im Vergleich zu Frakturenden aufweisen [106]. Die Frakturenden wurden nicht untersucht; die Ergebnisse könnten jedoch bei fehlender Distraction der Dysgnathieoperationen abweichen. Eine Studie, die benachbarten Knochen anhand von Röntgendaten untersucht, konnte nicht gefunden werden. Eine Vermessung des neugebildeten Knochens gestaltet sich aufgrund der Messmethodik (Soll-Ist-Vergleich) als schwierig. Im Vergleich weist der neu gebildete Knochen bei allen Studien ausreichende Stabilität und vergleichbare Oberflächen auf. Langfristige Stabilität, Dichte, Volumen und Wandstärke des Knochens könnten in einer weiterführenden Studie untersucht werden.

### **5.11 Einfluss begleitender Operationen**

Begleitende Operationen wurden entweder vor der Kieferverlagerung durchgeführt (chirurgische Gaumennahterweiterung) oder simultan zur Kieferverlagerung (Kinnplastik). Zwar konnten einige Studien den negativen Einfluss einer simultanen GNE auf die Kieferstabilität zeigen, jedoch untersuchte keine Studie den Effekt bei zeitlicher Trennung der GNE und der Kieferverlagerung [5, 85]. Verfügbare Studien vergleichen die chirurgische GNE (SARME) mit der GNE über LeFort I Osteotomie mit unterschiedlichen Ergebnissen. Allgemein wird über die LeFort I Osteotomie eine größere Expansion erreicht bei gleichzeitig erhöhtem Rezidiv Risiko; weiterhin war der transversale Effekt bei SARME vermehrt dental und bei der Osteotomie skelettal. [98, 116].

Die Ergebnisse von Ko et al. decken sich mit den vorliegenden Messwerten. In allen Studien konnten keine signifikanten Unterschiede der knöchernerer Stabilität zwischen bignather Kieferverlagerung und Kinnplastik gezeigt werden [5, 46].

### **5.12 Limitationen**

Bei der vorliegenden Studie gab es keine Kontrollgruppe. Die Ein- und Ausschlusskriterien beschreiben eine Patientengruppe, die entweder keine skelettale Kieferpathologie aufweist oder eine rein kieferorthopädische Behandlung durchlaufen hat. In beiden Fällen wären zwei 3D Röntgenaufnahmen nötig, die bei fehlender Indikation und Strahlenbelastung ethisch nicht zu vertreten sind [12, 109].

Metallartefakte in 3D Röntgenbildern können die visuelle Untersuchung und Auswertung eines Röntgenbildes nachweislich negativ beeinflussen. Bestimmte Algorithmen können diesen Effekt reduzieren [107]. Die zu untersuchenden Knochenareale liegen in direkter Nähe zu den Osteosyntheseplatten, sodass die Streustrahlung/ Artefaktbildung die Messergebnisse beeinflussen kann.

## 6. SCHLUSSVORGERUNGEN

Für die in den Zielsetzungen definierten Arbeitshypothesen konnte statistisch Folgendes bestimmt werden:

1)

Die 3D Bildgebung mittels CBCT und die Software VGSTUDIO MAX 3.0 ermöglichen eine Visualisierung und Interpretation von knöchernen Veränderungen des Mittelgesichts nach einer Kieferverlagerung. Die Hypothese H0 hat sich bestätigt.

2)

Das postoperative Mittelgesichtswachstum bei Angle Klasse III Patienten nach monognather / bignather Kieferumstellung ist im Rahmen der Messtoleranz zu vernachlässigen. Die größten Abweichungen überschreiten die Messtoleranz nur geringfügig und könnten auch auf Vorverlagerung des Kiefers zurückzuführen sein. Die Hypothese H0 hat sich bestätigt.

3)

Der geschlechtsspezifische Unterschied ist unter der Messtoleranz und damit zu gering um eine signifikante Aussage treffen zu können. Ein allgemeiner Zusammenhang von Patientengeschlecht und knöcherner Veränderung besteht nicht. Die Hypothese H0 hat sich bestätigt.

4)

Die untersuchten Altersgruppen (14-25) und (26-65) gaben keinen Hinweis auf ein altersspezifisches Restwachstum. Damit hat sich die Hypothese H1 bestätigt.

5)

Begleitende und vorangegangene Operationen (Kinnplastik und chirurgische Gaumennahterweiterung) haben eine knöcherne Auswirkung auf den Mittelgesichtsknochen nach Dysgnathieoperationen. Dieser ist aber unter der Messtoleranz. Die Hypothese H0 hat sich bestätigt.

6)

Die Lage der untersuchten Messpunkte steht im Zusammenhang mit knöchernen Veränderungen des Mittelgesichts. Es konnte eine signifikante Zunahme knöcherner Veränderungen in der Nähe des Verlagerungsspalts nachgewiesen werden. Damit hat sich die Hypothese H1 bestätigt.

7)

Nach Vollendung des 18. Lebensjahres nach bignather Umstellung ist mit keinem knöchernen Restwachstum des Mittelgesichts im untersuchten Zeitraum zu rechnen. Mögliche Veränderungen des Oberkieferknochens oder Veränderungen über längere Zeiträume sind möglich. Die Spanne der Verlagerungsstrecke der Kiefer hat keinen Einfluss auf die knöchernen Veränderungen des Mittelgesichts. Die Hypothese H0 hat sich bestätigt.

8)

Ein größerer zeitlicher Abstand zwischen monognather / bignather Umstellung und Röntgenkontrollaufnahme zeigt keinen Einfluss auf die knöcherne Stabilität des Mittelgesichts. Die Hypothese H0 hat sich bestätigt.

Alle Patienten wiesen bei der Entfernung des Osteosynthese-Materials eine stabile Klasse I Verzahnung auf. Eine umfassende Aussage über die knöcherne Stabilität des Operationsergebnisses konnte mit den vorliegenden Daten nicht getroffen werden.

## 7. AUSBLICK

Eine Fortsetzung der Studie besteht in der Sammlung von 3D-Datensätzen gesunder Patienten, um eine ausreichend große Kontrollgruppe zu erstellen. Dadurch könnte natürliches Knochenwachstum mit dem Wachstum der operierten Patienten verglichen werden. Denkbar wäre auch eine Kontrollgruppe von Patienten, die sich trotz chirurgischer Indikation für eine konservative dentale Kompensation entscheiden. Eine weiterführende Arbeit könnte die Parameter Knochendichte, Dicke und Volumen untersuchen und einen Vergleich zu den Daten von Ilizarov herstellen. Weitere Untersuchungen des verlagerten Oberkiefers könnten die Annahme einer nur geringen knöchernen Veränderung stützen und somit ein stabiles postoperatives Ergebnis bestätigen.

Die 3D Bildgebung ist ein entscheidender Punkt für die Planung und Kontrolle kieferchirurgischer Operationen. Eine präzisere Untersuchung der knöchernen Veränderungen sowie der dentalen und skelettalen Stabilität könnte über weitere postoperative 3D Daten erzielt werden. Auch ein Import von mehr als zwei 3D Daten eines Patienten zu unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten wäre möglich. Diese sind bei fehlender Indikation für eine Röntgenaufnahme ethisch fragwürdig. Mehrere Studien und Berichte vergleichen die Eignung von MRT Aufnahmen zur Darstellung von Hartgewebe, bezogen auf operative Planung, kephalometrische Analysen oder Kiefergelenksvermessung [16, 21, 39, 58, 59, 71]. Somit könnte in Zukunft auf eine Bildgebung mit ionisierender Strahlung für vergleichende Studien verzichtet werden. Das würde eine Untersuchung zu späteren Zeitpunkten (post-Dysgnathie-OP) ermöglichen, die eine direkte Untersuchung der verlagerten Maxilla erlauben. Aus den daraus erhobenen Daten könnte ein besseres Verständnis für die knöchernen Veränderungen des Mittelgesichts bei Dysgnathiepatienten erfolgen und weitere Hinweise auf Stabilität, Wachstum, OP-Alter und Planung geben.

## 8. VERZEICHNISSE

### 8.1 Literaturverzeichnis

1. Al-Gunaid T, Yamada K, Takagi R et al. (2008) Postoperative stability of bimaxillary surgery in Class III patients with mandibular protrusion and mandibular deviation: a frontal cephalometric study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 37:992-998
2. Alqerban A, Willems G, Bernaerts C et al. (2014) Orthodontic treatment planning for impacted maxillary canines using conventional records versus 3D CBCT. *Eur J Orthod* 36:698-707
3. Andrews LF (1972) The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod* 62:296-309
4. Arpornmaeklong P, Shand JM, Heggie AA (2003) Stability of combined Le Fort I maxillary advancement and mandibular reduction. *Aust Orthod J* 19:57-66
5. Bailey L, Cevidanes LH, Proffit WR (2004) Stability and predictability of orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126:273-277
6. Bjork A (1955) Facial growth in man, studied with the aid of metallic implants. *Acta Odontol Scand* 13:9-34
7. Bjork A (1963) Variations in the growth pattern of the human mandible: longitudinal radiographic study by the implant method. *J Dent Res* 42(1)Pt 2:400-411
8. Bjork A, Skieller V (1974) Growth in width of the maxilla studied by the implant method. *Scand J Plast Reconstr Surg* 8:26-33
9. Bjork A, Skieller V (1983) Normal and abnormal growth of the mandible. A synthesis of longitudinal cephalometric implant studies over a period of 25 years. *Eur J Orthod* 5:1-46
10. Book JUF-E (2020) PsyBSC 2 Statistik - Statistik für Psychologen Grundlagen E-BOOK (B Sc) J.W.G. Universität, pp 95-100
11. Bouchard C, Landry PE (2013) Precision of maxillary repositioning during orthognathic surgery: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 42:592-596
12. Bundesamt-Für-Strahlenschutz (25.06.2019) Grundsätze des Strahlenschutzes. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/einfuehrung/grundsaeetze/grundsaeetze.html>
13. Cannon B, Murray JE (1995) The influence of the St. Louis quadrumvirate on plastic surgery. *Plastic and reconstructive surgery* 95:1118-1122
14. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker GR, Jr. et al. (2005) Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol* 34:369-375
15. Choi DS, Garagiola U, Kim SG (2019) Current status of the surgery-first approach (part I): concepts and orthodontic protocols. *Maxillofac Plast Reconstr Surg* 41:10
16. Coombs MC, Bonthius DJ, Nie X et al. (2019) Effect of Measurement Technique on TMJ Mandibular Condyle and Articular Disc Morphometry: CBCT, MRI, and Physical Measurements. *J Oral Maxillofac Surg* 77:42-53
17. Costa F, Robiony M, Zorzan E et al. (2006) Stability of skeletal Class III malocclusion after combined maxillary and mandibular procedures: titanium versus resorbable plates and screws for maxillary fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 64:642-651
18. Currie K, Sawchuk D, Saltaji H et al. (2017) Posterior cranial base natural growth and development: A systematic review. *Angle Orthod* 87:897-910
19. De Vos W, Casselman J, Swennen GR (2009) Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 38:609-625
20. Dental K KaVo 3D eXam Benutzerhandbuch DE. pp 94-104



21. Detterbeck A, Hofmeister M, Haddad D et al. (2017) Determination of the mesio-distal tooth width via 3D imaging techniques with and without ionizing radiation: CBCT, MSCT, and microCT versus MRI. *Eur J Orthod* 39:310-319
22. Dixit UB, Shetty RM (2013) Comparison of soft-tissue, dental, and skeletal characteristics in children with and without tongue thrusting habit. *Contemp Clin Dent* 4:2-6
23. Duller C Einführung in die nicht parametrische Statistik mit SAS, R, SPSS. Springer Gabler, Wiesbaden, pp 121-145
24. El H, Palomo JM (2014) Three-dimensional evaluation of upper airway following rapid maxillary expansion: a CBCT study. *Angle Orthod* 84:265-273
25. Enlow DH (1966) A morphogenetic analysis of facial growth. *Am J Orthod* 52:283-299
26. Enlow DH (1967) Morphogenic interpretation of cephalometric data. *J Dent Res* 46:1209
27. Franco AA, Cevidanes LH, Phillips C et al. (2013) Long-term 3-dimensional stability of mandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 71:1588-1597
28. Freihofer HP, Jr. (1977) Results of osteotomies of the facial skeleton in adolescence. *J Maxillofac Surg* 5:267-297
29. Fuhrmann R. A. W. VS (2015) Indikationen manueller Funktionsanalysen vor, während und nach Kieferorthopädie unter forensischen Gesichtspunkten. *Kieferorthopädie* 2015;29(2):1–5
30. Gaia BF, Pinheiro LR, Umetsubo OS et al. (2014) Validity of three-dimensional computed tomography measurements for Le Fort I osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 43:197-203
31. Gedrange T, Hietschold V, Haase I et al. (2005) [Computed tomographic examination of muscle volume, cross-section and density in patients with dysgnathia]. *Rofo* 177:204-209
32. Gkantidis N, Schauseil M, Pazera P et al. (2015) Evaluation of 3-dimensional superimposition techniques on various skeletal structures of the head using surface models. *PLoS One* 10:e0118810
33. Grippaudo C, Paolantonio EG, Pantanali F et al. (2014) Early orthodontic treatment: a new index to assess the risk of malocclusion in primary dentition. *Eur J Paediatr Dent* 15:401-406
34. Gubin A, Borzunov D, Malkova T (2016) Ilizarov Method for Bone Lengthening and Defect Management Review of Contemporary Literature. *Bull Hosp Jt Dis* (2013) 74:145-154
35. Gubin AV, Borzunov DY, Malkova TA (2013) The Ilizarov paradigm: thirty years with the Ilizarov method, current concerns and future research. *Int Orthop* 37:1533-1539
36. Guo J, Wang T, Han JJ et al. (2018) Corrective outcome and transverse stability after orthognathic surgery using a surgery-first approach in mandibular prognathism with and without facial asymmetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* Volume 126, ISSUE 1, P22-30, July 01, 2018
37. Harzer W (1991) Lehrbuch der Kieferorthopädie. Carl Hanser Verlag, München, pp 124
38. Hellak A, Kirsten B, Schauseil M et al. (2015) Influence of maxillary advancement surgery on skeletal and soft-tissue changes in the nose - a retrospective cone-beam computed tomography study. *Head Face Med* 2015 Jul 9;11:23 11:23
39. Hilgenfeld T, Juerchott A, Jende JME et al. (2020) Use of dental MRI for radiation-free guided dental implant planning: a prospective, in vivo study of accuracy and reliability. *Eur Radiol* 2020 Dec;30(12):6392-6401
40. Howe RB (2009) First molar radicular bone near the maxillary sinus: a comparison of CBCT analysis and gross anatomic dissection for small bony measurement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108:264-269
41. Jakobsone G, Stenvik A, Sandvik L et al. (2011) Three-year follow-up of bimaxillary surgery to correct skeletal Class III malocclusion: stability and risk factors for relapse. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 139:80-89
42. Johnston C, Burden D, Kennedy D et al. (2006) Class III surgical-orthodontic treatment: a cephalometric study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130:300-309

43. Kasaven CP, Ivekovic S, Mcintyre GT et al. (2013) Validation of the volumetric measurement of a simulated maxillary alveolar bone defect using cone-beam computed tomography. *Cleft Palate Craniofac J* 50:e115-120
44. Kiely KD, Wendfeldt KS, Johnson BE et al. (2006) One-year postoperative stability of LeFort I osteotomies with biodegradable fixation: a retrospective analysis of skeletal relapse. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130:310-316
45. Klaus M. Lehmann EH (2005) *Zahnärztliche Propädeutik*. Urban & Fischer, München, pp 47-58
46. Ko EW, Lin SC, Chen YR et al. (2013) Skeletal and dental variables related to the stability of orthognathic surgery in skeletal Class III malocclusion with a surgery-first approach. *J Oral Maxillofac Surg* 71:e215-223
47. Kwon TG, Mori Y, Minami K et al. (2000) Stability of simultaneous maxillary and mandibular osteotomy for treatment of class III malocclusion: an analysis of three-dimensional cephalograms. *J Craniomaxillofac Surg* 28:272-277
48. Lagravere MO, Gordon JM, Flores-Mir C et al. (2011) Cranial base foramen location accuracy and reliability in cone-beam computerized tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 139:e203-210
49. Latham RA, Scott JH (1970) A newly postulated factor in the early growth of the human middle face and the theory of multiple assurance. *Arch Oral Biol* 15:1097-1100
50. Liu X, Pang F, Li Y et al. (2019) Effects of Different Positions and Angles of Implants in Maxillary Edentulous Jaw on Surrounding Bone Stress under Dynamic Loading: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Comput Math Methods Med* 2019:8074096
51. Ludlow JB, Gubler M, Cevitanes L et al. (2009) Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136:312 e311-310; discussion 312-313
52. Lüllmann-Rauch R (2003) *Taschenlehrbuch Histologie*. Thieme, Stuttgart, pp 142-156
53. Mack MR (1996) Perspective of facial esthetics in dental treatment planning. *J Prosthet Dent* 75:169-176
54. Manternach A (2014) Einstellungsprotokoll für DVT Aufnahmen von Dysgnathie Patienten ( Dr. R. Davids - Bad Homburg)
55. Manternach A (2014) Gespräch und Hospitation bei Dr. Dr. W Kater in Bad Homburg zur Dysgnathie Operation
56. Manternach A (2016) Gesprächsnotiz Dr. Rolf Davids.
57. Manternach A (2015) Gesprächsnotiz mit Dr. Dr. Wolfgang Kater.
58. Markic G, Muller L, Patcas R et al. (2015) Assessing the length of the mandibular ramus and the condylar process: a comparison of OPG, CBCT, CT, MRI, and lateral cephalometric measurements. *Eur J Orthod* 37:13-21
59. Maspero C, Abate A, Bellincioni F et al. (2019) Comparison of a tridimensional cephalometric analysis performed on 3T-MRI compared with CBCT: a pilot study in adults. *Prog Orthod* 20:40
60. Mojdehi M, Buschang PH, English JD et al. (2001) Postsurgical growth changes in the mandible of adolescents with vertical maxillary excess growth pattern. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:106-116
61. Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML et al. (2007) Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132:550-560
62. Moss ML (1997) The functional matrix hypothesis revisited. 1. The role of mechanotransduction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:8-11
63. Moss ML (1997) The functional matrix hypothesis revisited. 2. The role of an osseous connected cellular network. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:221-226

64. Moss ML (1997) The functional matrix hypothesis revisited. 3. The genomic thesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:338-342
65. Moss ML (1997) The functional matrix hypothesis revisited. 4. The epigenetic antithesis and the resolving synthesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:410-417
66. Motta AT, De Assis Ribeiro Carvalho F, Cevidanes LH et al. (2010) Assessment of mandibular advancement surgery with 3D CBCT models superimposition. *Dental Press J Orthod* 15:45e41-45e12
67. Mucedero M, Coviello A, Baccetti T et al. (2008) Stability factors after double-jaw surgery in Class III malocclusion. A systematic review. *Angle Orthod* 78:1141-1152
68. Mukherjee P, Cheng K, Curthoys I (2019) Three-dimensional study of vestibular anatomy as it relates to the stapes footplate and its clinical implications: an augmented reality development. *J Laryngol Otol* 133:187-191
69. Naji P, Alsufyani NA, Lagravere MO (2014) Reliability of anatomic structures as landmarks in three-dimensional cephalometric analysis using CBCT. *Angle Orthod* 84:762-772
70. Naji P, Alsufyani NA, Lagravère MO (2014) Reliability of anatomic structures as landmarks in three-dimensional cephalometric analysis using CBCT. *The Angle Orthodontist* 84:762-772
71. Nakamura T (2020) Dental MRI: a road beyond CBCT. *Eur Radiol* 2020 Dec;30(12):6389-6391
72. Navarro Rde L, Oltramari-Navarro PV, Fernandes TM et al. (2013) Comparison of manual, digital and lateral CBCT cephalometric analyses. *J Appl Oral Sci* 21:167-176
73. Nemtoi A, Czink C, Haba D et al. (2013) Cone beam CT: a current overview of devices. *Dentomaxillofac Radiol* 42:20120443
74. Nguyen T, Cevidanes L, Paniagua B et al. (2014) Use of shape correspondence analysis to quantify skeletal changes associated with bone-anchored Class III correction. *Angle Orthod* 84:329-336
75. Nur RB, Cakan DG, Arun T (2016) Evaluation of facial hard and soft tissue asymmetry using cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 149:225-237
76. Paniagua B, Cevidanes L, Zhu H et al. (2011) Outcome quantification using SPHARM-PDM toolbox in orthognathic surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 6:617-626
77. Park KH, Sandor GK, Kim YD (2016) Skeletal stability of surgery-first bimaxillary orthognathic surgery for skeletal class III malocclusion, using standardized criteria. *Int J Oral Maxillofac Surg* 45:35-40
78. Park N, Posnick JC (2013) Accuracy of analytic model planning in bimaxillary surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 42:807-813
79. Peck S (2009) A biographical portrait of Edward Hartley Angle, the first specialist in orthodontics, part 3. *The Angle orthodontist* 79:1034-1036
80. Petren S, Bondemark L, Soderfeldt B (2003) A systematic review concerning early orthodontic treatment of unilateral posterior crossbite. *Angle Orthod* 73:588-596
81. Politi M, Costa F, Cian R et al. (2004) Stability of skeletal class III malocclusion after combined maxillary and mandibular procedures: rigid internal fixation versus wire osteosynthesis of the mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 62:169-181
82. Ponce-Garcia C, Ruellas ACO, Cevidanes LHS et al. (2020) Measurement error and reliability of three available 3D superimposition methods in growing patients. *Head Face Med* 16:1
83. Prabhakar RR, Saravanan R, Karthikeyan MK et al. (2014) Prevalence of malocclusion and need for early orthodontic treatment in children. *J Clin Diagn Res* 8:ZC60-61
84. Proffit WR, Phillips C, Turvey TA (2012) Stability after mandibular setback: mandible-only versus 2-jaw surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 70:e408-414
85. Proffit WR, Turvey TA, Phillips C (2007) The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension. *Head Face Med* 3:21
86. Quaglio CL, De Freitas KM, De Freitas MR et al. (2011) Stability and relapse of maxillary anterior crowding treatment in class I and class II Division 1 malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 139:768-774

87. Raan ED (2017) University of the Western Cape - Research Gate - Seminar: Growth and Development of the Cranial Base and Calvaria.
88. Reyneke JP (2003) Essentials of orthognathic surgery. Quintessence Pub. Co, Chicago, pp 1-2
89. Rodriguez-Cardenas YA, Arriola-Guillen LE, Flores-Mir C (2014) Bjork-Jarabak cephalometric analysis on CBCT synthesized cephalograms with different dentofacial sagittal skeletal patterns. *Dental Press J Orthod* 19:46-53
90. Rodt T, Bartling SO, Zajaczek JE et al. (2006) Evaluation of surface and volume rendering in 3D-CT of facial fractures. *Dentomaxillofac Radiol* 35:227-231
91. Rohner D, Hailemariam S, Hammer B (2013) Le Fort I osteotomies using Bio-Oss(R) collagen to promote bony union: a prospective clinical split-mouth study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 42:585-591
92. Saccucci M, Tettamanti L, Mummolo S et al. (2011) Scoliosis and dental occlusion: a review of the literature. *Scoliosis* 6:15
93. Schneider M, Tzscharnke O, Pilling E et al. (2005) Comparison of the predicted surgical results following virtual planning with those actually achieved following bimaxillary operation of dysgnathia. *J Craniomaxillofac Surg* 33:8-12
94. Schopf P (2008) Curriculum Kieferorthopädie Band 1. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, pp 59-60 303-311
95. Schopf P (2008) Curriculum Kieferorthopädie Band 2. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, pp 767-773
96. Schünke M. SE, Schumacher U., Voll M., Wesker K. (2009) Prometheus Lernatlas der Anatomie - Kopf, Hals und Neuroanatomie. Thieme, Stuttgart, pp 12-13
97. Shaw K, Mcintyre G, Mossey P et al. (2013) Validation of conventional 2D lateral cephalometry using 3D cone beam CT. *J Orthod* 40:22-28
98. Starch-Jensen T, Blaehr TL (2016) Transverse Expansion and Stability after Segmental Le Fort I Osteotomy versus Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion: a Systematic Review. *J Oral Maxillofac Res* 2016 Dec 28;7(4):e1 7:e1
99. Steinhäuser EW (2003) [Retrospective view of the development of malocclusion surgery and prospects]. *Mund Kiefer Gesichtschir* 7:371-379
100. Stellzig-Eisenhauer A, Lux CJ, Schuster G (2002) Treatment decision in adult patients with Class III malocclusion: Orthodontic therapy or orthognathic surgery? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 122:27-37
101. Stelnicki EJ, Young VL, Francel T et al. (1999) Vilray P. Blair, his surgical descendants, and their roles in plastic surgical development. *Plastic and reconstructive surgery* 103:1990-2009
102. Strunk F. BK (2012) Eponyme in der Dysgnathiechirurgie – ein Rückblick auf Operationsverfahren (1901-1991) Dissertation–Universität zu Köln
103. Swennen GR, Mollemans W, Schutyser F (2009) Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *J Oral Maxillofac Surg* 67:2080-2092
104. Swennen GR, Schutyser F (2006) Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130:410-416
105. Systemans S, Paulus P, Bruwier A et al. (2018) [Maxillomandibular advancement surgery in severe OSAS]. *Rev Med Liege* 73:492-496
106. Tirawanish P, Eamsobhana P (2018) Prediction of Callus Subsidence in Distraction Osteogenesis Using Callus Formation Scoring System: Preliminary Study. *Orthop Surg* 10:121-127
107. Tohnak S, Mehnert AJ, Mahoney M et al. (2011) Dental CT metal artefact reduction based on sequential substitution. *Dentomaxillofac Radiol* 40:184-190
108. Turchetta BJ, Fishman LS, Subtelny JD (2007) Facial growth prediction: a comparison of methodologies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132:439-449
109. Union E (2013) RICHTLINIE 2013/59/EURATOM DES RATES.

110. Van Dyck C, Dekeyser A, Vantricht E et al. (2016) The effect of orofacial myofunctional treatment in children with anterior open bite and tongue dysfunction: a pilot study. *Eur J Orthod* 38:227-234
111. Volumegraphics (2013) VGSTUDIO MAX 2.2 Handbuch, Heidelberg, pp 109-112 193-270
112. W. K (2016) Auszug aus dem OP Protokoll eines Studienteilnehmers.
113. Wolfgang Stelzenmüller JW (2010) Therapie von Kiefergelenkschmerzen: Ein Behandlungskonzept für Zahnärzte, Kieferorthopäden und Physiotherapeuten. Thieme-Verlag, Stuttgart, pp 28-33 453
114. Wolford LM, Karras SC, Mehra P (2001) Considerations for orthognathic surgery during growth, part 1: mandibular deformities. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:95-101
115. Wolford LM, Karras SC, Mehra P (2001) Considerations for orthognathic surgery during growth, part 2: maxillary deformities. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:102-105
116. Yao W, Bekmezian S, Hardy D et al. (2015) Cone-beam computed tomographic comparison of surgically assisted rapid palatal expansion and multipiece Le Fort I osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 73:499-508
117. Zhou Y, Li Z, Wang X et al. (2016) Progressive changes in patients with skeletal Class III malocclusion treated by 2-jaw surgery with minimal and conventional presurgical orthodontics: A comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 149:244-252
118. Zoeller J. NJ (2013) Digitale Volumetomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, pp 3-26

## 8.2 Abbildungsverzeichnis

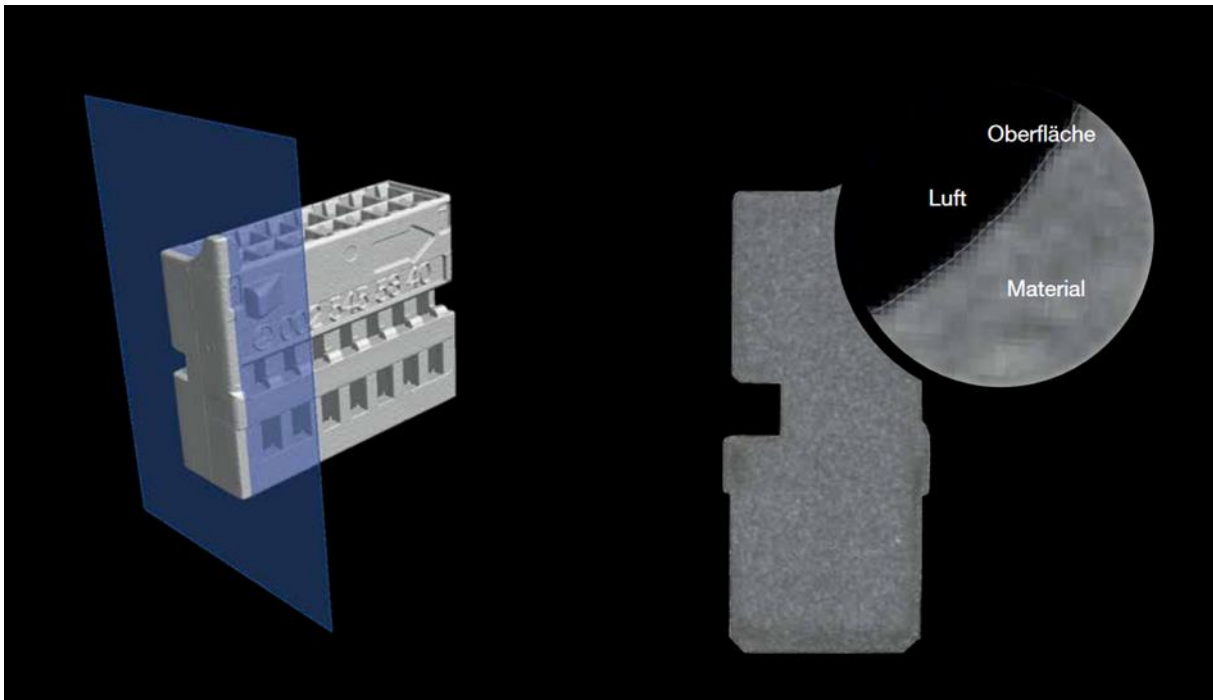


Abb. 29: Darstellung der Materialgrenze eines CT Datensatzes (Quelle: Volume Graphics, Heidelberg, Broschüre VG-198-EN-v02\_B | 10.2018 pp14)

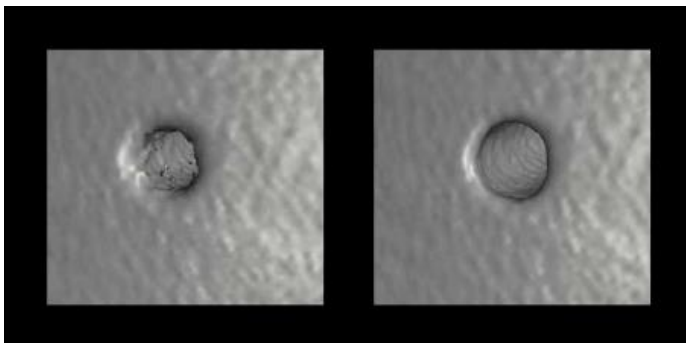


Abb. 30 a, b: einfache und erweiterte Oberflächenbestimmung einer CT Aufnahme; links voxel-basiert, rechts subvoxel-genau (Quelle: Volume Graphics, Heidelberg, Broschüre VG-198-EN-v02\_B | 10.2018 pp14)

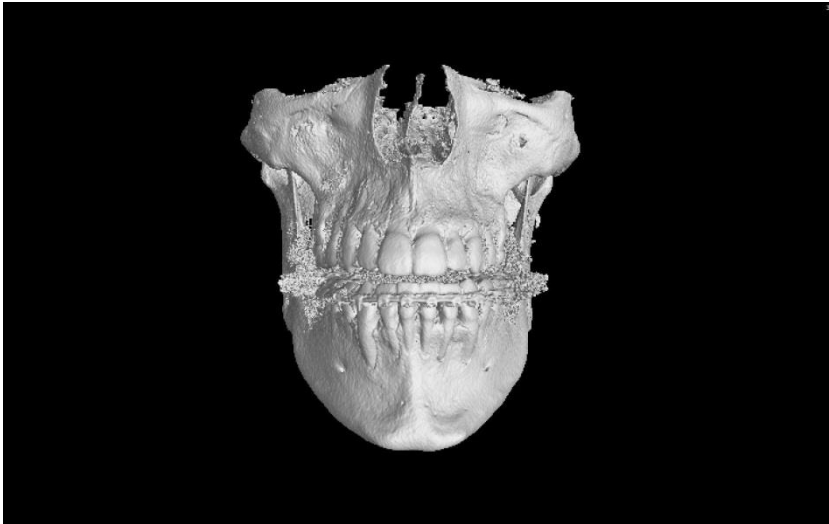


Abb. 31: präoperativer Schädel nach Oberflächenbestimmung, Ansicht frontal

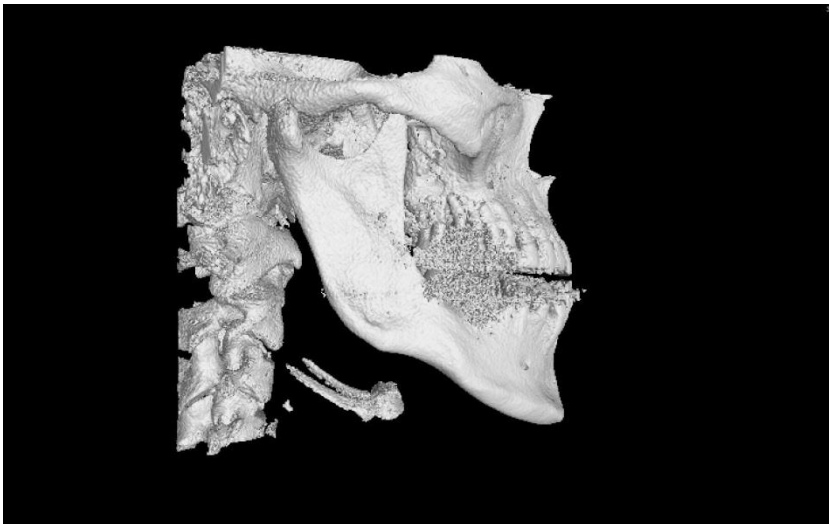


Abb. 32: präoperativer Schädel nach Oberflächenbestimmung, Ansicht lateral rechts

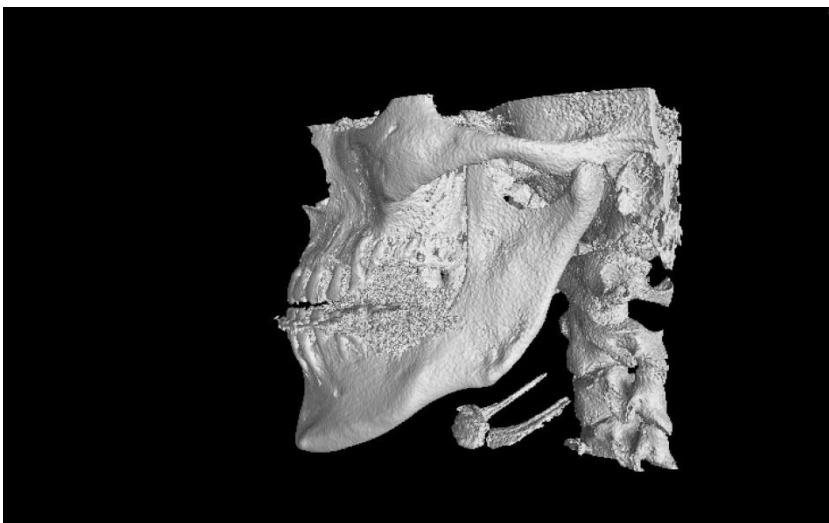


Abb. 33: präoperativer Schädel nach Oberflächenbestimmung, Ansicht lateral links

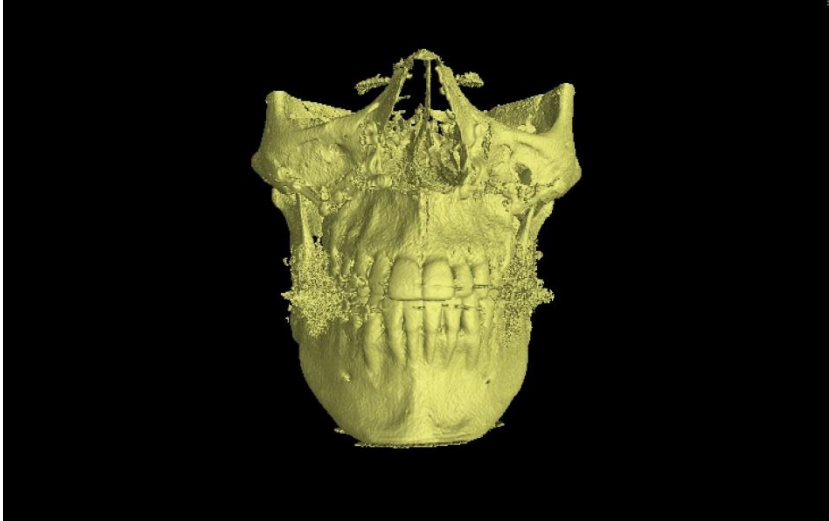


Abb. 34: postoperativer Schädel nach Oberflächenbestimmung, Ansicht frontal

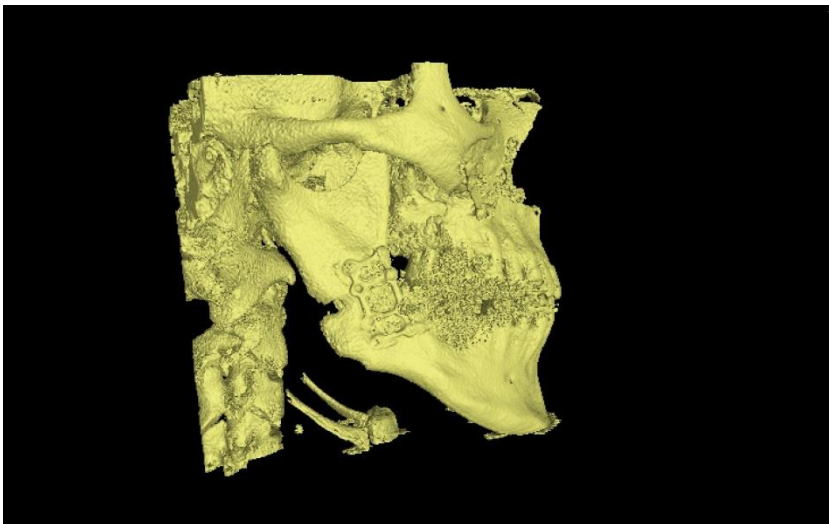


Abb. 35: postoperativer Schädel nach Oberflächenbestimmung, Ansicht lateral rechts

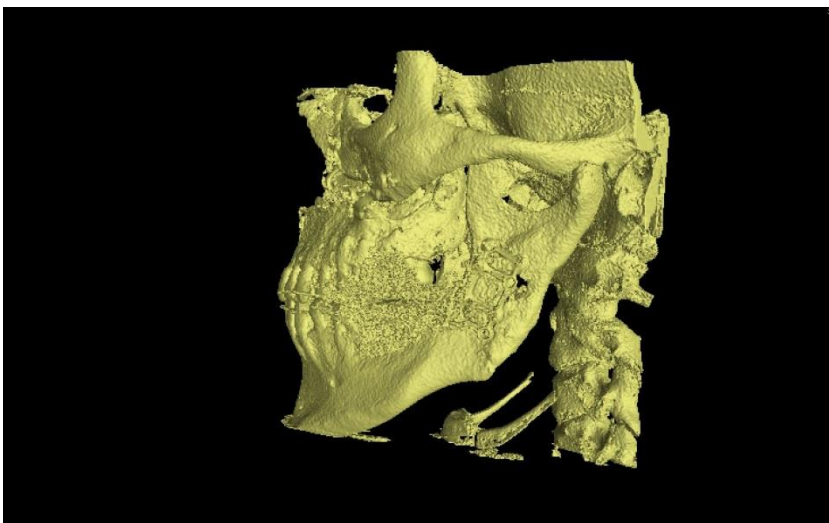


Abb. 36: postoperativer Schädel nach Oberflächenbestimmung, Ansicht lateral links



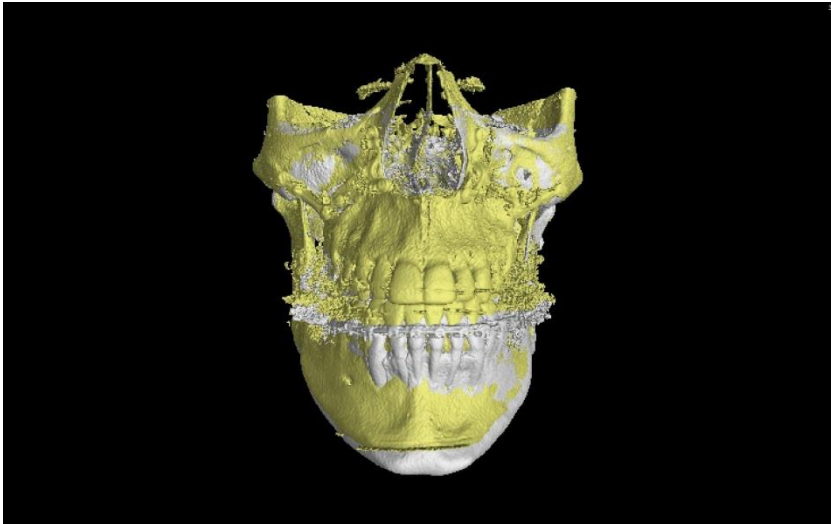


Abb. 37: Überlagerter prä-(Grau) und post-(Gelb) operativer Schädel, Ansicht frontal

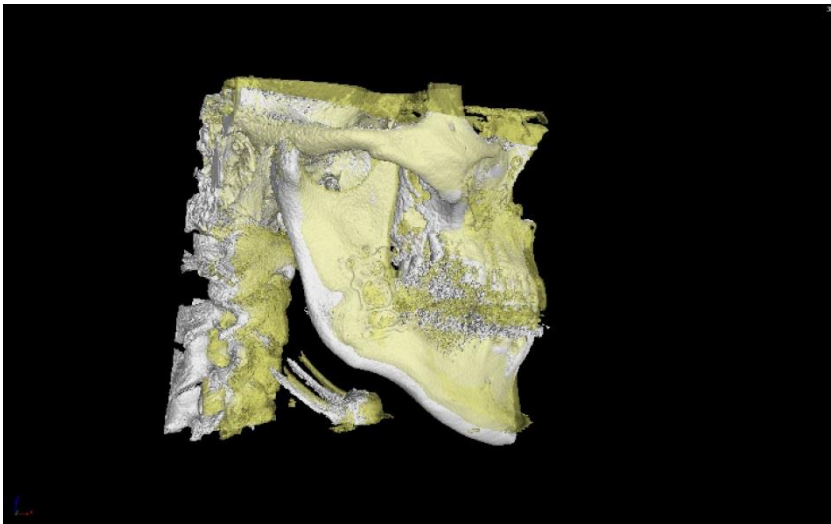


Abb. 38: Überlagerter prä-(Grau) und post-(Gelb) operativer Schädel, Transparenz 50%, Ansicht lateral rechts

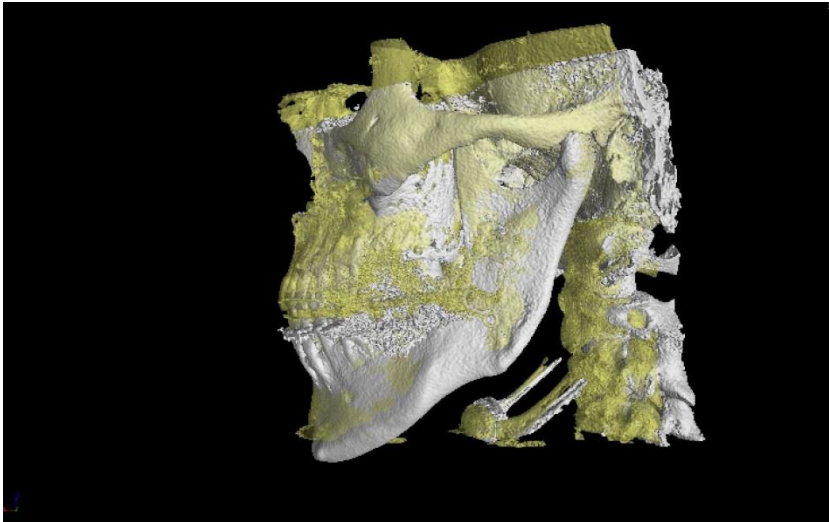


Abb. 39: Überlagerter prä-(Grau) und post-(Gelb) operativer Schädel, Transparenz 50%, Ansicht lateral links

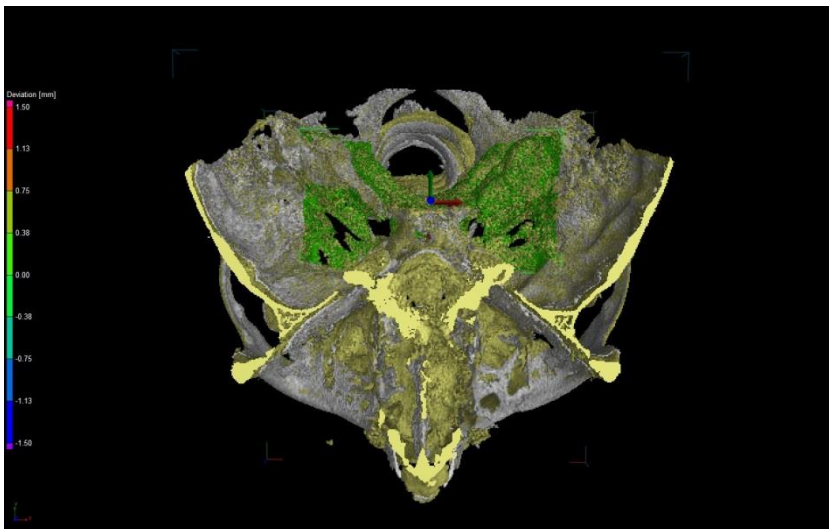


Abb. 40: Darstellung der Matching-Fläche der prä-(Grau) & post-(Gelb) Schädelbasis von kranial, farbige Abstandslegende links

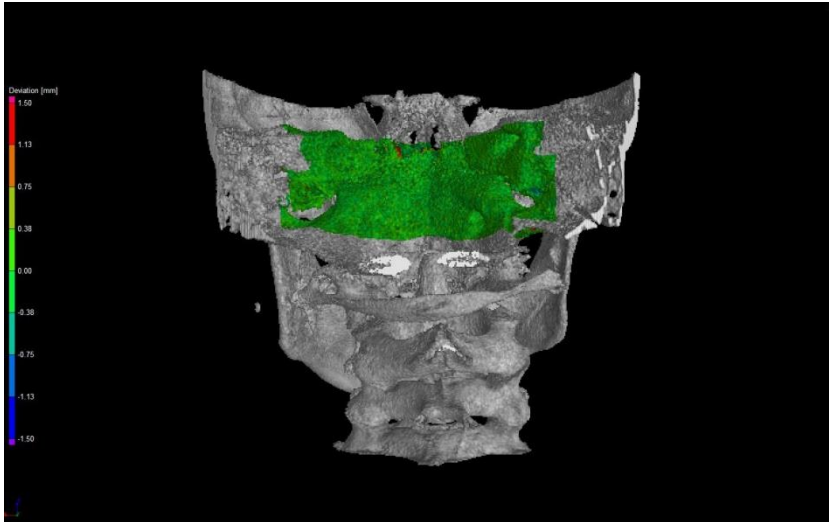


Abb. 41: Darstellung der Matching-Fläche der präoperativen Schädelbasis von dorsal, zur besseren Übersicht ohne postoperativen Schädel, farbige Abstandslegende links

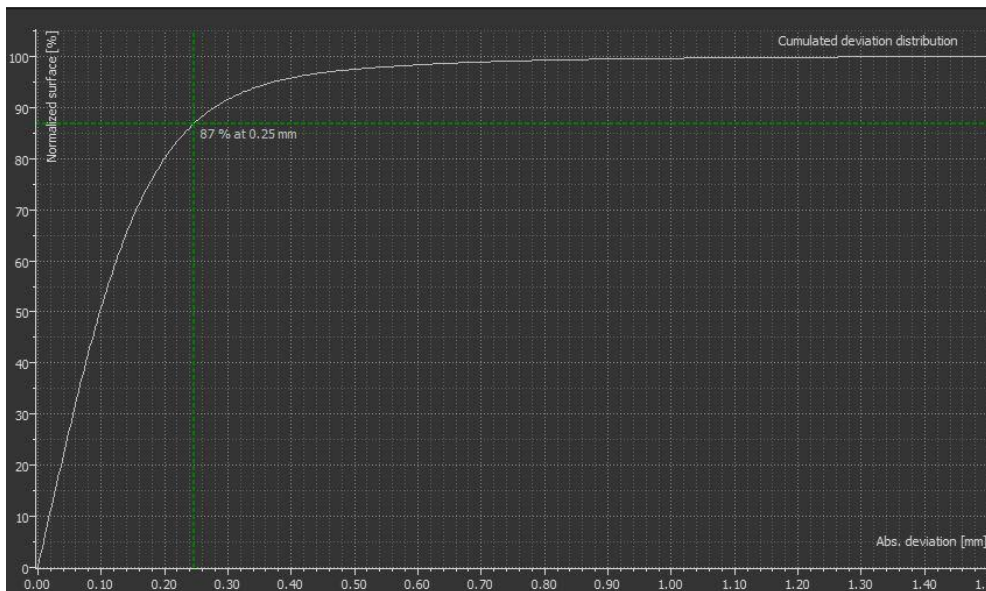


Abb. 42: Kumulatives Histogramm der Matching-Präzision der Schädelbasis-Oberfläche; 87% bei einer CBCT Auflösung von mindestens 250µm; x/y-Achse: präzise überlagerte Oberfläche in % und Abweichung in mm

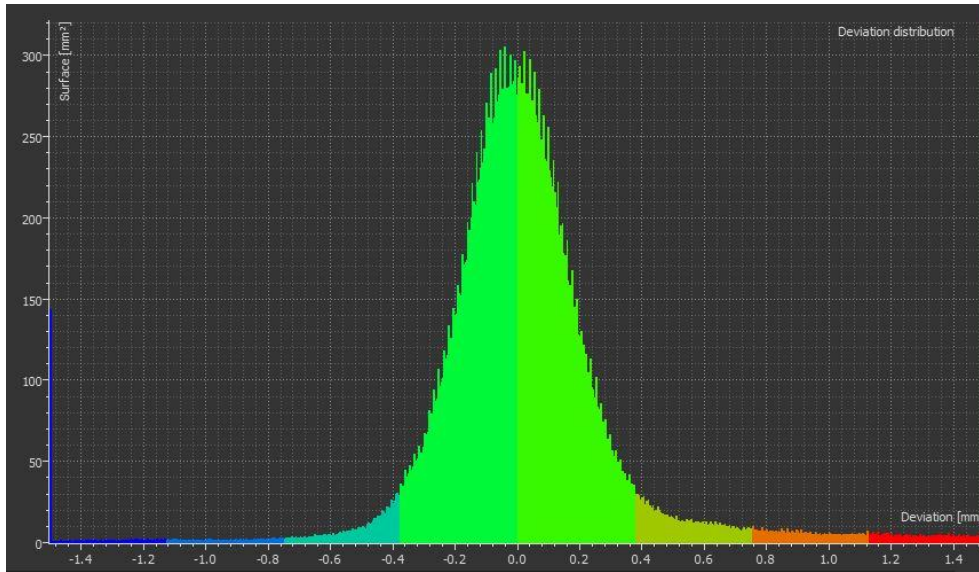


Abb. 43: Deviationshistogramm der Schädelbasis-Oberfläche nach dem Matching-Verfahren in farblicher Skalierung, x/y-Achse: Oberfläche in mm<sup>2</sup> und Abweichung in mm

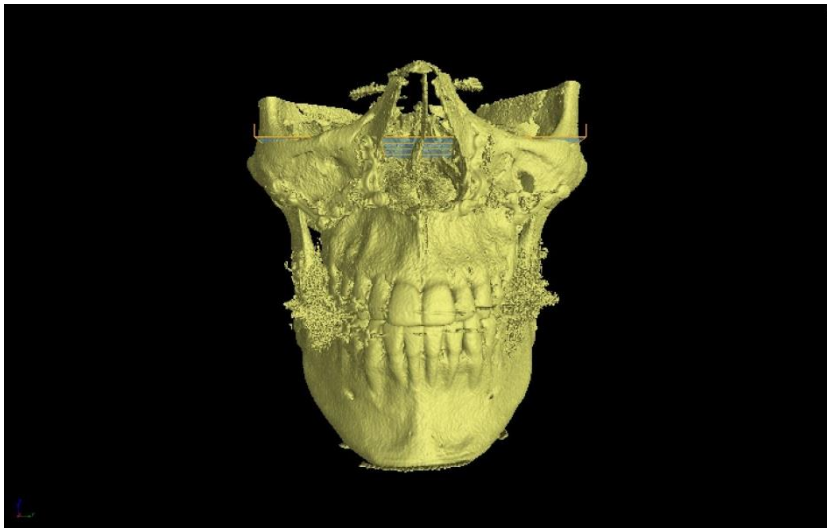


Abb. 44: Darstellung der "Frankfurter Fläche" im postoperativen Schädel als Referenzpunkt und Ausrichtungsfläche, Ansicht frontal (Erweiterung der Frankfurter Horizontalen in der 3D Darstellung)

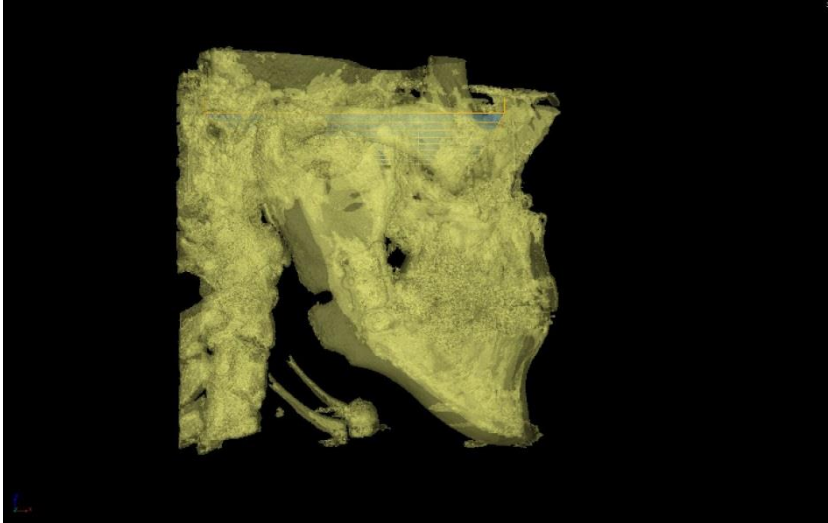


Abb. 45: Darstellung der "Frankfurter Fläche" im postoperativen Schädel als Referenzpunkt und Ausrichtungsfäche, Ansicht lateral rechts (zur besseren Übersicht mit 50% Transparenz)

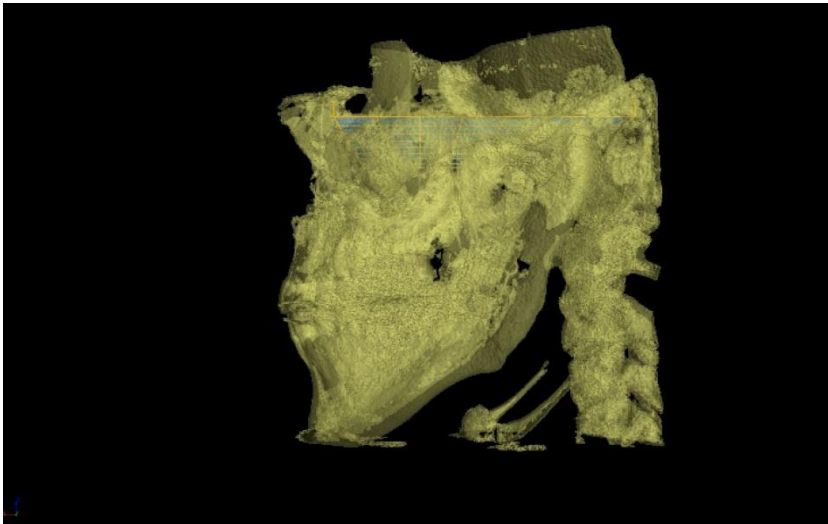


Abb. 46: Darstellung der "Frankfurter Fläche" im postoperativen Schädel als Referenzpunkt und Ausrichtungsfäche, Ansicht lateral links (zur besseren Übersicht mit 50% Transparenz)

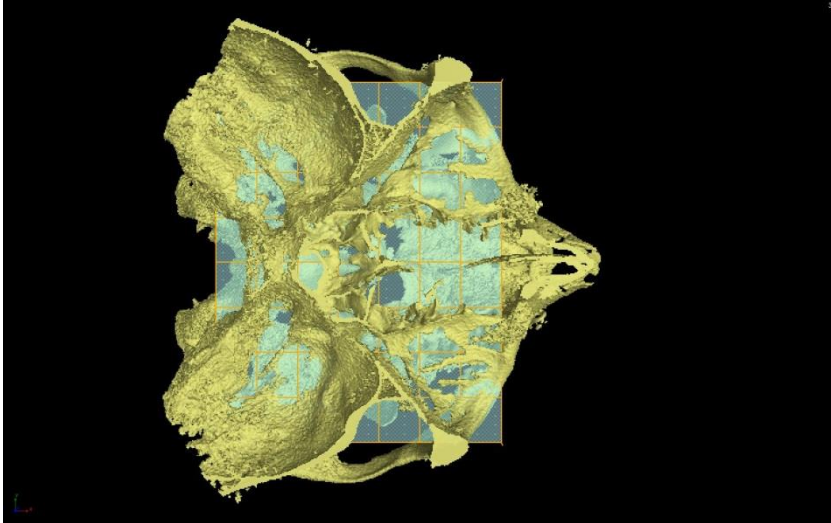


Abb. 47: Darstellung der "Frankfurter Fläche" im postoperativen Schädel als Referenzpunkt und Ausrichtungsfäche, Schnittpunkte kaudaler Orbitarand, Ansicht von kranial

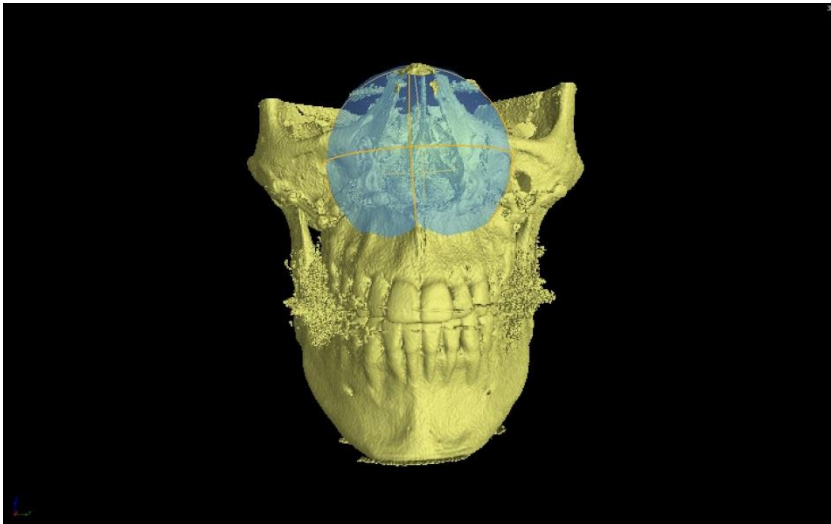


Abb. 48: Darstellung der äußeren inneren Messkugel über die Foramina infraorbitalia mit Schnittpunkten auf dem auf der Maxilla und den Osis zygomatici, Ansicht von frontal

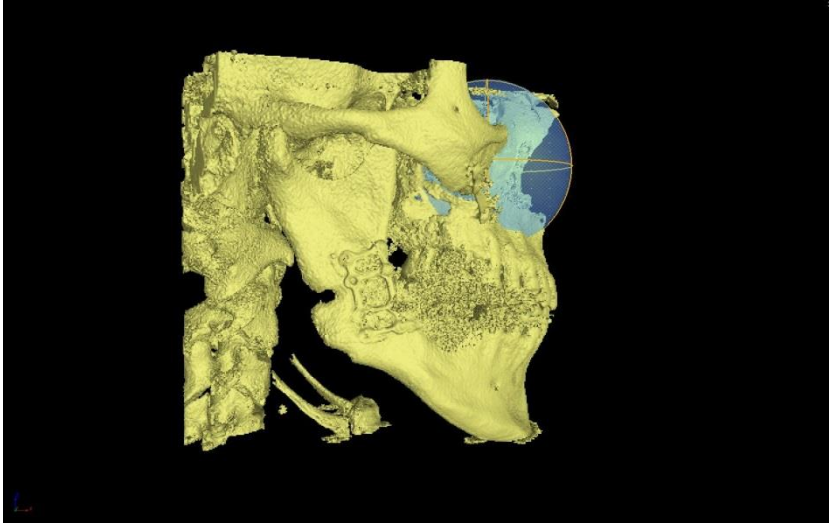


Abb. 49: Darstellung der inneren Messkugel über das Foramen infraorbitale mit Schnittpunkten auf der Maxilla und dem Os zygomaticum, Ansicht von lateral links

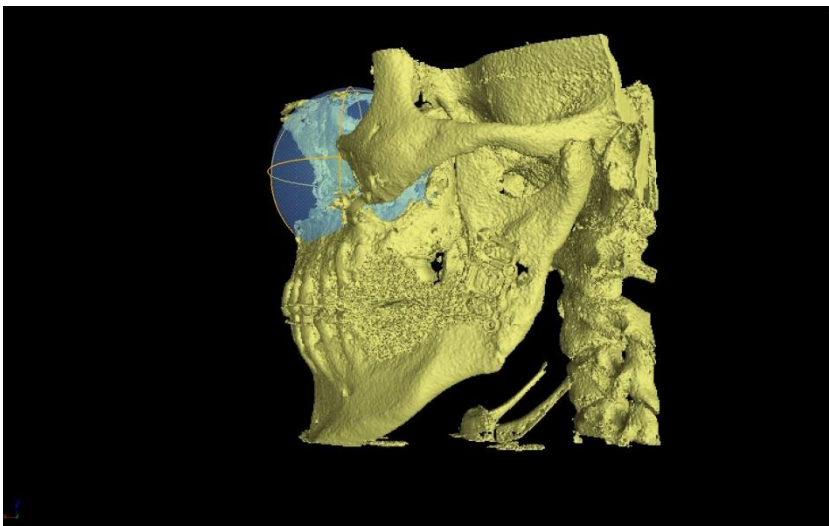


Abb. 50: Darstellung der inneren Messkugel über das Foramen infraorbitale mit Schnittpunkten auf der Maxilla und dem Os zygomaticum, Ansicht von lateral rechts

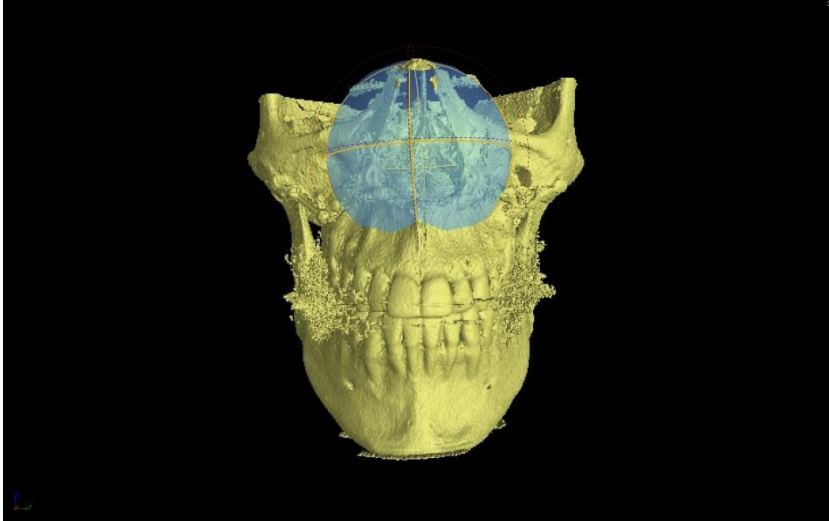


Abb. 51: Darstellung der beider Messkugeln (innen: Blau/Gelb, außen: Rot gestrichelt) über das Foramen infraorbitale mit Schnittpunkten auf der Maxilla und dem Os zygomaticum, die Differenz der Radien entspricht  $r = +5\text{mm}$ , Ansicht von frontal

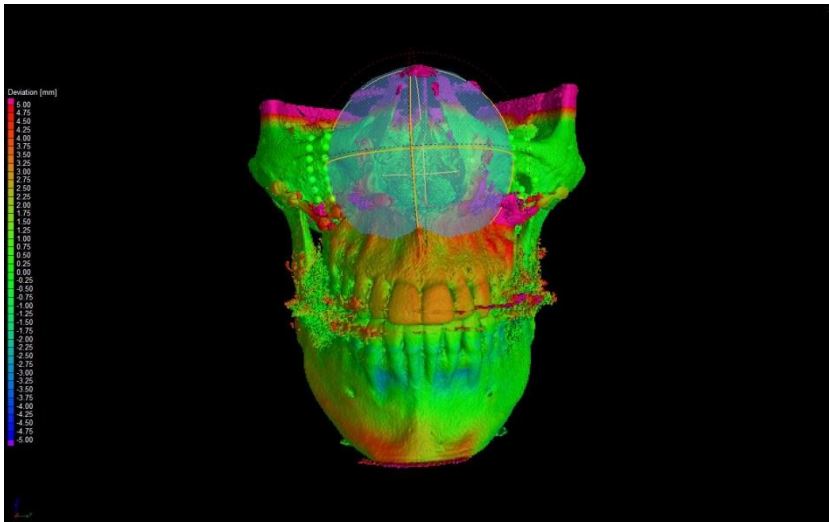


Abb. 52: Darstellung der überlagerten Schädel mit vollständigem farblich kodiertem Soll-Ist-Vergleich, Darstellung beider Messkugeln mit knöcherner Schnittfläche und Messpunkten, farbige Legende links mit Abweichung in mm, Ansicht von frontal



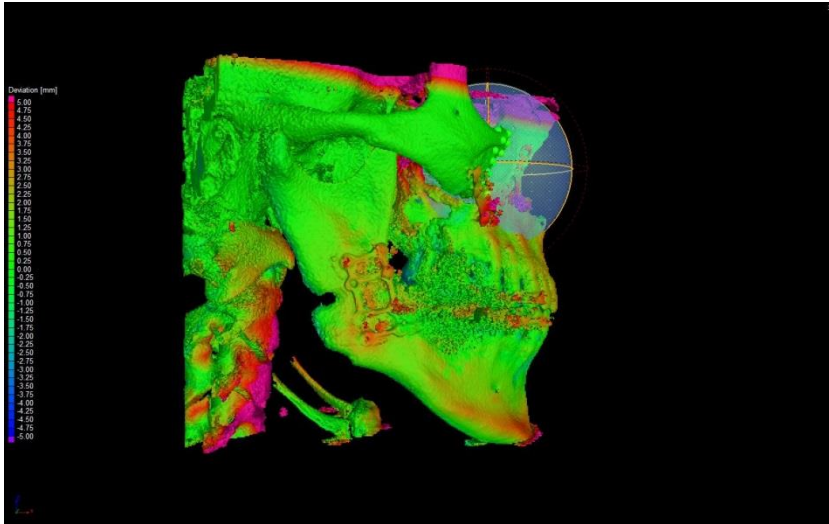


Abb. 53: Darstellung der überlagerten Schädel mit vollständigem farblich kodierten Soll-Ist-Vergleich, Darstellung beider Messkugeln mit knöcherner Schnittfläche und Messpunkten, farbige Legende links mit Abweichung in mm, Ansicht von lateral rechts

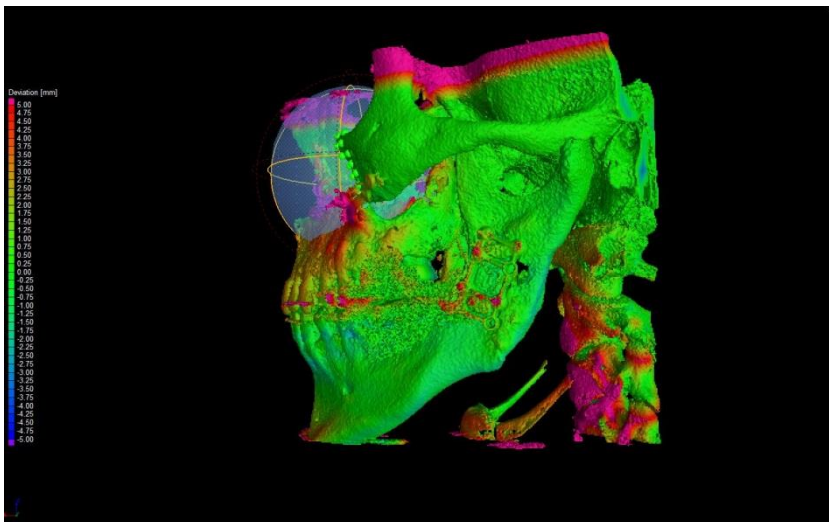


Abb. 54: Darstellung der überlagerten Schädel mit vollständigem farblich kodierten Soll-Ist-Vergleich, Darstellung beider Messkugeln mit knöcherner Schnittfläche und Messpunkten, farbige Legende links mit Abweichung in mm, Ansicht von lateral links

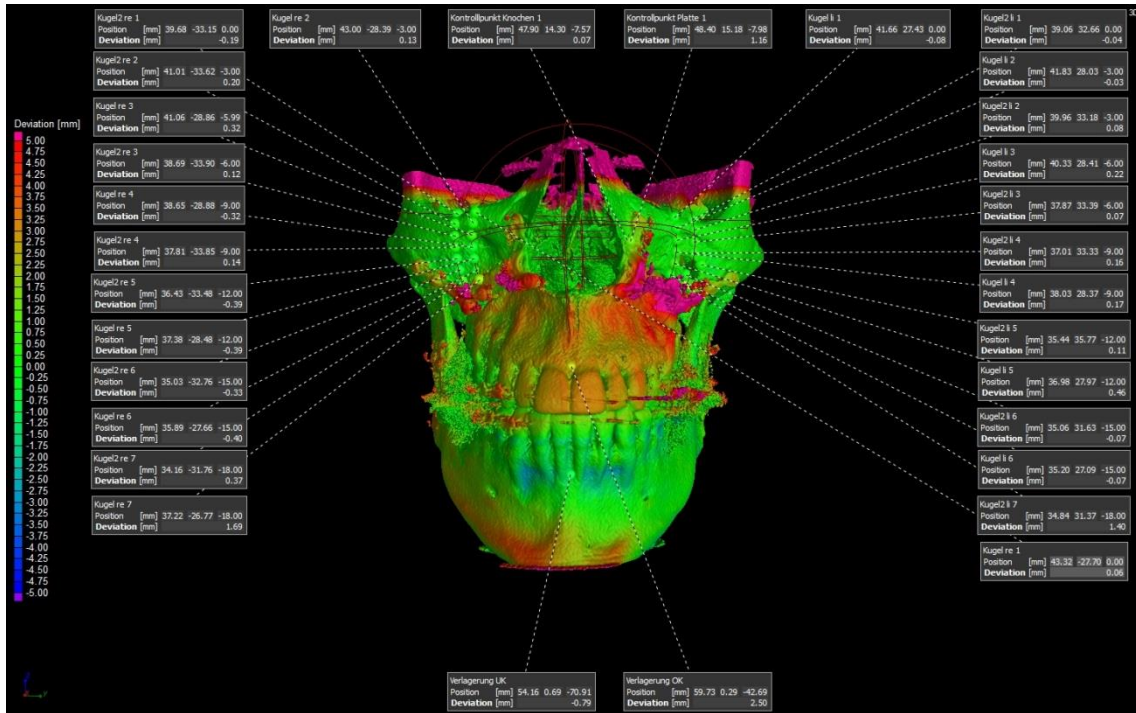


Abb. 55: Darstellung der überlagerten Schädel mit vollständigem farblich kodiertem Soll-Ist-Vergleich, alle Messpunkte mit Abweichung und Position, farbige Legende links mit Abweichung in mm, Ansicht von frontal

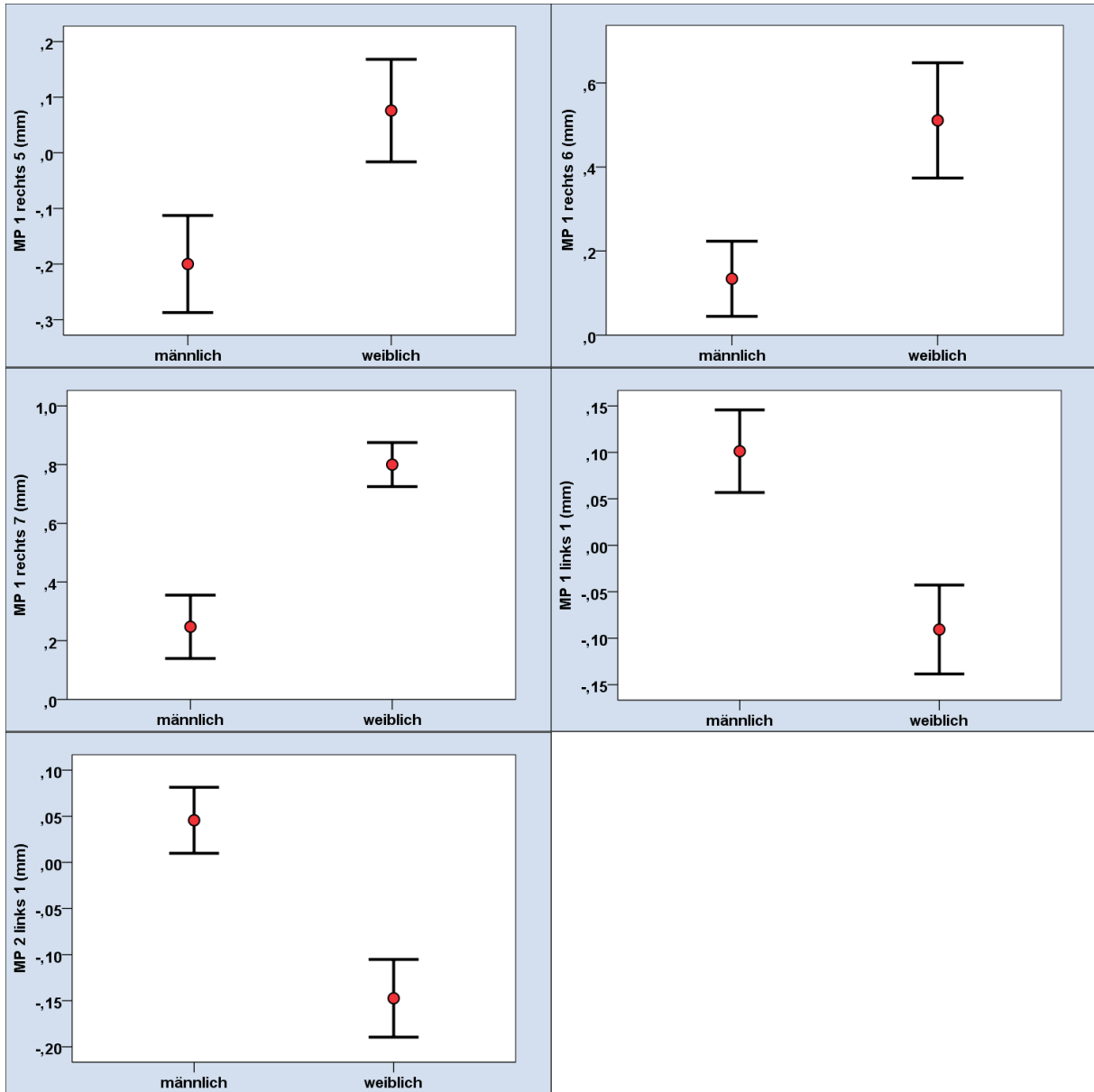


Abb. 56 a-e: Darstellung geschlechtsspezifischer Knochenunterschied der fünf signifikanten Knochenmesspunkte, Skalierung in Millimetern.

### 8.3 Tabellenverzeichnis

	MP 1 rechts 1 (mm)	MP 1 rechts 2 (mm)	MP 1 rechts 3 (mm)	MP 1 rechts 4 (mm)	MP 1 rechts 5 (mm)	MP 1 rechts 6 (mm)	MP 1 rechts 7 (mm)	MP 1 rechts 8 (mm)	MP 1 rechts 9 (mm)
Mittelwert	,02	,07	,02	-,09	-,07	,30	,37	,34	,29
SD	,20	,17	,23	,25	,37	,44	,40	,33	,80
95% KI - untere G.	-,06	,01	-,06	-,18	-,20	,13	,14	-,01	-6,89
95% KI - obere G.	,09	,13	,10	,00	,07	,48	,59	,68	7,46
25. Perzentile	-,12	,00	-,07	-,25	-,31	-,01	,17	,22	-,28
Median	,04	,06	,01	-,14	-,13	,17	,45	,33	,29
75. Perzentile	,14	,18	,15	,04	,23	,61	,72	,63	,85
Minimum	-,46	-,28	-,43	-,44	-1,12	0	-,29	-,20	-,28
Maximum	,36	,43	,64	,63	,69	1	,95	,71	,85
Anzahl	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Gültige Anzahl	31	31	31	31	31	27	14	6	2

Tab. 2: Statistik der Messpunkte-Linie MP1 rechts.

VERZEICHNISSE

	MP 1 links 1 (mm)	MP 1 links 2 (mm)	MP 1 links 3 (mm)	MP 1 links 4 (mm)	MP 1 links 5 (mm)	MP 1 links 6 (mm)	MP 1 links 7 (mm)	MP 1 links 8 (mm)	MP 1 links 9 (mm)
Mittelwert	,01	,06	,04	-,06	-,05	,02	,28	,04	,35
SD	,20	,17	,22	,22	,24	,25	,61	,29	,06
95% KI - untere G.	-,07	,00	-,04	-,14	-,14	-,07	-,08	-,32	-,23
95% KI - obere G.	,08	,12	,12	,02	,04	,12	,65	,40	,92
25. Perzentile	-,13	-,03	-,10	-,21	-,25	-,14	-,09	-,10	,30
Median	,03	,10	,05	-,10	-,08	,00	,09	-,05	,35
75. Perzentile	,12	,15	,15	,10	,09	,18	,55	,13	,39
Minimum	-,46	-,31	-,36	-,46	-,45	-,41	-,43	-,26	,30
Maximum	,44	,46	,56	,32	,46	,54	1,81	,50	,39
Anzahl	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Gültige Anzahl	31	31	31	31	31	29	13	5	2

Tab. 3: Statistik der Messpunkte-Linie MP1 links.

VERZEICHNISSE

	MP 2 rechts 1 (mm)	MP 2 rechts 2 (mm)	MP 2 rechts 3 (mm)	MP 2 rechts 4 (mm)	MP 2 rechts 5 (mm)	MP 2 rechts 6 (mm)	MP 2 rechts 7 (mm)	MP 2 rechts 8 (mm)	MP 2 rechts 9 (mm)
Mittelwert	-,04	,04	,05	,05	-,01	,10	,30	,31	,22
SD	,23	,15	,16	,19	,27	,39	,49	,46	,31
95% KI - untere G.	-,12	-,02	-,01	-,02	-,11	-,05	,09	,02	-,07
95% KI - obere G.	,05	,10	,11	,11	,09	,25	,51	,61	,51
25. Perzentile	-,14	-,04	-,09	-,07	-,27	-,18	,04	-,05	-,08
Median	-,03	,03	,06	,02	,00	,02	,14	,21	,25
75. Perzentile	,13	,15	,16	,21	,14	,40	,37	,59	,28
Minimum	-,86	-,27	-,23	-,46	-,39	-,42	-,37	-,31	-,08
Maximum	,28	,36	,44	,36	,60	,99	1,58	1,15	,83
Anzahl	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Gültige Anzahl	31	31	31	31	31	29	23	12	7

Tab. 4: Statistik der Messpunkte-Linie MP2 rechts.

VERZEICHNISSE

	MP 2 links 1 (mm)	MP 2 links 2 (mm)	MP 2 links 3 (mm)	MP 2 links 4 (mm)	MP 2 links 5 (mm)	MP 2 links 6 (mm)	MP 2 links 7 (mm)	MP 2 links 8 (mm)	MP 2 links 9 (mm)
Mittelwert	-,05	,06	,06	,07	,03	,09	,38	,12	,35
SD	,18	,14	,14	,24	,27	,32	,63	,39	,56
95% KI - untere G.	-,11	,00	,01	-,02	-,07	-,03	,10	-,16	-,35
95% KI - obere G.	,02	,11	,11	,15	,13	,21	,65	,40	1,04
25. Perzentile	-,23	-,05	-,02	-,09	-,20	-,12	-,15	-,14	,12
Median	-,04	,08	,07	,03	-,01	,05	,25	,12	,25
75. Perzentile	,10	,15	,14	,16	,24	,30	1,10	,26	,35
Minimum	-,38	-,26	-,33	-,34	-,46	-,42	-,49	-,39	-,25
Maximum	,29	,37	,31	,88	,69	,71	1,40	,78	1,26
Anzahl	31	31	31	31	31	31	31	31	31
Gültige Anzahl	31	31	31	31	31	29	23	10	5

Tab. 5: Statistik der Messpunkte-Linie MP2 links.

VERZEICHNISSE

	MP 1 rechts 1 (mm)	MP 1 rechts 2 (mm)	MP 1 rechts 7 (mm)	MP 1 rechts 8 (mm)
Mittelwert	,02	,07	,06	,41
SD	,20	,17	,39	,42
Standardfehler des Mittelwerts	,04	,03	,07	,08
95% KI - untere G.	-,06	,01	-,09	,26
95% KI - obere G.	,09	,13	,20	,57
25. Perzentile	-,12	,00	-,22	,06
Median	,04	,06	,10	,42
75. Perzentile	,14	,18	,26	,70
Minimum	-,46	-,28	-1,12	-,31
Maximum	,36	,43	,71	1,45
Anzahl	31	31	31	31
Gültige Anzahl	31	31	31	31

Tab. 6: Differenzierte Statistik kaudalen und kranialen Messpunkte-Linie MP1 rechts.



	MP 1 links 1 (mm)	MP 1 links 2 (mm)	MP 1 links 7 (mm)	MP 1 links 8 (mm)
Mittelwert	,01	,06	-,04	,14
SD	,20	,17	,28	,45
Standardfehler des Mittelwerts	,04	,03	,05	,08
95% KI - untere G.	-,07	,00	-,14	-,02
95% KI - obere G.	,08	,12	,06	,31
25. Perzentile	-,13	-,03	-,27	-,14
Median	,03	,10	-,08	,01
75. Perzentile	,12	,15	,14	,37
Minimum	-,46	-,31	-,46	-,41
Maximum	,44	,46	,50	1,81
Anzahl	31	31	31	31
Gültige Anzahl	31	31	31	31

Tab. 7: Differenzierte Statistik kaudalen und kranialen Messpunkte-Linie MP1 links.

	MP 2 rechts 1 (mm)	MP 2 rechts 2 (mm)	MP 2 rechts 7 (mm)	MP 2 rechts 8 (mm)
Mittelwert	-,04	,04	,09	,38
SD	,23	,15	,33	,50
Standardfehler des Mittelwerts	,04	,03	,06	,09
95% KI - untere G.	-,12	-,02	-,03	,20
95% KI - obere G.	,05	,10	,21	,57
25. Perzentile	-,14	-,04	-,18	,04
Median	-,03	,03	,13	,28
75. Perzentile	,13	,15	,26	,72
Minimum	-,86	-,27	-,42	-,30
Maximum	,28	,36	,85	1,58
Anzahl	31	31	31	31
Gültige Anzahl	31	31	31	31

Tab. 8: Differenzierte Statistik kaudalen und kranialen Messpunkte-Linie MP2 rechts.

	MP 2 links 1 (mm)	MP 2 links 2 (mm)	MP 2 links 7 (mm)	MP 2 links 8 (mm)
Mittelwert	-,05	,06	,08	,40
SD	,18	,14	,31	,58
Standardfehler des Mittelwerts	,03	,03	,06	,10
95% KI - untere G.	-,11	,00	-,04	,19
95% KI - obere G.	,02	,11	,19	,61
25. Perzentile	-,23	-,05	-,14	-,06
Median	-,04	,08	,05	,26
75. Perzentile	,10	,15	,30	,78
Minimum	-,38	-,26	-,42	-,49
Maximum	,29	,37	,70	1,40
Anzahl	31	31	31	31
Gültige Anzahl	31	31	31	31

Tab. 9: Differenzierte Statistik kaudalen und kranialen Messpunkte-Linie MP2 links.

## 8.4 Abkürzungsverzeichnis

.dcm Dateistandard DICOM „Digital Imaging & Communications in Medicine“

.stl Dateistandard „Surface Tessellation Language“

CBCT Cone beam computed tomography

CCD Charge-coupled Device

CI Konfidenzintervall

cm Zentimeter

DVT Dentale/ Digitale Volumetomographie

FH Frankfurter Horizontale

FF Frankfurter Fläche

FOV Field of view

FRS Fernröntgenseitenbild

HE Hounsfield Einheiten

HU Hounsfield Units

KV Kilovolt

mA Milliampere

MKG Mund Kiefer Gesichtschirurgie

mm Millimeter

MPR multiplanare Reformation (Ansicht: transversal, sagittal, frontal)

MRI Magnetic Resonance Imaging

MRT Magnetresonanztomographie

MSCT Multi Slice Computer Tomographie

MW Mittelwert

ROI region of interest

SD Standardabweichung

SARME surgically assisted rapid maxillary expansion

T0 präoperatives DVT

T1 postoperatives DVT

WK Dr. Dr. Wolfgang Kater

µm Mikrometer

## 9. DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Lisson, der mich mit Rat und Tat unterstützt, sowie mir diese Promotionsarbeit ermöglicht hat. Ganz besonders möchte ich meinem Betreuer und Freund Herrn Dr. Wolfgang Stelzenmüller danken, der mich mit viel Herzblut unterstützt hat, mir zu jeder Tageszeit zur Seite stand und mich in allen Phasen dieser Arbeit unterstützte. Weiter danke ich Herrn Dr. Dr. Wolfgang Kater (Bad Homburg) und seinem Team (Dr. Davids / Dr. Kirsten / Dr. Schäfer) für die Beratung und die Bereitstellung der Röntgenaufnahmen und Materialien. Weiter möchte ich mich bei der Firma Volume Graphics GmbH Heidelberg und den Mitarbeitern Fr. Dr. Handl und Fr. Dr. Engels bedanken, die mir die Software VGSTUDIO MAX / VGMETROLOGY und das Bildmaterial unentgeltlich zur Verfügung gestellt und mich bei meiner Arbeit beraten hat. Ein besonderer Dank gilt außerdem meiner Familie und meiner Partnerin, die mich stets ermutigten mich bei bestem Wetter an den Schreibtisch zu setzen.

## 10. ANHANG

## ARBEITSKREIS MEDIZINISCHER ETHIK-KOMMISSIONEN

IN DER BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND e. V.

- DER VORSTAND -

AK Med. Ethik-Kommissionen • Schramitzer Str. 7 • 82166 Gräfelfing

Herrn  
 Dr. Wolfgang Stelzenmüller  
 Stresemannstr. 2-4  
 63303 Dreieich

11. April 2016

**Studie: Retrospektive Studie, Auswertung bildgebender Verfahren:  
 Beurteilung von Knochenwachstum im Mittelgesicht nach MKG-  
 Chirurgie bei ca. 35 Patienten, komplett anonymisierte Daten**

Sehr geehrter Herr Dr. Stelzenmüller,

unter Berücksichtigung unserer Telefonate und der zugemalten kurzen Projektskizze ergibt sich für mich folgende Einschätzung bzgl. der Notwendigkeit einer Beratung durch eine Ethik-Kommission: Eine rechtliche Notwendigkeit eine Ethik-Kommission zur Beratung zu konsultieren liegt nicht vor, da Sie kein Arzt sind und somit keiner entsprechenden berufsrechtlichen Beratungspflicht bei nicht spezialgesetzlich geregelter Forschung mit Menschen unterliegen. Zudem arbeiten Sie hier mit komplett anonymisierten Daten. Sofern die in die Auswertung einbezogenen Daten komplett anonymisiert werden, entfällt gemäß dem Bundesdatenschutzgesetz auch die Notwendigkeit die Patienten datenschutzrechtlich aufzuklären und ihr Einverständnis einzuholen. Trotz komplett anonymisierter Daten empfiehlt es sich die verwendeten Daten so vor Fremdzugriff zu schützen als handelte es sich pseudonymisierte Daten. Ich hoffe ich konnte Ihnen mit dieser Einschätzung weiterhelfen und verbleibe mit freundlichen Grüßen

Prof. Dr. Joerg Hasford

**VORSITZENDER:**  
 Prof. Dr. med. Joerg Hasford  
 Ethik-Kommission der  
 Bayerischen Landesärztekammer  
 Tel.: +49(0)89 / 4400 77480  
 Fax: +49(0)89 / 4400 77482  
 E-Mail: ha@bvl.med.uni-muenchen.de

**STELLV. VORSITZENDER:**  
 Prof. Dr. med. Kurt Racké  
 Ethik-Kommission der  
 Universität Bonn  
 Tel.: +49(0)228 / 287 51930 / 51281  
 Fax: +49(0)228 / 287 51932  
 E-Mail: racke.kurt@uni-bonn.de

**SCHRIFTFÜHRER:**  
 Prof. Dr. iur. Sebastian Graf von Kielmansegg

**SCHATZMEISTER:**  
 Dr. med. Guido Grass

**BEISITZER:**  
 Dr. phil. Dipl. psych. Angelika Hüppe  
 Prof. Dr. med. Georg Schmidt  
 Prof. Dr. jur. Jochen Taupitz  
 Prof. Dr. med. Ignaz Wesseler  
 Prof. Dr. med. Michael Zenz

**POSTANSCHRIFT:**  
 Schramitzer Straße 7  
 82166 Gräfelfing

**E-MAIL:**  
 med.ethik.komm@netcologne.de

**HOME PAGE:**  
 www.ak-med-ethik-komm.de

**BANKKONTO:**  
 Postbank Frankfurt am Main  
 IBAN DE73 5001 0060 0499 5316 01  
 BIC PBNKDE33

Eingetragen in das Vereinsregister beim  
 Amtsgericht Berlin-Charlottenburg  
 unter VR 31275B

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

Tag der Promotion: 08.02.2023  
Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Micheal D. Menger  
Berichterstatter: Prof. Dr. Jörg Lisson  
Prof. Dr. Dr. Kolja Freier