

Diplomarbeit

**Patientenspezifische Implantate in der Mund-,
Kiefer- und Gesichtschirurgie**

**Einsatzmöglichkeiten und Vorteile gegenüber
Standardimplantaten**

eingereicht von

Felix Schablas

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnheilkunde

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

**Klinischen Abteilung für Mund-, Kiefer- und
Gesichtschirurgie**

unter der Anleitung der Betreuer

Priv. Doz. DDr. Wolfgang Zemann

DDr. Jürgen Wallner

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 01.09.2018

Felix Schablas eh

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Forschungsfrage und Zielsetzung	2
1.2	Aufbau.....	2
2	Standardimplantate	3
2.1	Arten von Standardimplantaten.....	3
2.2	Anwendungsmöglichkeiten von Standardimplantaten.....	4
3	Patientenspezifische Implantate.....	4
3.1	Geschichte	4
3.2	Arten von patientenspezifischen Implantaten.....	6
3.3	Anwendungsmöglichkeiten von patientenspezifischen Implantaten.....	10
3.3.1	Orthognathe Chirurgie	11
3.3.2	Mandibularekonstruktion.....	19
3.3.3	Rekonstruktion nach Gesichtsfrakturen	23
3.3.4	Plastische Chirurgie.....	25
3.3.4.1	Mandibulamodellation	26
3.3.4.2	Jochbogenmodellation	28
3.4	Behandlungsablauf.....	31
3.5	Fallbeispiel	33
4	Diskussion.....	41
	Literaturverzeichnis	44

Zusammenfassung

Ärztinnen und Ärzte der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie kommen immer wieder an den Punkt, an dem mit bestehenden konventionellen Implantaten kein optimales Operationsergebnis erzielbar ist oder das Ergebnis zu sehr vom zuvor geplanten Ziel abweicht. Die Lösung dieser Probleme kann in der Verwendung patientenspezifisch hergestellter Implantate (PSI) liegen. Diese CAD/CAM hergestellten Implantate werden mittels exakter Planung am PC genau auf die Bedürfnisse des Patienten/der Patientin zugeschnitten.

Im Rahmen einer Literaturrecherche und der Aufbereitung von vorhandener Literatur wurde daher untersucht, in welchen Teilbereichen der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie die Anwendung von PSI's möglich ist, sowie worin die Vor- und Nachteile der individuellen Implantate im Vergleich zu Standardimplantaten liegen.

Die Recherche führt zum Ergebnis, dass der Einsatz von PSI's in folgenden Teilbereichen Anwendung finden kann: in der orthognathen Chirurgie, bei der Rekonstruktion von Defekten der Mandibula, zur Rekonstruktion von Gesichtsfrakturen sowie in der plastisch-ästhetischen Gesichtschirurgie.

In all den genannten Bereichen kann durch den Einsatz eines PSI's ein präzises vorhersagbares und exakteres OP-Ergebnis in zumeist kürzerer OP-Zeit erzielt werden als dies mit Standardimplantaten möglich wäre. Die Kehrseite dieser neuen Technik ist jedoch ein längerer Planungs- und ein höherer Kostenaufwand verglichen mit konventioneller Technik. Zusätzlich muss der Patient/die Patientin einer höheren Strahlenbelastung ausgesetzt werden.

Abstract

Doctors of Oral and Maxillofacial Surgery repeatedly come to the point where with existing conventional implants no optimal surgical result can be achieved or the result deviates too much from the previously planned goal. The solution to these problems may lie in the use of patient-specific implants (PSI). These CAD / CAM-manufactured implants are precisely tailored to the needs of the patient using exact PC planning.

In the course of a literature review and the preparation of existing literature, it was therefore examined in which areas of oral and maxillofacial surgery the use of PSI's is possible, as well as the advantages and disadvantages of individual implants compared to standard implants.

The research concludes that the use of PSI's can be applied in the following areas: in orthognathic surgery, in the reconstruction of mandibular defects, in the reconstruction of facial fractures and in plastic-aesthetic facial surgery.

In all these areas, the use of a PSI makes it possible to achieve a precise, predictable and more accurate surgical result in a generally shorter operating time than it would be possible with standard implants. The disadvantage of this new technology, however, is a longer planning time and higher costs compared to conventional technology. In addition, the patient must be exposed to higher radiation exposure.

Abkürzungsverzeichnis

CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CBTC	Cone Beam Computertomographie
CT	Computertomographie
MKG-Chirurgie	Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
MRT	Magnetresonanztomographie
PEEK	Polyetheretherketon
PMMA	Polymethylmethacrylat
PSI	Patientenspezifisches Implantat

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Prinzip des Schichtaufbaus beim 3D-Druck	6
Abbildung 2: Implantatarten.....	8
Abbildung 3: Verteilung der Implantatarten	9
Abbildung 4: Splint 1	14
Abbildung 5: Splint 2	15
Abbildung 6: Splint 3	16
Abbildung 7: Digitale Planung der Operation	17
Abbildung 8: Gedruckte Osteotomieschablone (A) und Fixationsplatte (B).....	17
Abbildung 9: Osteotomieschablonen und Fixationsplatten in Situ	18
Abbildung 10: Kunststoffmodell mit gesintertem Titanimplantat	20
Abbildung 11: Inseriertes Mandibula-Implantat	21
Abbildung 12: Kontrollröntgen nach dem Einsetzen der Dentalimplantate	22
Abbildung 13: Planung eines aufgelagerten Jochbogenimplantates	29
Abbildung 14: Workflow beim 3D-Druck.....	32

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Vorteile vs. Nachteile von Standardimplanaten 42

Tabelle 2: Vorteile vs. Nachteile von PSI's 43

1 Einleitung

Die Chirurgie kommt oft an den Punkt, an dem die Integrität des menschlichen Skelettes aus verschiedensten Gründen verletzt wurde und daher wiederhergestellt werden muss. Das kann von einer einfach zu reponierenden Fraktur mit glatten Rändern, über einen komplizierten Bruch bis hin zum Fehlen ganzer Knochenfragmente reichen. Die Integrität des Knochens wieder herstellen zu können, ist besonders in der funktionell und ästhetisch bedeutsamen maxillofazialen Region von hoher Relevanz. Es bedarf daher einer Möglichkeit die Fragmente stabil miteinander verbinden zu können beziehungsweise die verlorengegangene Oberfläche bei größeren Frakturen zu ersetzen. (Eufinger et al. 1997)

Gerade schwere Traumata oder Missbildungen des kranio-maxillofazialen Skelettes haben für den Patienten/die Patientin oft weitreichendere Folgeprobleme als lediglich den knöchernen Defekt. Diese Patienten/Patientinnen leiden sowohl unter den funktionellen Beschwerden als auch unter psychosozialen Folgen, welche sich durch ihr sich von der umgebenden Bevölkerung abweichendes Aussehen entwickeln. (KLS Martin Group 2018a)

Die Rekonstruktion solch maxillofazialer Defekte stellt selbst für erfahrene Chirurgen/Chirurginnen eine Herausforderung dar. Die realitätsnahe Wiederherstellung der komplexen Gesichtsform erfordert präzises Formen der synthetischen Implantate sowie der autologen Transplantate und wird erschwert durch die begrenzten Möglichkeiten an vorgefertigten Implantatformen sowie durch eine mögliche Resorption körpereigener Transplantate. Die fortschreitende Entwicklung im Bereich der Computertechnik, dem computergestützten Design und der computergestützten Herstellung (englisch: CAD/CAM) hat auch die Medizin revolutioniert. Seither ist es möglich Implantate herzustellen, welche exakt auf die Bedürfnisse eines bestimmten Patienten/einer bestimmten Patientin abgestimmt sind: sogenannte patientenspezifische Implantate (PSI's). (Eufinger et al. 1997)

1.1 Forschungsfrage und Zielsetzung

Folgende Forschungsfrage wurde im Rahmen der Arbeit formuliert:

Welche Arten von patientenspezifischen Implantaten (PSI) im Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie kommen derzeit zum Einsatz und wo ist ihr Vorteil gegenüber Standardimplantaten?

Daraus lässt sich die Zielsetzung ableiten, eine Übersicht über die derzeitigen Möglichkeiten zur Behandlung von mund-, kiefer- und gesichtschirurgischen Indikationen mittels patientenspezifischen Implantaten zu geben sowie den bisherigen Forschungsstand dazu zu erläutern.

Nach Aufarbeitung der Möglichkeiten die sich durch diese neuen CAD/CAM-gestützt hergestellten Implantaten ergeben, werden diese mit konventionellen Therapiemöglichkeiten in Form von Standardimplantate verglichen.

Diese Gegenüberstellung soll schlussendlich zeigen, wo die Anwendung patientenspezifischer Implantate sinnvoll ist und unter welchen Umständen besser auf Standardimplantate zurückgegriffen werden sollte.

Die Umsetzung der Zielsetzung erfolgt im Rahmen einer theoretischen Arbeit mittels Aufbereitung von vorhandener Literatur. Zur besseren Veranschaulichung wird zusätzlich ein fotodokumentiertes Fallbeispiel eines mit einem patientenspezifisch hergestellten Implantat versorgten Patienten/einer versorgten Patientin präsentiert.

1.2 Aufbau

Am Beginn der Arbeit wird in der Einleitung kurz an das Thema herangeführt, indem ein Problemaufriss stattfindet. Hierbei wird auf die aktuelle Situation, die Probleme bei der Behandlung maxillofazialer Defekte in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie sowie auf die fortschreitenden Möglichkeiten durch die Verwendung patientenspezifischer Implantate eingegangen.

Nach dieser Einleitung werden im zweiten Kapitel auf die Standardimplantate erörtert, indem sie definiert und ihre Einsatzmöglichkeiten vorgestellt werden.

Das dritte Kapitel stellt den eigentlichen Kern dieser Arbeit dar. Es wird neben der Geschichte der Entstehung patientenspezifisch hergestellter Implantate die unterschiedlichen Arten an PSI's vorgestellt. Anschließend werden unterschiedliche Anwendungsmöglichkeiten beziehungsweise Indikationen für spezifisch hergestellte Implantate dargestellt. Den Abschluss dieses Kapitels bildet die Erklärung der grundlegend notwendigen Arbeitsschritte von der Planung über die Herstellung bis hin zum Einsetzen eines fertigen individuellen Implantates. Abgerundet wird diese theoretische Erklärung mittels eines Fallbeispiels eines an der Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universitätsklinik Graz mit einem patientenspezifisch hergestellten Implantat behandelten Patienten.

Im vierten Kapitel folgt die Diskussion über die in der Forschungsfrage aufgeworfene Fragestellung, wo PSI's sinnvollerweise eingesetzt werden können und wo deren Nachteile im Vergleich zu Standardimplantaten liegen.

Zusätzlich erfolgt der Abschluss in Form einer kurzen Zusammenfassung und eines möglichen Ausblicks in die Zukunft.

2 Standardimplantate

In diesem Kapitel erfolgt eine Einführung in die Standardimplantate. Dabei werden kurz die verschiedenen Arten und deren Einsatzmöglichkeiten skizziert. Ziel ist es dem Leser/der Leserin in Hinblick auf die Diskussion im Kapitel 4, wo die Standardimplantate den patientenspezifischen Implantaten gegenübergestellt werden, auf einen einheitlichen Wissensstand zu bringen.

2.1 Arten von Standardimplantaten

Aktuell gibt es mehrere Arten unspezifischer, vielseitig einsetzbarer Implantate in der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie. Die häufigsten Implantate sind wohl Osteosynthese-Platten unterschiedlicher Art, Material und Form für jeweils verschiedene Anwendungsbereiche. Diese Platten bestehen aus biokompatiblen Titanlegierungen und dienen der Reposition von Knochenfragmenten beziehungsweise deren Stabilisation und Fixation in einer gewünschten Position. Eine weitere Möglichkeit um beispielsweise einen ausgedehnten mandibulären Defekt oder eine Trümmer-

fraktur des Unterkiefers zu rekonstruieren sind dreidimensional geformte Titan-Mesh-Implantate welche in unterschiedlichen Größen angeboten werden. (KLS Martin Group 2018b)

2.2 Anwendungsmöglichkeiten von Standardimplantaten

Es gibt mehrere Hersteller welche standardisierte Implantate für die MKG-Chirurgie anbieten. Ihnen gemein ist das Angebot an standardisierten Implantaten für unterschiedliche Anwendungsbereiche. Hierzu zählen Implantate für Operationen des Mittelgesichtes, der Mandibula sowie auch spezielle Implantate für die orthognathe Chirurgie. Abhängig vom Chirurg/der Chirurgin können für jeden Anwendungsbereich individuelle Sets mit verschiedenen Implantatarten und -größen für einen bestimmten Zweck zusammengestellt werden. So kann der Chirurg/die Chirurgin intraoperativ genau das eine Implantat auswählen, welches in der Situation den besten Nutzen bringt. Mittels spezieller Zangen und Werkzeuge kann das Implantat zusätzlich in gewissem Maße in Größe und Form an die Situation angepasst beziehungsweise zurechtgebogen werden. Anschließend wird das Implantat mittels Osteosyntheseschrauben in der Kortikalis fixiert. (KLS Martin Group 2018b)

3 Patientenspezifische Implantate

In diesem Kapitel wir zuerst auf die Entstehungsgeschichte patientenspezifischer Implantate sowie deren unterschiedlichen Fertigungsverfahren eingegangen. Dies dient dazu, dem Leser/der Leserin das notwendige Hintergrundwissen dieser Technik verständlich zu machen. Anschließend wird erklärt, welche verschiedenen Typen beziehungsweise Arten von gedruckten Implantaten es gibt und worin diese sich unterscheiden. Der Hauptteil dieses Kapitels beschäftigt sich mit der Frage, wo beziehungsweise in welchen Teilbereichen der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie Einsatzmöglichkeiten für patientenspezifische Implantate bestehen.

3.1 Geschichte

Die Technik zur Herstellung von sogenannten PSI's hat sich im Laufe der Zeit immer verändert und verbessert. Die ersten spezifisch hergestellten Objekte wurden

für die Operationsplanung bereits Anfang der 1980er Jahre hergestellt. Zu Beginn dieser Entwicklung wurden mittels Computertomographie (CT) Schichtaufnahmen des Skelettes angefertigt und diese, für die damalige Zeit fortschrittlich, in dreidimensionale anatomische Modelle umgerechnet. Die Daten dieses Modells wurden anschließend in eine computergesteuerte Fräse gespielt, welche die Kontur des Modells aus einem Styropor- oder Polyurethan-Block mittels gezieltem Materialabtrag herausarbeitete. Diese Form der Herstellung wird als subtraktive Fertigung bezeichnet, da die gewünschte Form durch Reduzieren eines großen Ganzen erfolgt. Auch die ersten PSI's wurden durch diese Fertigungsform hergestellt. Da prozessbedingt jedoch nur eine beschränkte räumliche Komplexität der Produkte erreicht werden konnte, ging die Entwicklung einen Schritt weiter in Richtung additiver Fertigung. Bei der additiven Fertigung wird Material im Gegensatz zur subtraktiven Herstellung computergesteuert Schicht für Schicht aufgetragen und präzise Formen somit ohne Materialverlust generiert. (Owusu/Boahene 2015)

Bereits Mitte der 80er Jahre wurden die ersten Versuche mit 3D-Drucken gestartet. Kurz darauf meldet Charles W. Hull das erste Patent dazu an. Die Stereolithographie, die Grundlage des Additive Manufacturing, also des Schichtbau-Herstellungsverfahrens war geboren. Hierbei wird eine Fläche mit flüssigem photoaktiven Polymer benetzt und anschließend ein computergesteuerter UV-Strahl über die Oberfläche geleitet. An den Stellen an der das Polymer vom Strahl getroffen wird, vernetzt es sich und härtet aus. Anschließend werden die darüber liegenden Schichten in gleicher Weise aufgetragen und ausgehärtet bis der Körper seine endgültige Form erreicht hat. (HistoryofInformation.com 2018)

Die Arbeitsprinzipien des auf einer Bauplattform aufgetragenen Materials in definierter Schichtstärke und Form und das anschließende Aushärten haben sich seit damals nur wenig verändert. Die Meilensteine der Entwicklung sind eher auf dem Sektor der unterschiedlichen verwendbaren Materialien sowie der Technologie des Druckprozesses zu finden. So gibt es heute zusätzlich zum konventionellen 3D-Druck mehrere Varianten der additiven Herstellung, beispielsweise selektives Laser Sintern (SLS), selektives Laser Schmelzen (SLM) oder Elektronenstrahl-schmelzen. (Owusu/Boahene 2015)

Vereinfacht gesagt wird bei der Umwandlung eines dreidimensionalen Körpers in eine druckbare Form der Körper mittels spezieller Software in Datensätze definierter Schichtdicke in z-Richtung „zerschnitten“. Somit kann die konturierte Oberfläche mithilfe einer definierten Anzahl konturierter Schichten angenähert und in weiterer Folge gedruckt werden. (Gebhardt/Kessler/Thurn 2017)

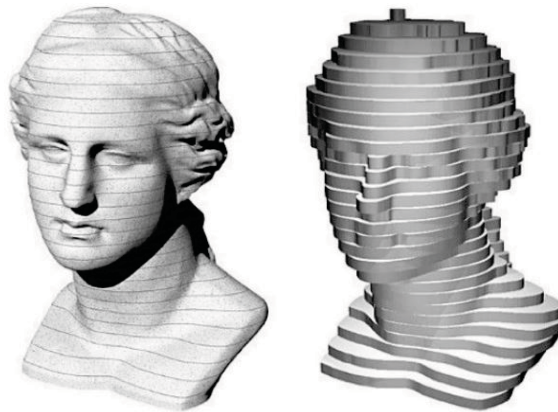


Abbildung 1: Prinzip des Schichtaufbaus beim 3D-Druck¹

Die Entwicklung des 3D-Drucks hat große Fortschritte in der Medizin gebracht. In vielen Disziplinen ist es nun möglich realitätsgetreue Modelle für Ausbildung, Diagnosefindung und auch chirurgische Planung herzustellen. Das geht so weit, dass mittlerweile Implantate gestaltet werden können, welche exakt an die Anatomie des Patienten/der Patientin angepasst sind. (Jacobs/Lin 2017)

3.2 Arten von patientenspezifischen Implantaten

In der MKG gibt es 4 Gruppen von 3D-gedruckten, patientenspezifischen Implantaten: Konturmodelle, Guides, Splints und Implantate.

- 1) Konturmodelle (Abb. 2/1) sind Positivmodelle, das heißt der gedruckte Körper entspricht der tatsächlichen Anatomie des Patienten/der Patientin. Sie spiegeln also die patientenspezifische Anatomie wieder und sind somit ein exakter Nachbau der knöchernen Strukturen. Konturmodelle können daher zum An-

¹Vgl. Gebhardt/Kessler/Thurn (2017).

passen von Metallplatten außerhalb des Operationssitus, weg von Sichtbehinderungen durch Blut und Weichgeweben, verwendet werden. (Jacobs/Lin (2017)

- 2) Guides (Abb. 2/2) sind Negativmodelle. Sie entsprechen im Gegensatz zu Positivmodellen nicht der tatsächlichen Anatomie. Stattdessen passen sie exakt und unverrückbar an eine bestimmte Region des Knochens, deren Negativ sie darstellen. Verwendet werden Guides als Positionierhilfen für präzise Bohrlöcher und Schnittführungen. (Jacobs/Lin 2017)
- 3) Splints (Abb. 2/3), zu Deutsch Schienen, sind ebenfalls Negativmodelle. Während Guides die Oberfläche von echten knöchernen Strukturen wiederspiegeln, sind Splints Replikas virtueller geplanter postoperativen Positionen. Sie werden verwendet um beispielsweise die geplante postoperative Okklusion bei Operationen an der Mandibula einzustellen bzw. zu definieren. Aufgrund der Tatsache, dass Splints eben frei, also ohne Anhaltspunkte an bestehende knöcherne Strukturen geplant werden, bedarf es einer sehr detaillierten Planung des Implantats und der Operation am Computer, um bestmögliche Ergebnisse vorhersagen zu können. (Jacobs/Lin 2017)
- 4) Bei den Implantaten (Abb. 2/4) im herkömmlichen Sinne gibt es zwei Varianten. Zum Einen dreidimensional gedruckte Objekte, die aus einem biokompatiblen Material bestehen und als solche direkt implantiert werden. Zum Anderen gedruckte Hohlformen die mit einem nicht-druckbaren Material ausgegossen und erst anschließend in den Körper eingebracht werden und dort auch verbleiben. (Jacobs/Lin 2017)

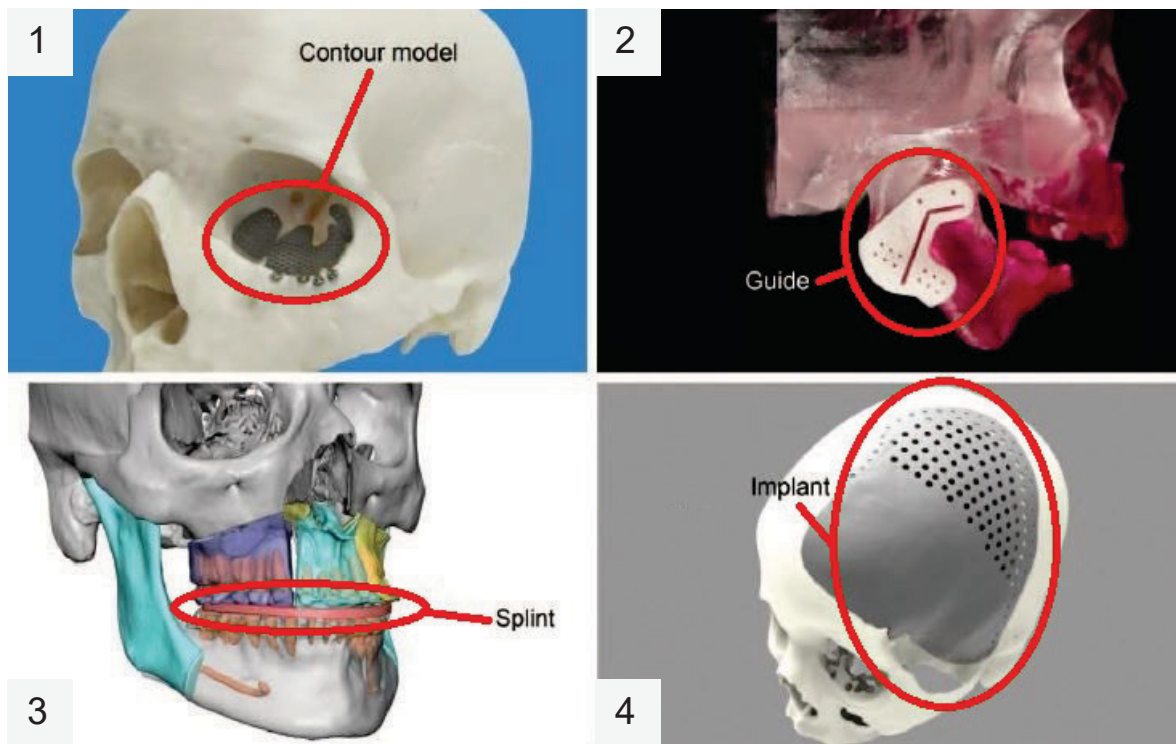


Abbildung 2: Implantatarten: Konturmodell (1), Guide (2), Splint (3) und Implantat (4)²

Es gibt mehrere Möglichkeiten um ein adäquates virtuelles Modell als Basis für ein dreidimensional gedrucktes Objekt zu erhalten. Die am häufigsten angewandte Methode ist das Spiegeln. Hierfür wird eine Aufnahme der unverletzten Seite angefertigt, transferiert und auf die zu behandelnde Körperseite gespiegelt. Diese gespiegelte Aufnahme dient jetzt als Druckvorlage für das gewünschte Implantat. (Jacobs/Lin 2017)

Eine Studie von Jacobs und Lin aus 2017 ergab, dass von 315 Patienten/Patientinnen die nach Verkehrsunfällen 3D-gedruckte Implantate erhielten, 188 Patienten/Patientinnen, also 60%, Implantate erhielten, die durch Spiegeln generiert wurden. Von diesen 188 PatientInnen unterzogen sich 10% (18 Patienten/Patientinnen) einer kranioplastischen Rekonstruktion und 15% (29 Patienten/Patientinnen) einer Mandibularekonstruktion. Die überwiegende Mehrheit, nämlich 75% beziehungsweise 141 Patienten/Patientinnen, waren wegen einer Orbitawandrekonstruktion in Behandlung. (Jacobs/Lin 2017)

² Vgl. Jacobs/Lin (2017).

Eine andere Art des Implantatdesigns wird bevorzugt in der maxillomandibulären Chirurgie angewendet. Hierbei wird die gewünschte postoperative Lage der Kiefer zueinander mittels eines individuell designten Splints am Bildschirm definiert und die beiden Kiefer intraoperativ damit positioniert. (Jacobs/Lin 2017)

Von diesen 315 Patienten/Patientinnen erhielten 112 Personen insgesamt 137 Implantate in der Mund-Kiefer-Gesichtsregion: für 30% wurde ein Konturmodell angefertigt, 35% erhielten Guides, 29% wurden mittels Splints versorgt und 6% bekamen ein Implantat. (Jacobs/Lin 2017)

In der craniofacialen Chirurgie, welcher auch Orbitarekonstruktionen zugeordnet waren, wurden 205 3D-gedruckten Implantate verwendet. Aufgrund des zuvor genannten Umstandes wurden in 85% Konturmodelle verwendet. Lediglich 6% waren Guides, 1% Splints und in 8% kamen Implantate zum Einsatz. (Jacobs/Lin 2017)

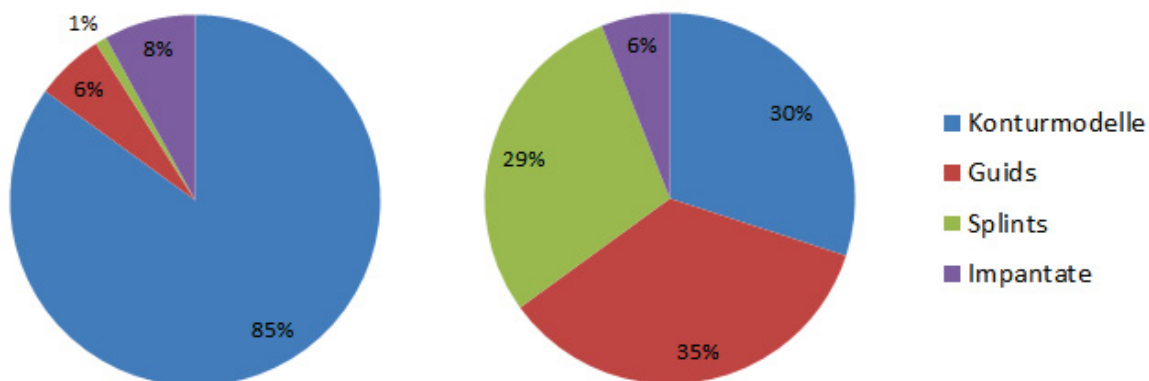


Abbildung 3: Verteilung der Implantatarten (links: craniofaciale Chirurgie; rechts: MKG)³

Abhängig vom Anwendungsbereich des Implantats wurden im Laufe der letzten Jahrzehnte unterschiedliche Materialien untersucht und eingesetzt. Das ideale Implantatmaterial sollte folgende Eigenschaften aufweisen: gute Biokompatibilität, Strahlungstransluzenz, Preiswertigkeit, lange Haltbarkeit sowie ein guter Kompromiss zwischen Gewicht / Festigkeit. Aus diesen Gründen heraus werden pati-

³ Vgl. Jacobs/Lin (2017).

entenspezifische maxillofaziale Implantate heutzutage daher zumeist aus Titan bzw. einer Titanlegierung gefertigt. Titan hat eine hohe Festigkeit bei zugleich sehr geringem Gewicht. Des Weiteren bildet es eine oberflächliche Oxydschicht aus, welche das Material unempfindlich gegenüber Oxidation macht und Reaktionen im Gewebe verhindert. Diese Faktoren ermöglichen eine problemlose Osseointegration des Implantats. (Owusu/Boahene 2015)

Weiters können Implantate auch aus Polymeren wie Silikon, Polyetheretherketon (PEEK) und Polymethylmethacrylat (PMMA) hergestellt werden. PSI's aus Silikon finden oft bei Weichteilaugmentationen Verwendung, während bei der Rekonstruktion knöcherner Defekte bevorzugt zu Implantaten bestehend aus PEEK und PMMA gegriffen wird. (Owusu/Boahene 2015; Suojanen/Leikola/Stoor 2017)

Studien ergaben, dass ein mittels PEEK-Implantat versorgter knöcherner Defekt ein geringeres Infektionsrisiko beherbergt als dies bei einem Titanimplantat der Fall ist. Titan weist seinerseits ein nochmals um ein vielfaches verringertes Infektionsrisiko gegenüber einem mit autologem Knochenersatz versorgtem Defekt auf. (Persson et al. 2018)

Ein weiterer Vorteil von Polymeren, wie etwa PEEK, ist der Umstand ihrer im Vergleich zu Metallen vorteilhaften radioluzenten Materialeigenschaften, welche artefaktfreie Röntgen- bzw. CT-Aufnahmen ermöglichen. Zusätzlich sind Polymere MR-kompatibel, da sie keine magnetischen Interferenzen erzeugen. (Guevara-Rojas et al. 2014)

3.3 Anwendungsmöglichkeiten von patientenspezifischen Implantaten

Patientenspezifische Implantate haben in der maxillofazialen Chirurgie vielseitige Einsatzmöglichkeiten. Sie können sowohl aus rekonstruktiven als auch ästhetischen Gründen indiziert sein. Bei ausgedehnten Defekten hervorgerufen durch beispielsweise Gesichtstraumen kann aus einer vitalen Indikation heraus die primäre Versorgung lediglich auf das Notwendigste beschränkt sein, ungeachtet dessen, ob das Ergebnis dieses primären Eingriffs optisch vollständig zufriedenstellend ist. Die zweite OP bei der die Ästhetik wiederhergestellt wird, wird erst zu einem späteren Zeitpunkt terminisiert. (Owusu/Boahene 2015)

Computertechnologie bringt auch im Bereich der Planung und Versorgung großer Tumorresektionen Vorteile. Anzuführen ist beispielsweise die Herstellung von Schneidschablonen um den Tumor optimal zu reseziieren sowie die Anfertigung von auf den Patienten angepassten Implantatersatz für den befallenen, und daher resezierten Knochen. (Rachmiel et al. 2017)

Ein weiterer Anwendungsbereich für PSI's ist die ästhetische Chirurgie. Wenn Bereiche des Gesichts, aus welchen Gründen auch immer, nicht den Schönheitsvorstellungen des Betroffenen/der Betroffenen entsprechen, so kann man als weiterführende Therapie, beispielsweise nach erfolgloser Unterfütterung des Gewebes mit einer Injektion, den darunterliegenden Knochen modellieren. Hierfür gibt es weitest gehend Standardlösungen, in Ausnahmefällen profitiert eine Person jedoch erst von einem individuell auf ihre/seine Bedürfnisse hin angefertigte Lösung. (Owusu/Boahene 2015)

Eine Sonderform zwischen reiner Ästhetik und medizinischer Indikation nimmt der Bereich der orthognathen Chirurgie ein. Hierbei wird eine erworbene, skelettale Fehlstellung eines oder beider Kiefer mittels chirurgischer Intervention in eine neue, physiologische Position gebracht und dort fixiert. Dies erfordert eine exakte Planung und eine ebenso exakte Durchführung der Operation um vorhersagbare Ergebnisse zu erbringen. Um sowohl funktionell und ästhetisch optimale Ergebnisse zu erzielen, empfiehlt es sich eine digitale Planung des Eingriffs kombiniert mit der Anfertigung patientenspezifisch gedruckter Osteosyntheseplatten zur exakten Fixation des Kiefers zu verbinden. Diese individuellen Platten ermöglichen eine vielfach bessere Einstellung der Position, als dies mit prä- oder intraoperativ manuell gebogenen Platten möglich wäre. (Zinser et al. 2012)

Ebensolch komplexe Fälle stellen ein ideales Anwendungsgebiet für patientenspezifisch hergestellte Implantate dar. (Owusu/Boahene 2015)

3.3.1 Orthognathe Chirurgie

Grundsätzlich lassen sich zwei Formen eines Fehlbisses unterscheiden: Zahnfehlstellungen und Kieferfehlstellungen. Während isolierten Zahnfehlstellungen in der Regel ohne Operationen durch eine kieferorthopädische Therapie erfolgreich behandeln werden können, sind Fehlstellungen der Kiefer zueinander nur sehr ein-

geschränkt durch alleinige Kieferorthopädie zu beeinflussen. Hier steht die orthognathe Chirurgie durch die Verlagerung des Ober- und / oder Unterkiefers durch einen Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgen/eine Mund-, Kiefer-Gesichtschirurgin zur Verfügung. Da Kieferfehlstellungen praktisch nie ohne Zahnfehlstellungen einhergehen, ist jedoch meist eine gemeinsame kieferorthopädische und kieferchirurgische Behandlungsplanung notwendig. Nach kieferorthopädischer Vorbehandlung schließt dann eine kieferchirurgische Korrektur der Kieferfehlstellung an (Umstellungsosteotomie) und wird abschließend mit einer kieferorthopädischen Feinregulation verbliebener Zahnfehlstellungen beendet. Die Operation der Kieferfehlstellung kann durch Verlagerung des Ober- und / oder Unterkiefers erfolgen. Die Korrektur von Zahnfehlstellungen kann während dieses Eingriffes durch die Verlagerung von zahntragenden Teilsegmenten ermöglicht werden. Wichtig bei Operationen zur Korrektur der Kieferfehlstellung ist jedoch die Berücksichtigung und Wahrung der Kiefergelenkposition, um Beschwerden durch Über- oder Fehlbelastung der Kiefergelenke zu vermeiden. (Universitätsspital Zürich 2018)

Der Erfolg einer Umstellungsosteotomie hängt stark von einer ausführlichen Befundung, genauer Diagnosestellung und einer exakten Planung ab. Diese Planung kann nur auf konventionellem Weg und computerassistent erfolgen. Beim konventionellen Planungsweg wird zu Beginn ein seitliches Fernröntgen angefertigt und anschließend eine Cephalometrie durchgeführt. Weiters werden Fotos (intraoral und extraoral) des Patienten/der Patientin und Gipsmodelle seiner/ihrer beiden Kiefer angefertigt. Die Modelle werden mittels Gesichtsbogen in den Artikulator montiert. Auf Basis der cephalometrischen Analyse und der Analyse der Fotos wird die Osteotomie am Gipsmodell durchgeführt. Anschließend wird ein Splint zur Repositionierung des nun mobilen zahntragenden Kiefersegmentes in der gewünschten neuen Position erstellt. Nach Vorlage der Modellchirurgie wird nun die Osteotomie am Patienten durchgeführt und der Kiefer mittels des Splints in seiner neuen Position fixiert. (Steinhuber et al 2017)

Diese Methode leidet unter mehreren Fehlerquellen und Ungenauigkeiten. Anzuführen sind hier zum Beispiel ungenaue Modellchirurgie, unzureichende Kontrolle der Positionierung der maxillären Komponente bezogen auf die Schädelbasis (Zinser et al. 2012), das Umlegen zweidimensionaler Bewegungen vom Fernröntgen auf die dreidimensionale Anatomie des Patienten/der Patientin (Mazzoni et al.

2015) sowie, dass das Oberkiefersegment nicht unabhängig zur Mandibula positioniert werden kann ohne die Anfertigung temporärer Splinte als Unterstützung. (Zinser et al. 2012)

Die Summe der Fehler kann im Endeffekt eine Fehlstellung bis zu 5mm ausmachen. Das Ergebnis einer solchen Operation hängt daher bei konventionellem Vorgehen im hohen Maße von Erfahrung und Können des behandelnden Chirurgen/der behandelnden Chirurgin ab. (Mazzoni et al. 2015)

Seit einigen Jahren hat sich die dreidimensionale Planung solcher Eingriffe zunehmend etabliert. Eine effektive Möglichkeit zur Herstellung computergesteuert designer und hergestellter (CAD/CAM) Operationssplinte wurde im Jahr 2008 von Zinser et al. patentiert. Hierzu wird ein CT bzw ein DVT angefertigt und zu einem digitalen Volumenmodell aufgebaut. Um die durch kieferorthopädische Brackets und metallische Restaurationen hervorgerufenen Artefakte der Bildgebung zu eliminieren werden zusätzlich Gipsmodelle der beiden Kiefer gescannt und in das vorhandene digitale Modell integriert. Zusätzlich kann ein Weichgewebs-Mesh über das knöcherne Modell gelegt werden um die Weichgewebssituation simulieren zu können. (Zinser et al. 2012)

Bei einer signifikanten Diskrepanz zwischen mandibulär zentrischer Relation und zentrischer Okklusion wird die zentrische Relation als Referenzposition des Unterkiefers bezogen auf die Schädelbasis hergenommen (Polley/Figueroa 2013).

Als Nächstes folgt eine klinisch anthropometrische und cephalometrische Analyse. Hierbei werden etwa Okklusionsebene, Bipupillar- und Lachlinie, Rotation und Inklination der Maxilla eingezeichnet sowie grundlegende cephalometrische Vermessungen durchgeführt. Der abschließende Teil der digitalen Planung besteht aus der virtuellen Osteotomie mittels Software. Maxilla und Mandibula können dabei unabhängig voneinander bewegt und in idealer Interkuspitation bei zentrischer Kondylenposition positioniert werden (Zinser et al. 2012).

Um die virtuelle Planung am Patienten durchführen zu können werden 3 Splinte hergestellt:

Splint 1 (Abb. 4) dient der Festlegung der Referenzpunkte am Schädel. (Zinser et al 2012)

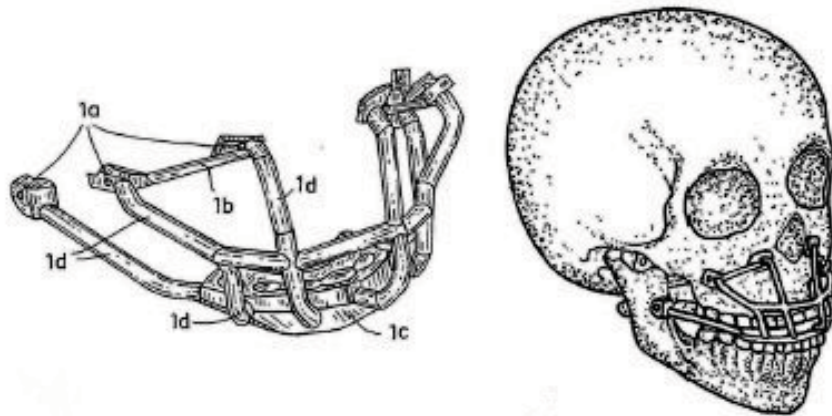


Abbildung 4: Splint 1⁴

Dieser CAD/CAM-gefertigte Splint markiert Referenzen am Gesichtsschädel oberhalb der Osteotomielinie. Er besteht aus einer Okklusionsplatte (Abb. 4/1c), Knochenattachments welche die Referenzpunkte markieren (Abb. 4/1a), dreidimensionalen Armen (Abb. 4/1d) und Querverbindungen (Abb. 4/1b). Diese Querverbindungen markieren einerseits die Osteotomielinie und dienen zusätzlich zur Stabilisierung. (Zinser et al 2012)

Nach Freilegen des Knochens werden an den Referenzpunkten Löcher in die Maxilla sowie den aufsteigenden Ast der Mandibular gebohrt, der Splint wieder entfernt und die Maxilla entlang der LeFort I-Linie osteotomiert. Der Vorteil an diesem Schritt ist, dass die Referenzlöcher während der ganzen weiteren Operation eindeutig festgelegt an ihrer Position oberhalb der Osteotomielinie bleiben. (Zinser et al 2012)

⁴ Vgl. Zinser et al. 2012.

Mittels Splint 2 (Abb. 5) wird die mobilisierte Maxilla auf direktem Weg und unabhängig von der Mandibula in die geplante Position transferiert. (Zinser et al 2012)

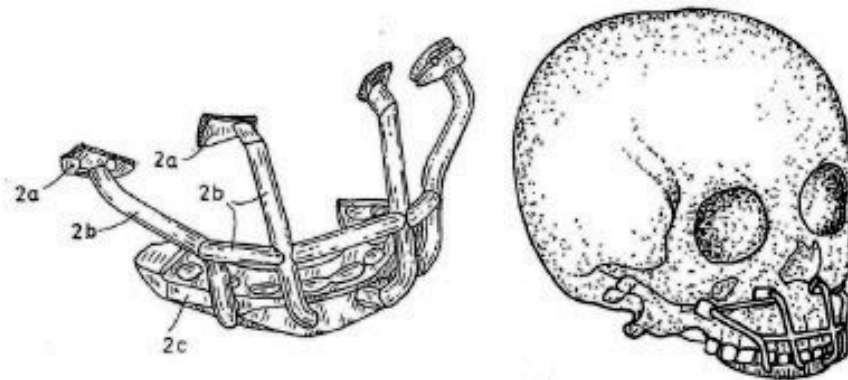


Abbildung 5: Splint 2⁵

Die Arme (Abb. 5/2b) verbinden den okklusale Splint (Abb. 5/2c) mit den Referenzlöchern (Abb. 5/2a). Der mittels Down-Fracture mobilisierte Oberkiefer wird auf den okklusale Splint gestellt und dieser als Gesamtes mittels Schrauben durch die Referenzlöcher (Abb. 5/2a) in die bereits vorgebohrten Löcher über der Frakturlinie geschraubt. Somit kann die Maxilla in ihrer endgültigen Position mittels Platten fixiert werden. (Zinser et al 2012)

⁵ Vgl. Zinser et al. 2012.

Der dritte Splint (Abb. 6) stellt die endgültige Okklusion sowie die zentrische Kondylenposition in der Fossa ein. (Zinser et al 2012)

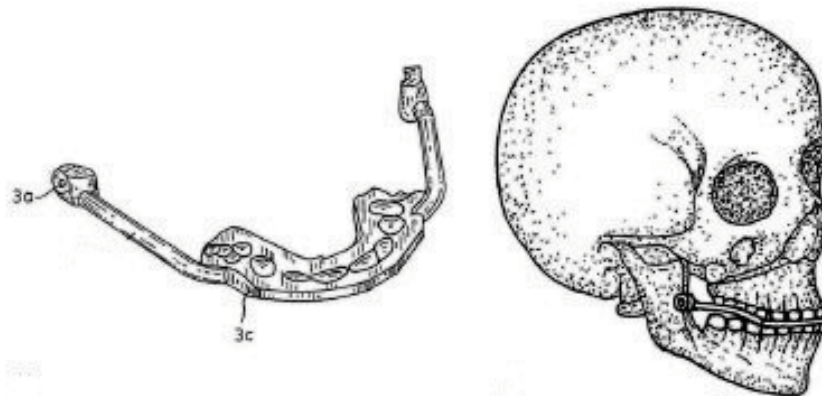


Abbildung 6: Splint 3⁶

Hierfür wird zuerst eine sagittale Unterkieferosteotomie nach Obwegeser-Dal Pont durchgeführt um die Mandibula als gesamtes zu mobilisieren. Anschließend adaptiert man den okklusalen Splint (Abb. 6/3c) an den Oberkieferzahnbogen und fixiert den Splint mittels 2-0 Minischrauben und den Attachmentpoints (Abb. 6/3a) in den vorhandenen Referenzlöchern im aufsteigenden Unterkieferast. Somit ist die Position der Kiefergelenksköpfchen in zentraler Relation gesichert. Abschließend wird der zahntragende, mobilisierte Teil der Mandibula zum Oberkiefer passend in den Splint gestellt und die beiden Teile der Mandibula mittels Osteosyntheseplatten in neuer Position wieder vereint. (Zinser et al 2012)

Eine weitere Möglichkeit der CAD/CAM-gestützten Maxilla-Chirurgie wurde von Mazzoni et al. im Jahr 2015 in Bologna, Italien entwickelt. Zehn Patienten/Patientinnen mit einer skelettalen Fehlstellung des Oberkiefers wurden untersucht. Begonnen wurde mit einem CBCT des Schädels gefolgt von der Umrechnung der Daten in ein virtuelles 3D-Modell und cephalometrischer Analyse. Auf Basis dieser Daten wird die Operation am Computer geplant und simuliert. (Mazzoni et al. 2015)

⁶ Vgl. Zinser et al. 2012

Anschließend wurden Schablonen für die Osteotomie sowie passgenaue Platten für die neuerliche Fixation der Maxilla in der gewünschten Position designt (Abb. 7) und mittels 3D-Drucktechnik realisiert (Abb. 8). Die Schablone wurde mittels Stereolitographie hergestellt und die die Platten wurden in Titan Laser-Sinter Technik gedruckt. (Mazzoni et al. 2015)

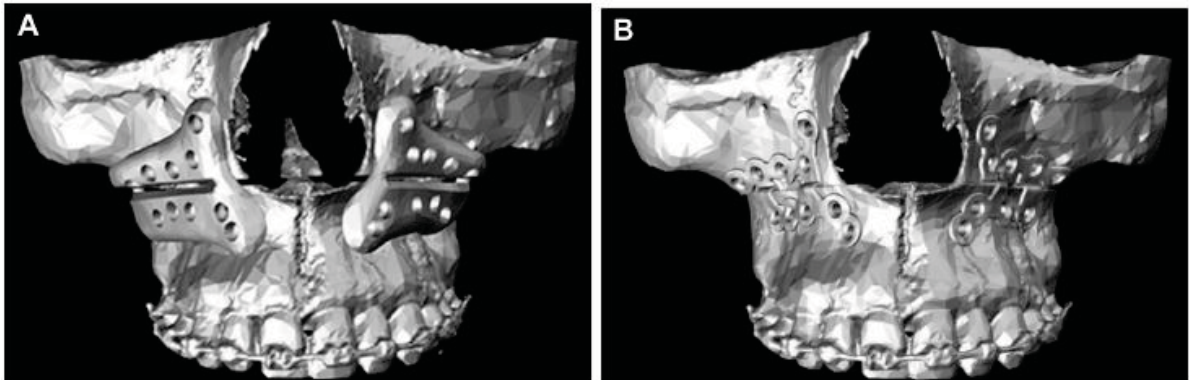


Abbildung 7: Digitale Planung der Operation: (A) Osteotomieschablonen, (B) Fixationsplatten⁷

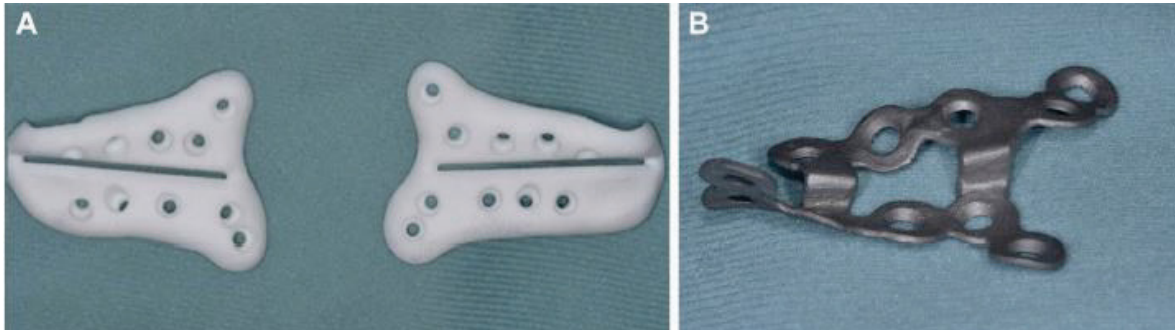


Abbildung 8: Gedruckte Osteotomieschablone (A) und Fixationsplatte (B)⁸

Nach erfolgter Herstellung der Tools und der Platten wurde das Operationsfeld durch eine intraorale Inzision dargestellt. Die Schablonen wurden gestützt durch ein Navigationstool, welches mit den dreidimensionalen Daten des Patienten/der Patientin ausgestattet ist und die Ist-Position der Schablone mit der Soll-Position vergleicht, am Processus zygomaticus und der Maxilla positioniert und mit Titan-

⁷ Vgl. Mazzoni et al. 2015.

⁸ Vgl. Mazzoni et al. 2015.

schrauben am Knochen fixiert. Nun konnte man mittels piezoelektrischer Säge die Maxilla entlang der LeFort I – Linie abtrennen und die Schablone wieder entfernen. (Mazzoni et al. 2015)

Als nächstes wurde der mobilisierte Teil der Maxilla mittels der Fixationsplatten in der neuen Position verschraubt. Hierfür wurden die Platten in denselben Löchern verschraubt, in welchen zuvor die Osteotomieschablonen verankert waren. Dies stellte sicher, dass die relative Position der beiden Fragmente zueinander wie in der Planung ist. (Mazzoni et al. 2015)

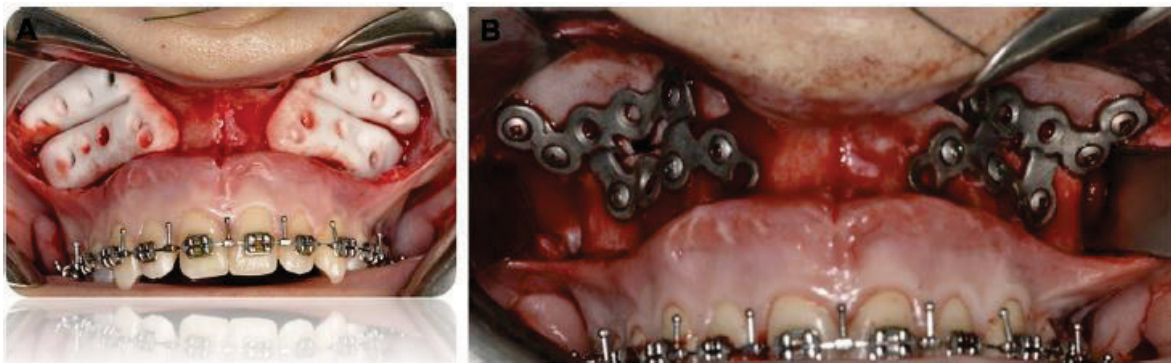


Abbildung 9: Osteotomieschablonen und Fixationsplatten in Situ⁹

Das Ergebnis sah folgendermaßen aus: 70% der Schablonen passten auf Anhieb, bei 30% waren geringfügige Adaptionen nötig. Alle Fixationsplatten passten. Die Kosten für individualisierte Items, inklusive anteiliger Kosten für Hardware und Planungszeit betragen im Schnitt 750€. (Mazzoni et al. 2015)

Diese computerassistierte Technik bringt eine Reihe von Vorteilen mit sich: Zum Einen wird die patientenindividuelle Position der gelenktragenden Anteile des Unterkiefers gesichert - ein großer Vorteil im Vergleich zur herkömmlichen rein zahngetragenen Übertragung der Operationsplanung. Der Einsatz von patientenindividuell konstruierten Osteosyntheseplatten ist dabei der Schlüssel zum Erfolg (Steinhuber et al. 2017). Zum Anderen ergab eine Studie von Steinhuber et al. 2017 bei 40 orthognathen Operationen (sowohl mono-, als auch bimaxillare Osteotomien), eine Verringerung der Gesamtplanungszeit von 145,5 +-11,5 Minuten auf 109,3 +-10,8 Minuten bei monomaxillärer Osteotomie und bei bima-

⁹ Vgl. Mazzoni et al. 2015.

xillärer Osteotomie von 224,1 \pm 11,2 Minuten auf 149,6 \pm 15,3 Minuten (Steinhuber et al. 2017). Ein weiterer Vorteil der virtuell geplanten Operation gegenüber der konventionellen Planung ist der, dass der Chirurg/die Chirurgin von vornherein ein genaues Bild vom Patienten/von der Patientin und dessen/deren Anatomie hat. Dies ist bei Operationen in Nähe zu Gefäßen welche schwer zu handhabende Blutungen auslösen können sehr wertvoll. (Steinhuber et al. 2017)

Weitere Studien bestätigen den Behandlungserfolg von PSI's bei orthognath-chirurgischen Eingriffen. So wurde im Rahmen einer Pilotstudie von Adolphs et al. aus dem Jahr 2014 eine Gruppe von 10 Personen mit notwendiger bevorstehender orthognather Operation verglichen. Jeder Patient/jede Patientin bekam einen individuell gedruckten okklusalen Splint sowie einen konventionell gefertigten Splint. Intraoperativ wurde anschließend die Passgenauigkeit bezüglich der optimalen Okklusion überprüft. Die Chirurgen/die Chirurginnen stellten bei 8 der 10 Patienten/Patientinnen fest, dass der dreidimensional gedruckte Splint ein exakteres Endergebnis lieferte, als es mit dem konventionellen Mittel möglich gewesen wäre. Bei je einem Patienten/einer Patientin schnitt der individuelle Splint schlechter ab bzw. passte weder der konventionelle noch der individuelle Splint. Insgesamt bedeute dies eine Erfolgsrate von 80%. (Adolphs et al. 2014)

3.3.2 Mandibularekonstruktion

Die Rekonstruktion kraniofazialer Knochendefekte ist aufgrund der Unterschiedlichkeit der Defekte, der einzigartigen Anatomie eines jeden Patienten/jeder Patientin und der Präsenz schützenswerter Strukturen im Operationssitus sehr herausfordernd. Die Wiederherstellung von Form und Funktion der Mandibula ist hierbei das vorrangigen Ziel, welches bisher durch Autograft-Implantate, sie stellen den aktuellen Goldstandard zu Behandlung dar, erreicht wurde. (Rachmiel et al. 2017) Obwohl Goldstandard, bringt diese Behandlungsart auch einige Nachteile mit sich. (Leiser et al. 2016, Rachmiel et al. 2017) Anzuführen ist hier etwa die Resorption des Transplantats und die damit einhergehende Notwendigkeit eines Zweiteingriffs (Leiser et al. 2016) sich was die Entwicklung in Richtung alloplastischer Materialien gelenkt hat. Die aufstrebende CAD/CAM-Technik erlaubt nun eine präzise präoperative Planung sowie patientenspezifisch designte Implantate zur Rekonstruktion der Mandibula. (Rachmiel et al. 2017)

Anhand einer von Rachmiel et al. 2017 beschriebenen Operation wird der Einsatz eines patientenspezifisch gefertigten, partiellen Mandibulaersatzes aufgezeigt:

Einem Patienten/einer Patientin mit einem zuvor mittels einer konventionellen Titanplatte rekonstruierten Defekt der rechten Unterkieferseite wird an Stelle dessen ein patientenspezifisches gedrucktes Titanimplantat eingesetzt. Hierfür wurde mittels Stereolithographie ein dreidimensionales Kunststoffmodell der knöchernen, den Defekt umgebenden, Strukturen des Schädels erstellt sowie ein Implantat digital konstruiert. Anschließend wurde das neue patientenspezifische Titanimplantat mittels eines Laser-Sinter 3D-Druckers hergestellt und dessen Passgenauigkeit am Kunststoffmodell überprüft. (Rachmiel et al. 2017)



Abbildung 10: Kunststoffmodell mit gesintertem Titanimplantat¹⁰

Das rekonstruierte Corpus mandibulae besitzt poröse und zugleich robuste Wände, welche eine bessere Versorgung des später darin eingebrachten autogenen Knochenmaterials ermöglichen und zusätzlich das Augmentat vor dem Druck der umgebenden Weichgewebe schützen. Im Bereich des zahntragenden Unterkieferabschnitts wurden zusätzlich Dentalimplantate an Position des 1. und 2. Molaren in das Implantat integriert. Anschließend wurde das patientenspezifisch gefertigte Implantat durch den bereits bestehenden submandibulären Zugang in den Situs eingebracht und am verbliebenen Ramus ascendens mandibulae sowie dem ante-

¹⁰ Vgl. Rachmiel et al. 2017.

rioren Teil des Corpus verschraubt. Abschließend wurde das Knochenaugmentationsmaterial in den dafür vorgesehenen Hohlraum eingebracht, die Wunde verschlossen sowie die beiden Kiefer zueinander mit Ligaturen fixiert. (Rachmiel et al. 2017)

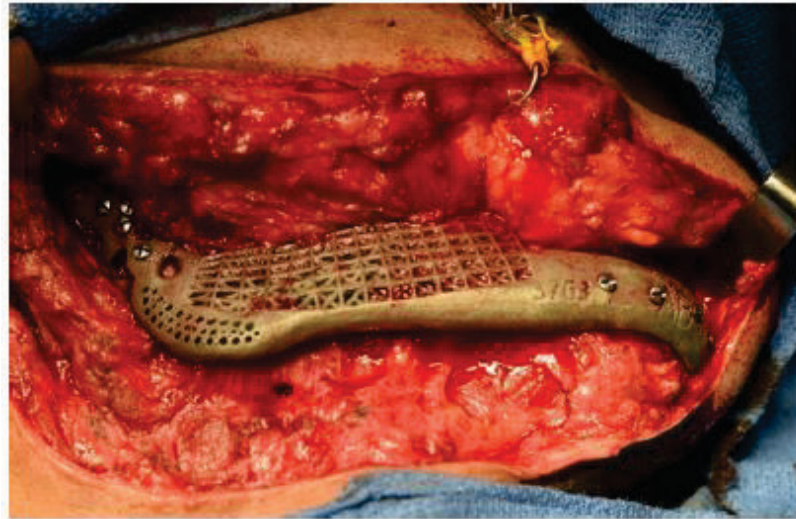


Abbildung 11: Inseriertes Mandibula-Implantat¹¹

Nach vollständiger Einheilung des Implantats und Einsetzen zweier verschraubter Kronen im 4. Quadranten wies der Patient eine exakte Okklusion, eine adäquate Funktion sowie eine sehr zufriedenstellende Symmetrie und Ästhetik des Gesichtes auf. Dieser Zustand hält bis zur der die Studie abschließenden 1-Jahres-Kontrolle an. (Rachmiel et al. 2017)

¹¹ Vgl. Rachmiel et al. 2017.

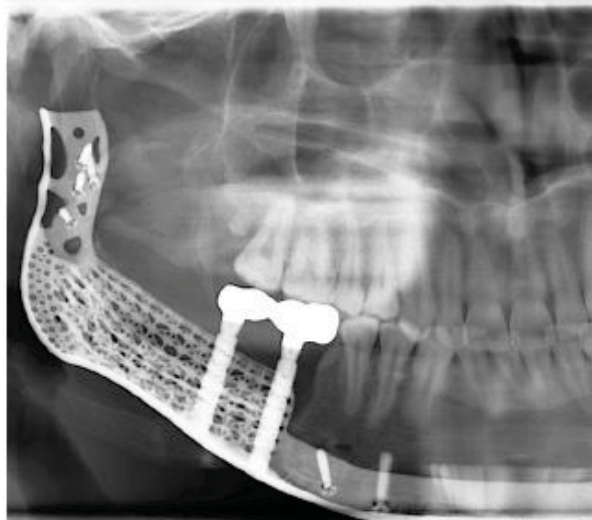


Abbildung 12: Kontrollröntgen nach dem Einsetzen der Dentalimplantate¹²

In einer anderen Studie, durchgeführt von Liu et al. 2014 zur Anwendung patientenspezifischer Implantate, wurde die kombinierte Anwendung individueller Konturmodelle plus zusätzlicher individueller Bohr- und Sägeschablonen bei 15 Mandibularekonstruktionen mittels Fibulaknochen untersucht. Die Resultate der Operationen wurden anschließend retrospektiv mit konventionellen OP-Techniken verglichen. Das Ergebnis zeigte, dass die Operationszeit aufgrund der exakten Schnittführung bei Resektion und Transplantatgewinnung sowie der passgenauen Anformung der Titanplatten um rund 2 Stunden verkürzt werden konnte, verglichen mit dem Standardprozedere. Zusätzlich war der Eingriff weniger invasiv. (Liu et al. 2014)

In einer ähnlich angelegten weiteren Studie wurden zwei PatientInnengruppen verglichen. Für 12 wurde ein Konturmodell angefertigt um die benötigten Titanplatten zu formen, bei den 16 Personen der Kontrollgruppe wurden die Platten intraoperativ angepasst. 1 Monat postoperativ wurde ein Kontrollröntgen durchgeführt, welches bewies, dass die Gruppe mit den patientenspezifisch angefertigten Implantaten eine statistisch signifikant bessere Symmetrie bezüglich des Kieferwinkels aufwies im Vergleich zur Kontrollgruppe. (Azuma et al.2014)

¹² Vgl. Rachmiel et al. 2017.

3.3.3 Rekonstruktion nach Gesichtsfrakturen

Bei Frakturen im Gesichtsbereich, insbesondere der Orbita, stellt sich primär die Frage ob konservativ oder chirurgisch interveniert werden muss. Für viele Frakturen gibt es keine einhundertprozentige Kategorisierbarkeit. Sie werden somit von jedem Chirurg/jeder Chirurgin individuell bewertet. Eine weitläufig eindeutige Indikation für eine chirurgische Therapie stellen Frakturen von mehr als rund 50% des Orbitabodens, eine eingeschränkte Bulbusmobilität aufgrund eingeklemmter Augenmuskeln sowie akuter Enophthalmus dar. (Hsieh/Vong/Strong, 2015)

Chirurgische Sanierungen nach Frakturen von Orbitawand und -boden sind aufgrund der komplexen dreidimensionalen anatomischen Struktur und der spärlichen Übersicht während des Eingriffs als herausfordernd anzusehen. Die möglichen Komplikationen durch mangelnde Planung und nicht absolut präziser Operationstechnik bei einem solchen Eingriff reichen dabei von einem ästhetisch unbefriedigenden Ergebnis bis hin zum totalen Visusverlust. (Gander et al. 2015b)

Eine elegante Möglichkeit zur Anfertigung individuell angepasster Orbitaimplantate führt über gespiegelte, 3D-gedruckte Polyamid-Modelle der intakten, kontralateralen Orbita. Ein Titan-Mesh wird über die gespiegelte Oberfläche gelegt um diese abzuformen. Anschließend wird dieses Mesh als exaktes Spiegelbild der gesunden Seite über den Defekt gelegt um die Integrität der Orbita wiederherzustellen. (Kozakiewicz/Szymor 2013)

Im Rahmen einer Studie aus dem Jahr 2013 wurden 57 Patienten/Patientinnen mit einer unilateralen Orbitafraktur behandelt. Für 37 Patienten/Patientinnen wurden solch gespiegelte gespiegelte Titan-Meshes angefertigt. 20 Patienten/Patientinnen bekamen gefräste Polyäthylen-Standardimplantate. Nach jeweils 1 und 6 Monaten postoperativ wurden Bulbusbeweglichkeit und Sehkraft getestet. Es war jedoch kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen zu erkennen. (Kozakiewicz/Szymor 2013)

Eine weitere Möglichkeit zur Herstellung patientenspezifischer Orbitaimplantate besteht in der Herstellung von Titanimplantate. Hierfür wird zuerst ein CT-Scan der intakten Orbita mittels Planungssoftware auf die defekte Orbitaseite gespiegelt und ein Implantat zum Ersetzen der verlorengegangenen Oberfläche designt. Dabei sind lediglich Basiskenntnisse der Software von Nöten, sodass ein durch-

schnittlich eingearbeiteter Chirurg/eine durchschnittlich eingearbeitete Chirurgin dies selbst durchführen kann. Anschließend wird der Datensatz des Implantates in eine Fertigungsmaschine geladen und das Implantat mittels Titan-Laser-Sinter-Technik hergestellt. Über einen transkonjunktivalen Zugang wird das Implantat abschließend eingesetzt und mit Schrauben in Position gehalten. (Gander et al. 2015b)

In einer durchgeführten Studie über die Verwendung solch gesinterter, individuell hergestellten Orbitaimplantate betrug die Planungszeit pro Implantat zwischen 30 – 36 Minuten, der gesamte Herstellungsprozess jeweils 4 – 6 Tage. (Gander et al. 2015b)

Solche durch Sintern hergestellte Titanimplantate haben bei gleicher Materialstärke eine viel höhere Festigkeit als die zuvor genannten Titan-Meshes. Dies erlaubt eine geringere Dimensionierung des Implantats welches dadurch einen geringeren Platzbedarf hat. (Ibrahim et al. 2009)

Noch einen Schritt weiter in Richtung Stabilität verbunden mit zusätzlich verringerter Invasivität geht die Forschung an Shape-memory alloys (SMA's), also Materialien mit sogenanntem Formgedächtnis. Das Implantat wird in seiner Soll-Form thermobehandelt und anschließend abgekühlt, sodass sich die Kristallstruktur des Materials gleichmäßig neu anordnet und auch nach dem Abkühlen so verbleibt. Aufgrund dieser Vorbehandlung können diese Implantate anschließend in eine kompakte gerollte Form gebracht werden, durch kleine Zugänge eingebracht werden und sich durch die Erwärmung auf Körpertemperatur in ihre ursprüngliche, durch die innere Kristallstruktur festgelegte Form zurück entfalten. Noch steckt diese Forschung in den Kinderschuhen. Sie hat jedoch Potential die Komplikationsrate bei Orbitarekonstruktionen weiter zu verringern. (Grunert et al. 2017)

Gerade im Bereich der Versorgung von Unterkieferfrakturen ist die offene Reposition kombiniert mit interner Fixation (ORIF) mittels Platten die Therapie der Wahl. Im Rahmen des Eingriffs muss der Chirurg/die Chirurgin dabei eine geeignete Platte zur Stabilisierung der Fraktur wählen. Die stabilste Versorgung wird naturgemäß durch die Verwendung der größtmöglichen Platte erzielt, was jedoch entgegen den Prinzipien des minimalinvasiven Vorgehens steht. Daher muss ein Kompromiss zwischen Stabilität und Invasivität gewählt werden.

An dieser Stelle kommt der Vorteil von patientenspezifisch hergestellten Implantaten zum Tragen. Mittels Finite-Element-Methode (FEM) können am Computer Platten designt werden, welche so gestaltet sind, dass sie unter optimaler Ausnutzung der gegebenen Platzverhältnisse ein Maximum an Stabilität bringen. (Aquilina et al. 2015)

Die FEM zeichnet sich dadurch aus, dass vom Bauteil, im oben angeführten Fall der Rekonstruktionsplatte, ein finites Modell angefertigt wird. Das bedeutet, dass die Platte in eine endliche Zahl kleiner Elemente unterteilt wird, je kleiner desto genauer das Ergebnis. Anschließend werden Rahmenbedingungen festgelegt wie die Belastung erfolgt und das Ganze in komplexe Gleichungssysteme eingesetzt. Der Computer analysiert nun das Verhalten bei Belastung für jedes einzelne Element. Das Ergebnis dieser Berechnung wird anschließend abhängig von der verwendeten Software graphisch als Modell mit Zonen unterschiedlichster Belastung dargestellt. (Klein 2013)

Durch die FEM kann man somit verschiedene Plattendesigns auf ihre Festigkeit hin optimieren, mit der zusätzlichen Möglichkeit, unterschiedliche Materialien zu vergleichen. Nach Abschluss der Planung wird die Platte mittels 3D-Drucker aus dem Material der Wahl hergestellt und eingesetzt. Solch spezifisch hergestellte Platten haben eine überlegene Passung gegenüber konfektionierten Platten und ermöglichen eine vielfach genauere Reposition der Fraktur. Zugleich verringert sich auch die Operationszeit durch den Wegfall der manuellen Anpassung der Platte. (Aquilina et al. 2015)

3.3.4 Plastische Chirurgie

Wie bereits unter Kapitel 3.3 kurz erwähnt, ist die ästhetisch-plastische Chirurgie ein weiteres mögliches Anwendungsgebiet für patientenspezifisch angefertigte Implantate. Asymmetrien des Gesichtes sowie unvorteilhafte Ästhetik können mittlerweile mit CAD/CAM-gefertigten Implantaten vermindert bzw. ausgeglichen werden. Patientenspezifische Implantate können beispielsweise für die Modellierung des Unterkiefers eingesetzt werden, beginnend vom Kieferwinkel bis hin zur Symphyse. Die Gründe für einen solchen Eingriff sind dabei vielfältig und reichen von angeboren bis hin zu auf verschiedene Arten erworbenen Ursachen. Angeborene Ursachen sind beispielsweise uni- oder bilaterale Hypo-, oder Hyperplasien wel-

che zu Stigmatisierung der Person führen können. Erworbene Deformitäten können ihren Ursprung unter anderem in Traumen oder Operationen im Bereich des Gesichtsschädels oder des Kiefers haben. Beispielhaft anzuführen sind hier vorangegangene Kieferumstellungsoperationen bei denen zur Erreichung eines funktionell zufriedenstellenden Ergebnisses eventuell ästhetische Kompromisse hinzunehmen waren. All jenen Patientinnen/Patienten welche aus diesen zuvor genannten Gründen heraus den Wunsch nach eine Veränderung des Erscheinungsbildes haben oder aber auch gesellschaftlich definierten ästhetischen Idealvorstellungen naheifern wollen, kann heute in der plastischen Chirurgie mittels patientenspezifisch hergestellter Implantate ein vorhersagbares ästhetisches Ergebnis geboten werden. (Mommaerts 2016a)

Zwei mögliche Anwendungsbereiche, die Modellation der Mandibula sowie die chirurgisch –ästhetische Adaption des Jochbogens, werden im Folgenden näher vorgestellt.

3.3.4.1 Mandibulamodellation

Die chirurgische Definierung der Mandibula ist ein mittlerweile seit vielen Jahren bekannter Eingriff. Mitte der 1990er Jahre wurde empfohlen, standardisierte Teflon- bzw Carbonimplantate subperiostal an die Lateralfläche des Kieferwinkels zu platzieren und diese anschließend ohne Verschraubung dort zu belassen. Eine weitere bekannte Möglichkeit war es, poröse Ethylenimplantate einzubringen und diese mit zwei bis drei Schrauben zu befestigen. Mittels dieser verschraubten Implantate war es auch möglich, den vertikalen Ramus der Mandibula zu verlängern, indem das Implantat den Unterkieferrand um ein Stück überragt. Den beiden Varianten gemein war der submandibuläre Zugang. Hierfür musste die Masseterschlinge durchtrennt werden, um sie nach dem Platzieren des Implantats wieder zusammen zu nähen. (Mommaerts 2016a)

Bastidas und Zide warnten im Jahr 2010 vor einer Ramusverlängerung durch einen solchen submandibulären Zugang. Sie wiesen darauf hin, dass der M. masseter nicht so dehnbar sei, als dass er diese Verlängerung problemlos tolerieren würde. Vielmehr würde bei diesen submandibulär eingesetzten, ramusverlängernden Implantaten das Risiko bestehen, dass bei Anspannung die Muskelschlinge nach anterior wandert und sich somit unter der Haut die Implantatober-

fläche abzeichnet, da sie nicht mehr muskulär überdeckt ist. Das Risiko einer solchen Quasi-Exposition könne dadurch verringert werden, indem man einen Zugang wähle, der die Intaktheit der Masseterschlinge bewahre. (Bastidas/Zide 2010)

Der schonendere Zugang um ein Implantat in den Bereich des Unterkieferrands einzubringen ist der transorale Weg durch einen Schnitt im Vestibulum. Die Vorteile dieses Zugangs sind, dass keine äußerlichen Narben zurückbleiben sowie die verringerte Wahrscheinlichkeit einer Verletzung des N. facialis. (IMC International Medical College 2018) Bei diesem Zugang können zu den zuvor genannten Vorteilen jedoch auch Probleme durch Erschwernisse in Form von Fibrosen und Narbensträngen im Vestibulum bedingt durch vorangegangene lokale chirurgische Eingriffe, eine eingeschränkte Mundöffnung sowie erschwerte Bedingungen durch schlicht zu große Implantate auftreten. Besonders bei größeren Implantaten, welche unter dem Foramen mentale zu liegen kommen sollen, steigt das Risiko einer Läsion des in unmittelbarer Nähe austretenden Nervs. Hierbei bietet der aufkommende Einzug der Computertechnik und der additiven Fertigung in die Chirurgie die Möglichkeit, patientenspezifisch angefertigte Implantate herzustellen. Diese können dann zweigeteilt im Sinne eines 3D-Puzzles geplant und anschließend Stück für Stück nacheinander durch kleine Öffnungen in die Wundkavität eingebracht und zu einem Ganzen zusammengefügt werden. Die Fixation der einzelnen Segmente sollte mit zwei anstelle von nur einer Schraube pro Segment erfolgen, um einer Rotation ausgelöst durch den darüber liegenden Muskel zu verhindern. (Mommaerts 2016a)

Die Planung einer solchen Operation ist ein komplexer Prozess. Gerade die Rekonstruktion bilateraler Defekte ist wegen der fehlenden Möglichkeit die gesunde Seite spiegeln zu können besonders herausfordernd. (Mommaerts 2016a) Während es für Männer in der Literatur Richtwerte für den ideal geformten Kieferwinkel gibt (Mommaerts 2016b), so haben insbesondere Frauen oft individuell unterschiedliche Vorstellungen wie ihr Unterkiefer ideal geformt sein soll. Hierfür eignet sich der Vergleich eines (Profil-) Bildes einer Person mit dem gewünschten Aussehen und einem Bild der Patientin/des Patienten. Anhand dieses Vergleichs kann die erforderliche Form/Größe der Implantate am Computer ermittelt werden. Dabei geht man davon aus, dass es bei der Augmentation von einem Millimeter Hartge-

webe zu einer linearen Verlagerung des Weichgewebes um ebenfalls rund einen Millimeter kommt. Durch diese Annahme kann man der Patientin/dem Patienten eine, wenn auch mit einer geringen Unsicherheit behaftete, Vorschau auf das OP-Ergebnis geben. (Mommaerts 2016a)

Mit dieser Form der Planung ist es möglich Korrekturen von knöchernen Unterkieferdefekten vom Kieferwinkel bis hin zur Kinnplastik vorhersagbar zu planen. (Mommaerts 2016a)

3.3.4.2 Jochbogenmodellation

Neben der Modellierung des Unterkiefers ist es auch möglich andere Gesichtsbereiche chirurgisch zu beeinflussen. Nachfolgend wird der Workflow einer ästhetischen Gesichtskorrektur bei einer Patientin mit angeborener Mittelgesichtshypoplasie und orthognather Okklusion beschrieben. Ihr wurde dabei mittels patientenspezifisch angefertigter, auf den Jochbogen aufgelagerter, PEEK-Implantate ein neues Gesichtprofil gegeben. Am Beginn der Behandlung wurden die CT-Daten des knöchernen Schädels in eine Planungssoftware geladen und eine dreidimensionale Fotoaufnahme des Gesichtes angefertigt. Anschließend wurden die beiden Jochbögen am Computer virtuell LeFort III-osteotomiert und um den gewünschten Wert nach ventral verlagert um eine harmonische Gesichtsform zu erzeugen. Um das Operationsergebnis veranschaulichen zu können, wurde die neue skelettale Situation mit dem zuvor aufgenommenem 3D-Foto zu vereingigt, wodurch ein annähernd realitätsnahes Bildnis der postoperativen Situation entsteht. Die räumliche Differenz zwischen der neuen Vorderfläche des digital vorverlagerten Knochensegments und der Oberfläche des tatsächlichen Knochens ergab nun das erforderliche Volumen des zukünftigen Implantats welches mittels Rapid Prototyping mit bereits vorgeplanten Schraubkanälen versehen hergestellt wurde. (Guevara-Rojas et al. 2014)

Die nachfolgende Bildserie veranschaulicht das Vorgehen:

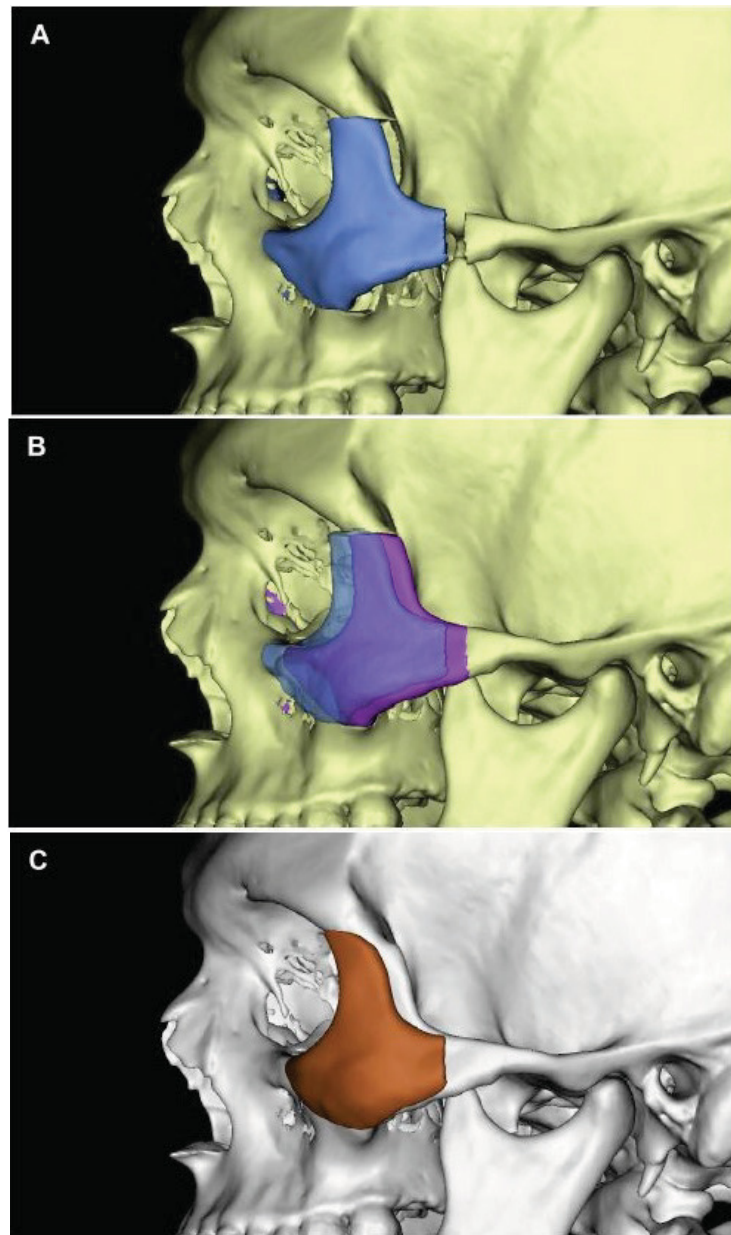


Abbildung 13: Planung eines aufgelagerten Jochbogenimplantates¹³

Die Insertion der beiden Implantate erfolgte in der nachfolgenden Operation über einen ästhetisch vorteilhaften, koronalen Zugang und navigationsgestützt. Zwei Monate postoperativ wurde eine neue photogrammetrische Untersuchung vorgenommen wobei herauskam, dass die präoperative Vorhersage in hohem Maße mit

¹³ Vgl. Guevara-Rojas et al. 2014.

dem nun ausgeheilten Endergebnis übereinstimmte. Auch die Patientin bekundete eine hohe Zufriedenheit. (Guevara-Rojas et al. 2014)

Nach aktueller Studienlage ist es bei in der ästhetischen Chirurgie verwendeten Implantaten sinnvoll, die der Knochenoberfläche zugewandten Implantatseite porös, im Sinne einer Wabenstruktur, zu gestalten. Die Gründe hierfür sind vielfältig. Dies dient auf der einen Seite der Gewichtsoptimierung bzw. der Materialeffizienz und bringt auf der anderen Seite einer Verbesserung der Reibung zwischen Implantat und Knochen und ermöglicht somit eine genauere Positionierbarkeit. Zusätzlich zur Erhöhung der Primärstabilität haben Poren mit einem Durchmesser $> 500 \mu\text{m}$ eine osteoinduktive Wirkung auf den darunterliegenden Knochen und tragen daraus resultierend zur besseren Einheilung bei. (Fukuda et al. 2011)

Die dem Periost zugewandte Seite sollte eine durch Säureätzung beziehungsweise Sandstrahlen hervorgerufene Mikrorauheit der Oberfläche aufweisen, um eine gute Anhaftung des Periostes zu ermöglichen. Sowohl eine zu glatte als auch eine zu raue Oberfläche ziehen Nachteile mit sich: Während eine polierte Oberfläche zu einer erschwerten Anhaftung führt und diese im Extremfall sogar verunmöglicht, so birgt eine zu ausgeprägte Oberflächenrauheit bei Kontamination mit Speichel das Risiko einer bakteriellen Besiedelung und einer darauf folgenden Infektion. (Mommaerts 2016a)

3.4 Behandlungsablauf

Der komplette CAD/CAM Workflow bei Operationen mit patientenspezifischen Implantaten besteht aus 3 Schritten: 1) die virtuelle Planung des Eingriffes, 2) die computergestützte Herstellung der für die Operation benötigten Utensilien und 3) die Operation an sich. (Mazzoni et al. 2015)

Zur Herstellung eines patientenspezifischen Implantats benötigt man zu Beginn eine dreidimensionale Aufnahme der betroffenen Region. Das kann mittels einer konventionellen Computertomographie (CT) oder auch durch eine Cone Beam CT, auch Digitale Volumetomographie (DVT) genannt, erfolgen. (Jacobs/Lin 2017) Dünnschicht-CT's mit einer Schichtstärke von 0,3mm (Gander et al. 2015b) finden dabei am häufigsten Verwendung. (Owusu/Boahene 2015)

Aus diesen Schichtaufnahmen wird anschließend mittels Software ein dreidimensionales Bild generiert und dieses in ein CAD Programm importiert. Mithilfe des Programms kann der Behandler/die Behandlerin ein genau auf den Defekt angepasstes Implantat entwerfen. Die Form kann dabei entweder frei konstruiert oder aber im Bedarfsfall bei einseitigen Defekten auch von der intakten Seite gespiegelt werden. (Owusu/Boahene 2015)

Die Daten dieses zuvor entworfenen Implantats müssen, um von einer Fertigungsmaschine bearbeitet werden zu können, in ein für das Gerät lesbares bzw. kompatibles Format konvertiert werden. (Jacobs/Lin 2017)

Die eigentliche Fertigung kann nun auf zwei verschiedenen Wegen erfolgen: entweder durch additive Fertigung oder durch subtraktive Fertigung. Bei der subtraktiven Fertigung wird, wie im Kapitel 3.1 bereits erwähnt, das Werkstück aus einem Block herausgefräst mit den bekannten Nachteilen des mengenmäßig erheblichen Anfalls an zu verwerfendem Material, der längeren Produktionszeit sowie den Einschränkungen bezüglich der geometrischen Komplexität. Die heute weitaus häufigere Fertigungsart ist die additive Fertigung, auch 3D-Druck oder Rapid Prototyping genannt. Das Grundprinzip des schichtweisen Aufbaus des Werkstückes wurde ebenfalls in Kapitel 3.1 in seinen Grundzügen erläutert. (Owusu/Boahene 2015) Nach Abschluss des Druckvorganges muss das Produkt,

abhängig von verwendeter Technik und Material, nachbearbeitet werden (Jacobs/Lin 2017).

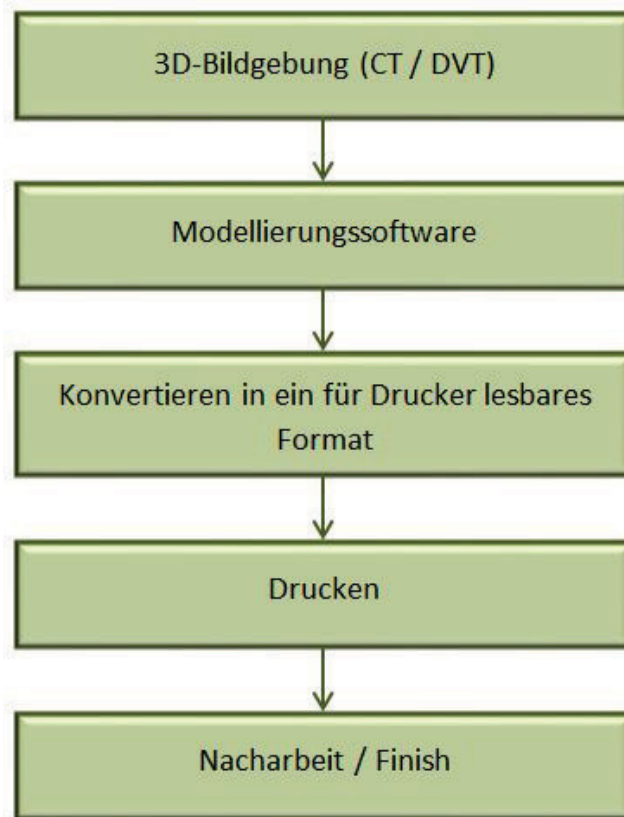


Abbildung 14: Workflow beim 3D-Druck¹⁴

Im Rahmen eines chirurgischen Eingriffs wird das PSI anschließend, abhängig von seiner Art, temporär oder definitiv in den Körper inseriert um den jeweils gewünschten Zweck zu erfüllen.

¹⁴ Vgl. Jacobs/Lin 2017.

3.5 Fallbeispiel

Nachfolgendes Fallbeispiel soll die zuvor theoretisch vorgestellte Vorgehensweise bei dem Einsatz eines patientenspezifischen Implantats anhand eines Praxisfalls verdeutlichen. Im Rahmen dieses Fallbeispiels wird die Rekonstruktion eines Orbitadefektes mit einem patientenspezifisch hergestellten Implantat vorgestellt. Zur besseren Veranschaulichung erfolgt dies anhand von Bildern eines OP-Falls. Alle im Rahmen dieses Kapitels präsentierten Bilder stammen aus dem Archiv der klinischen Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universitätsklinik Graz.

Fallbeschreibung:

Geschlecht:	männlich
Alter:	32 Jahre
Konsultationsgrund:	St.p. Feuerwerkskörperverletzung und Voroperation, Wunsch um Rekonstruktion der linken Orbita



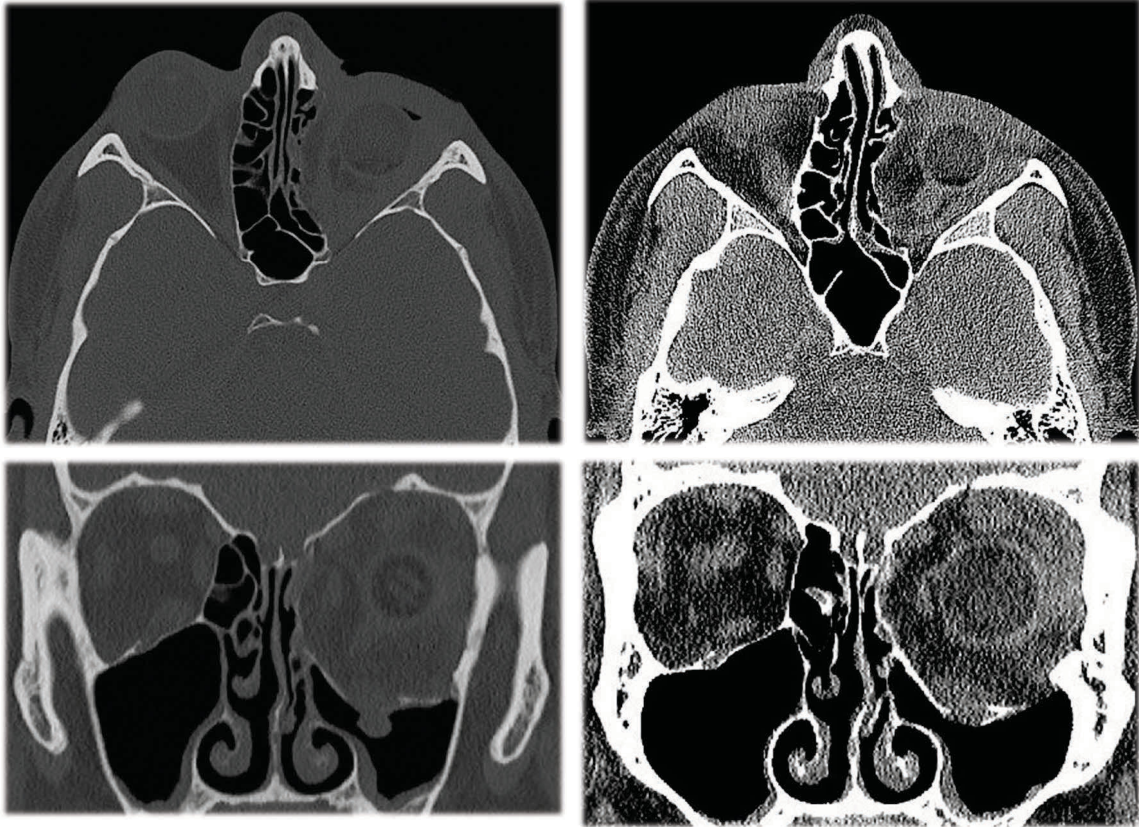
Frontalaufnahme sowie Profilaufnahme links / rechts des Patienten.

Deutlich zu erkennen der Tiefstand und der Enophthalmus des linken Auge.

Behandlungsablauf:

Schritt 1: Anfertigen einer dreidimensionalen Aufnahme (CT)

Vor Beginn der Behandlung wird eine Dünnschicht-Computertomographie des Schädels angefertigt.



In den beiden Axialschnitten ist die Rücklage des linken Bulbus aufgrund der zerstörten medialen Orbitawand ersichtlich. Die Koronalschnitte zeigen den frakturierten Orbitaboden.

Schritt 2: Planen des Implantates

Der Datensatz der dreidimensionalen Aufnahme wird in ein für die dreidimensionale Planung und den 3D-Drucker verwendbares STL-Format umgeschrieben. Mittels einer speziellen Software werden in Zusammenarbeit mit dem Implantathersteller die intakte rechte mediale Orbitawand sowie der Boden auf die linke Seite gespiegelt und ein Implantat auf diese virtuelle Oberfläche designt.

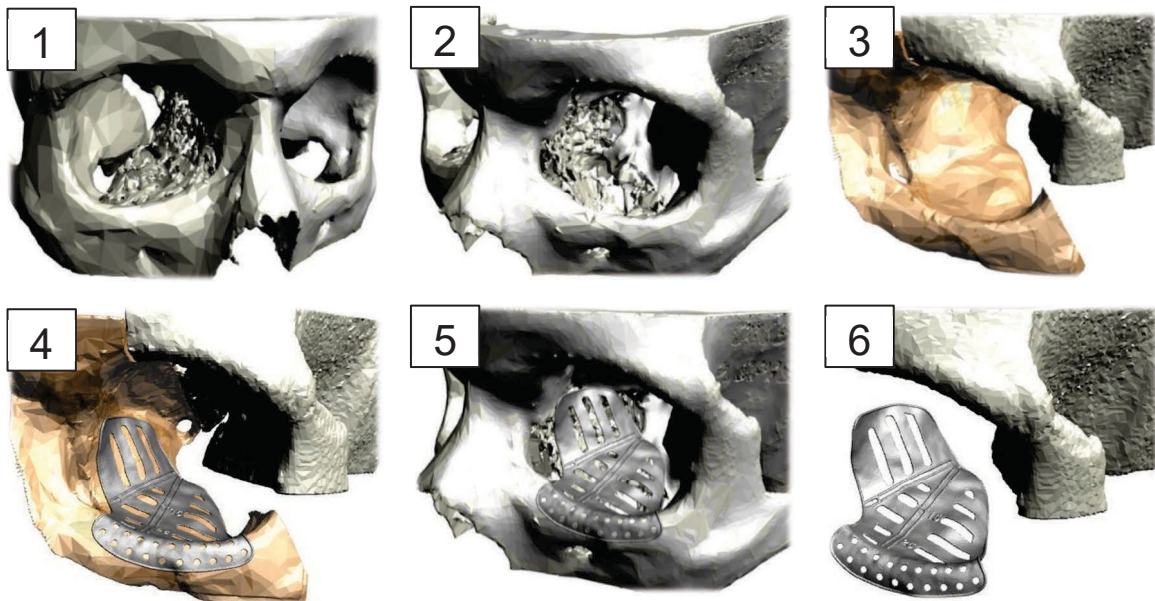


Bild 1: Intakte rechte Orbita

Bild 2: Frakturierte linke Orbita

Bild 3: Softwaregenerierte Spiegelung der rechten Orbita auf die linke Seite

Bild 4: Das auf die gespiegelte Oberfläche designte Implantat

Bild 5: Implantat auf dem tatsächlichen Defekt

Bild 6: Implantat frei in der Orbita liegend

Schritt 3: Herstellen des Implantats

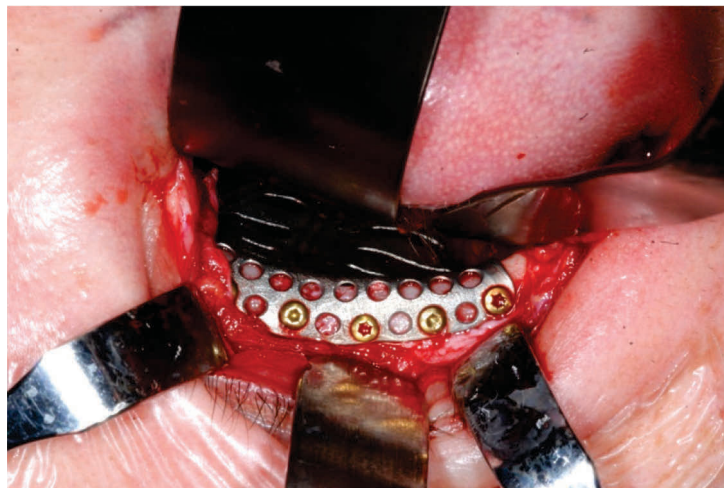
Ein Positivmodell der gespiegelten Orbitabegrenzung wird mittels 3D-Druck hergestellt und das Titanimplantat an dessen Oberfläche angeformt.



3D-gedrucktes Modell des gespiegelten Orbitasegmentes sowie das darauf passend hergestellte Implantat.

Schritt 4: Einbringen des Implantats

Durch einen transkonjunktivalen Zugang wird das Implantat eingebracht, dessen Passung überprüft und es anschließend mit Schrauben fixiert.

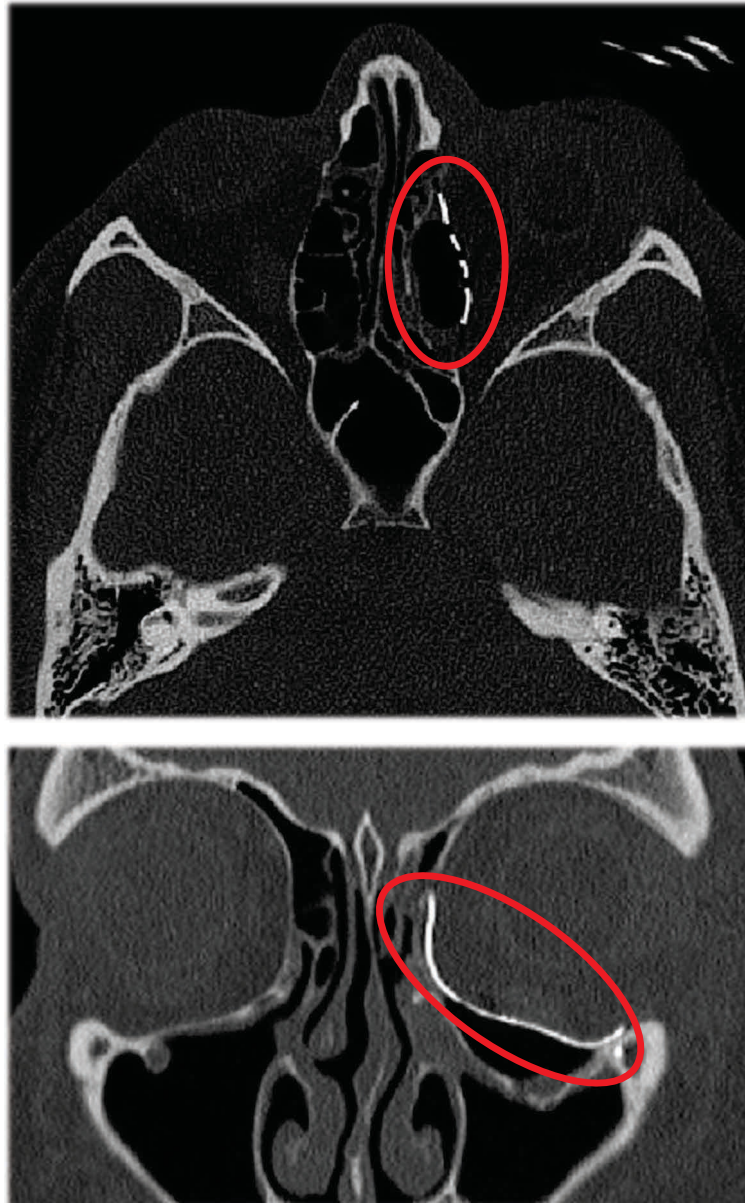


Eingesetztes PSI's mit 4 Schrauben fixiert.

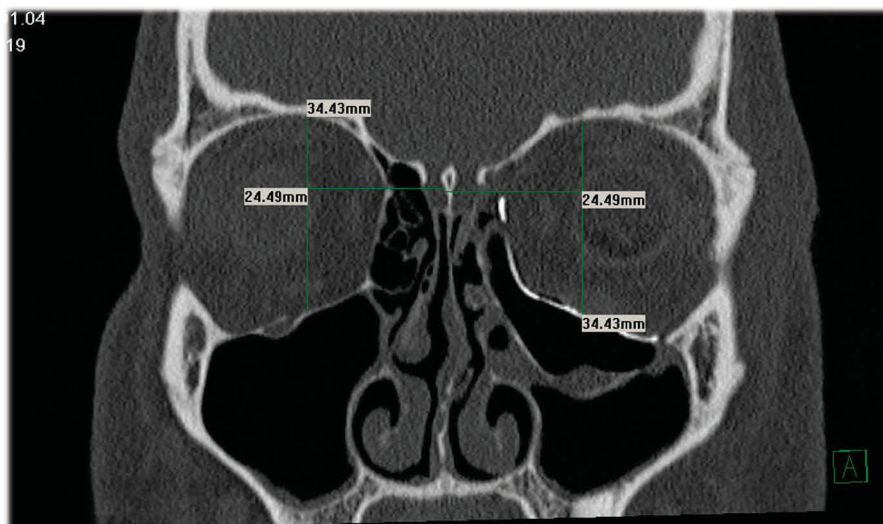
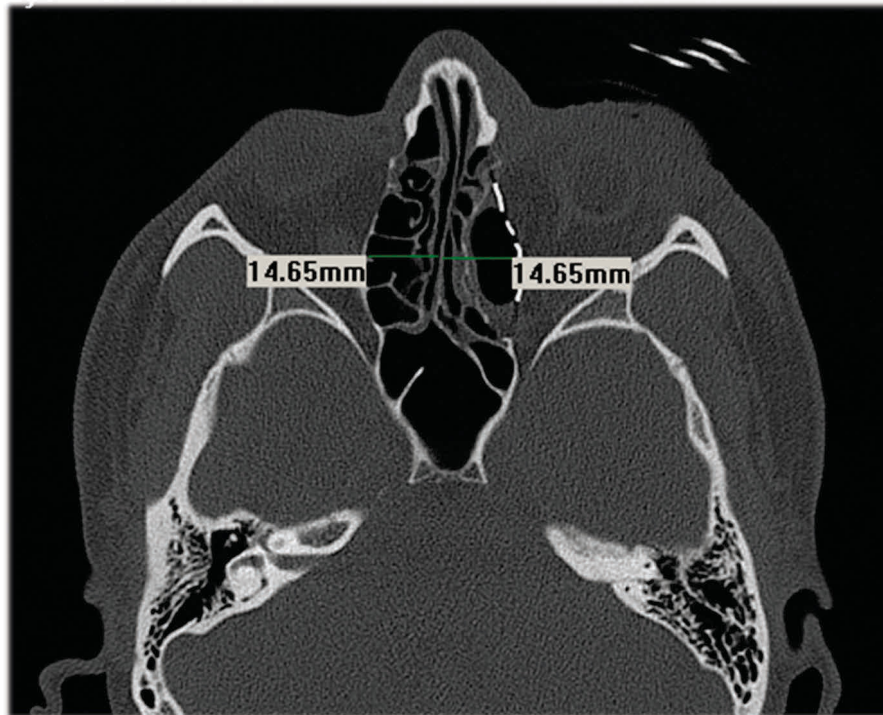
Schritt 5: Postoperative Kontrolle

Mittels eines postoperativen CT's wird der Sitz des Implantats kontrolliert.

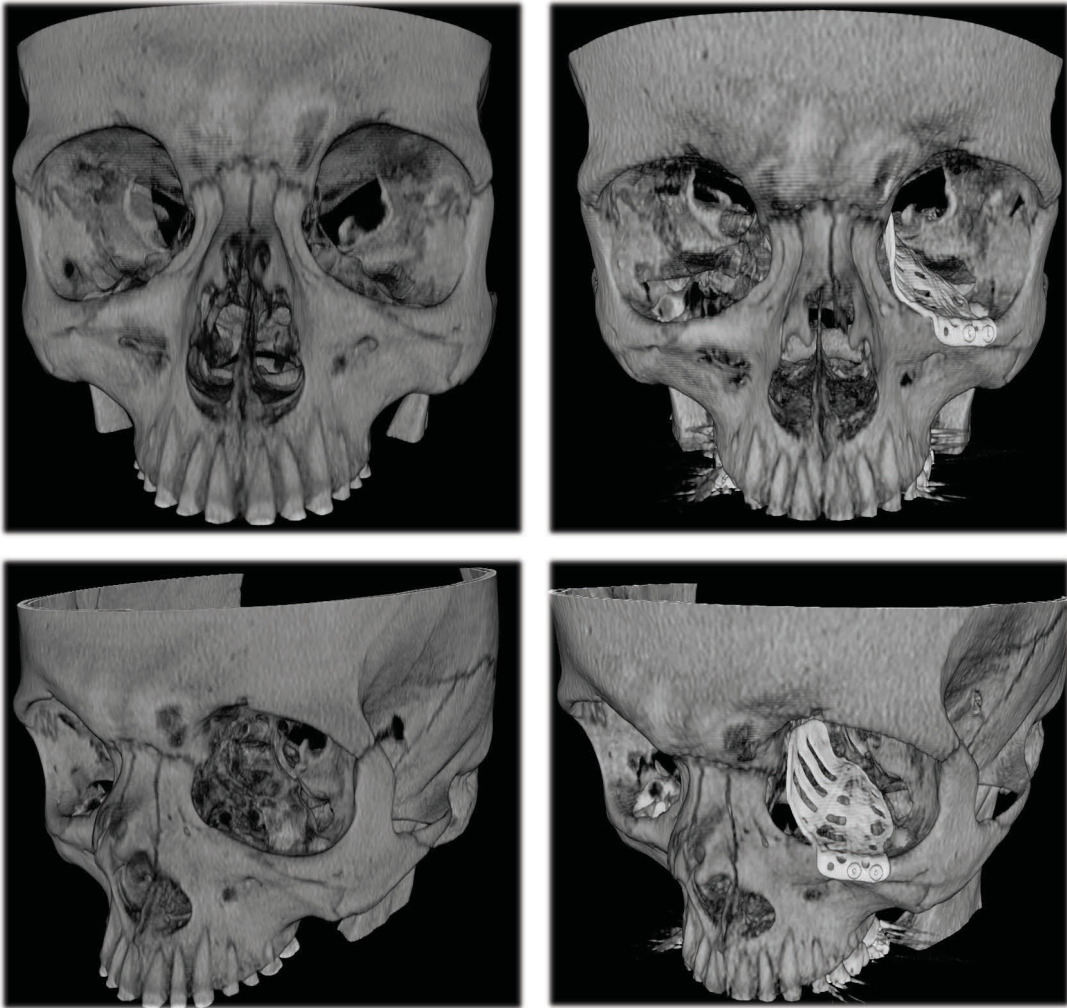
Zusätzlich wurde die neu hergestellte, exakte Symmetrie bezogen auf das Nasenseptum veranschaulicht.



*Postoperatives CT;
das PSI ist sowohl im Sagittal- als auch im Koronal-
schnitt deutlich erkennbar*



Die Vermessung einiger Referenzpunkte in den Schichtbildern zeigt die durch die Rekonstruktion wiederhergestellte Symmetrie.



Dreidimensionale Rekonstruktion der präoperativen Situation (links) und dem postoperativen Ergebnis (rechts)

Postoperatives Ergebnis nach abgeschlossener Heilung:

Nach abgeschlossener Heilung wurden neuerlich Profilfotos sowie eine Frontalaufnahme des Patienten angefertigt.



Oben: neuangefertigte Fotos des Gesichtes des Patienten nach abgeschlossener Heilungsphase.

Unten: Der direkte Vergleich der prä- und postoperativ angefertigten Bilder verdeutlicht den Behandlungserfolg durch das PSI. Der Bulbus wurde gehoben und der Enophthalmus korrigiert.

4 Diskussion

Die Rekonstruktion komplexer maxillofazialer Defekte ist eine herausfordernde Aufgabe für die Chirurgin/den Chirurgen wobei die Anwendung manuell adaptierter Standardimplantate oder aber auch individualisierter autologer Transplantate nicht immer zu optimalen Ergebnissen führen kann. (Eufinger et al. 1997)

Das Aufkommen der computergestützten Chirurgie führt zu einem Umbruch in vielen Teilgebieten der MKG-Chirurgie: Sowohl in der orthognathen Chirurgie, bei Mandibularekonstruktionen, bei der Rekonstruktion nach Gesichtsfrakturen sowie auch in der plastischen Chirurgie bringt der Einsatz patientenspezifisch hergestellter Implantate eine Reihe von Vorteilen, nicht ohne aber ein paar, allen Disziplinen gemeinsamen, Nachteile mit sich zu ziehen. (Owusu/Boahene 2015, Rachmiel et al. 2017, Zinser et al. 2012)

In der orthognathen Chirurgie ermöglicht der Einsatz von PSI's eine Abkehr von der klassischen Modellchirurgie und macht somit die zumeist mit Fehlern behaftete Übertragung dieser auf den Patienten/die Patientin obsolet. Die Verwendung von Schnittbilddaten sowie die dreidimensionale Planung und Fertigung ermöglichen eine Umgehung dieser gewissermaßen immer fehlerbehafteten klassischen Arbeitsschritte. (Gander et al. 2015a)

Auch bei Rekonstruktionen der Mandibula erweist sich der Einsatz spezifisch hergestellter Implantate als lohnenswerte Alternative. Sowohl der Einsatz von gedruckten ganzen Mandibulasegmenten als Implantat, als auch die Verwendung von individuell gedruckter Bohr- und Sägeschablonen für die Gewinnung und Fixation autologen Knochentransplantatmaterials zur Defektsanierung, zeigen, wie in Kapitel 3.3.2 angeführt, im Vergleich zur konventionellen Therapieform mittels konfektionierter Implantate signifikant bessere OP-Resultate.

In Kapitel 3.3.3 zeigt sich, dass sich patientenspezifische Implantate auch bei der Behandlung von Frakturen im Gesichtsbereich als erfolgversprechend erweisen. So bewirkt beispielsweise der Einsatz individueller Implantate zur Rekonstruktion nach Orbitafrakturen eine signifikant bessere ästhetische Planbarkeit des Operationsergebnisses. Des Weiteren können durch den Einsatz von Computertechnologie Rekonstruktionsplatten hergestellt werden, durch welche sich Frakturen unter

den Prämissen der minimalen Invasivität bei gleichzeitig bestmöglicher Stabilität optimal versorgen lassen.

Der in dieser Arbeit im Kapitel 3.3.4 diskutierte Bereich der plastischen Chirurgie ist ebenfalls ein potentieller Einsatzbereich für PSI's. Wurden bisher konfektionierte Implantate mit lediglich grob abschätzbar optischem Ergebnis unter das Periost implantiert, so ermöglicht die heutige Technik eine realitätsnahe digitale Vorhersage und spezifisch an die Erfordernisse herstellbare Implantate. Somit kann in diesem sensiblen Bereich der zumeist elektiven Behandlung ein hohes Maß an PatientInnenzufriedenheit erzielt werden.

Zusammenfassend erfolgt noch eine Gegenüberstellung über die wesentlichsten in der vorliegenden Arbeit angesprochenen Vor- und Nachteile von PSI's im Vergleich zu Standardimplantaten

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> – kostengünstig – schnell verfügbar – große Auswahl an Standardgrößen und -formen 	<ul style="list-style-type: none"> – Adaption zwingend nötig – OP-Ergebnis nicht präzise vorher-sagbar

Tabelle 1: Vorteile vs. Nachteile von Standardimplantaten¹⁵

Konfektionierte Standardimplantate haben den Vorteil verhältnismäßig kostengünstig zu sein. Zudem sind sie in unterschiedlichsten Größen und Formen einfach zu lagern und sind somit leicht verfügbar. Ihr Nachteil ist, dass sie –wenn auch in mehreren Größen und Formen vorhanden– vorkonfektioniert sind und daher in jedem Fall intraoperativ individualisiert beziehungsweise nachbearbeitet und angepasst werden müssen. Daraus resultierend ist die Vorhersagbarkeit des OP-Ergebnisses immer mit einer gewissen Unsicherheit behaftet.

¹⁵ Eigene Darstellung.

Im Vergleich dazu weisen PSI's folgende Vor- und Nachteile im Einzelnen auf:

Vorteile	Nachteile
– präzise präoperative 3D-Planung	– Strahlenbelastung (detaillierte Bildgebung)
– präzise vorhersagbares OP-Ergebnis	– präoperativer Planungsaufwand
– individuelle Fertigung	– Kosten (externes Personal, Herstellung)
– einzeitige Rekonstruktion größerer Defekte möglich	– Herstellungszeit
– keine (eventuell geringgradige) Adaption des Implantats nötig	– Abhängigkeit vom Industriepartner (spezielle Schrauben etc.)
– verkürzte OP-Zeit	

Tabelle 2: Vorteile vs. Nachteile von PSI's¹⁶

Die Planung und Herstellung patientenspezifische Implantate ist aktuell noch eine zeit- und kostenintensive Aufgabe, ganz abgesehen von der zusätzlichen Strahlenbelastung für den Patienten/die Patientin.

Um vorhersagbare zufriedenstellende Ergebnisse bezogen auf Funktion und Ästhetik eines Eingriffes in der MKG-Chirurgie erzielen zu können, ist eine digitale dreidimensionale Planung mittlerweile jedoch unangefochten.

Die steigende Popularität des 3D-Druckes sowie der technische Fortschritt im Bereich der computergestützten Chirurgie werden die Faktoren Zeit und Geld in Zukunft jedoch vermutlich an Gewichtung verlieren lassen. Es wird daher der Fokus auf eine exakte, ethisch vertretbare Indikationsstellung zu legen sein, um die verbliebenen Nachteile wie die erhöhte Strahlenbelastung zugunsten der Vorteile, welche sich durch den Einsatz eines patientenspezifisch hergestellten Implantates ergeben, in Kauf nehmen zu können. All dies könnte dazu führen, dass in naher Zukunft die positiven Aspekte überwiegen und PSI's routinemäßig eingesetzt werden.

¹⁶ Eigene Darstellung.

Literaturverzeichnis

- Adolphs, N.; Liu, W.; Keeve, E. & Hoffmeister, B. (2014): RapidSplint: virtual splint generation for orthognathic surgery – results of a pilot series, in: Computer aided surgery: Official journal of the International Society for Computer Aided Surgery, Vol. 19, Iss. 1–3, p. 20–28.
- Aquilina, P.; Parr, WCH.; Chamoli, U. & Wroe, S. (2015): Finite Element Analysis of Patient-Specific Condyle Fracture Plates: A Preliminary Study, in: Craniomaxillofacial Trauma & Reconstruction, Vol. 8, Iss. 2, p. 111–116.
- Azuma, M.; Yanagawa T.; Ishibashi-Kanno, N.; Uchida, F.; Ito, T.; Yamagata, K.; Hasegawa, S.; Sasaki, K.; Adachi, K.; Tabuchi, K.; Sekido, M. & Bukawa, H. (2014): Mandibular reconstruction using plates prebent to fit rapid prototyping 3-dimensional printing models ameliorates contour deformity, in: Head & Face Medicine, Vol. 10, Iss. 45.
- Bastidas N. & Zide BM. (2010): The treachery of mandibular angle augmentation, in: Annals of Plastic Surgery, Vol. 64, Iss. 1, p. 4–6.
- Eufinger, H.; Wehmöller, M.; Falk, A.; Scholz, M. & Machtens, E. (1997): Die Rekonstruktion kraniofazialer Knochendefekte mit individuellen Titanimplantaten, in: Deutsches Ärzteblatt, Vol. 94, Iss. 38, p. 43–45.
- Fukuda, A.; Takemoto, M.; Saito, T.; Fujibayashi, S.; Neo, M.; Pattanayak, DK.; Matsushita, T.; Sasaki, K.; Nishida, N.; Kokubo, T. & Nakamura, T. (2011): Osteoinduction of porous Ti implants with a channel structure fabricated by selective laser melting, in: Acta biomateriala, Vol. 7, Iss. 5, p. 2327–2336.
- Gander, T.; Bredell, M.; Eliades, T.; Rücker, M. & Essig, H. (2015a): Splintless orthognathic surgery: A novel technique using patient-specific implants (PSI), in: Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, Vol. 43, Iss. 3, p. 319–322.
- Gander, T.; Essig, H.; Metzler, P.; Lindhorst, D.; Dubois, L.; Rücker, M. & Schumann, P. (2015b): Patient specific implants (PSI) in reconstruction of orbital floor and wall fractures, in: Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, Vol. 43, Iss. 1, p. 126–130.
- Gebhardt, A.; Kessler J. & Thurn L. (2017): 3D-Drucken: Grundlagen und Anwendungen des Additive Manufacturing (AM). Carl Hanser Verlag.
- Grunert, R.; Wagner, M.; Rotsch, C.; Essig, H.; Posern, S.; Pabst, F.; Drossel, WG. & Lichtenstein, J. (2017): Concept of patient-specific shape memory implants for the treatment of orbital floor fractures, in: Oral and Maxillofacial Surgery, Vol. 21, Iss. 2, p. 179–185.

- Guevara-Rojas, G.; Figl, M.; Schicho, K.; Seemann, R.; Traxler, H.; Vacariu, A.; Carbon, CC.; Ewers, R. & Watzinger, F. (2014): Patient-Specific Polyetheretherketone Facial Implants in a Computer-Aided Planning Workflow, in: *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 72, Iss. 9, p. 1801–1812.
- Hsieh, TY.; Vong, S. & Strong, B. (2015): Orbital reconstruction, in: *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, Vol. 23, Iss. 5, p. 388–392.
- Ibrahim, D.; Broilo, TL.; Heitz, C.; De Oliveira, MG.; De Oliveira, HW.; Nobre, SMW.; Dos Santos Filho, JHG. & Silva, DN. (2009): Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy, in: *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, Vol. 37, Iss. 3, p. 167–173. Iss. 4, p. 425–427.
- Jacobs, CA. & Lin, AY. (2017): A New Classification of Three-Dimensional Printing Technologies: Systematic Review of Three-Dimensional Printing for Patient-Specific Craniomaxillofacial Surgery, in: *Plastic and Reconstructive Surgery*, Vol. 139, Iss. 4, p. 1211–1220.
- Klein, B. (2013): *FEM: Grundlagen und Anwendungen der Finite-Elemente-Methode*. Springer Verlag.
- Kozakiewicz, M.; Szymor P. (2013): Comparison of pre-bent titanium mesh versus polyethylene implants, in patient specific orbital reconstructions, in: *Head & Face Medicine*, Vol. 9, Iss. 32.
- Leiser, Y.; Shilo, D.; Wolff, A. & Rachmiel, A. (2016): Functional Reconstruction in Mandibular Avulsion Injuries, in: *Journal of Craniofacial Surgery*, Vol. 27, Iss. 8, p. 2113–2116.
- Liu, YF.; Xu, LW.; Zhu, HY. & Liu, SSY. (2014): Technical procedures for template-guided surgery for mandibular reconstruction based on digital design and manufacturing, in: *BioMedical Engineering OnLine*, Vol. 13, Iss. 63.
- Mazzoni, S.; Bianchi, A.; Schiariti, G.; Badiali, G. & Marchetti, C. (2015): Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Cutting Guides and Customized Titanium Plates Are Useful in Upper Maxilla Waferless Repositioning, in: *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 73, Iss. 4, p. 701–707.
- Mommaerts, MY. (2016a): Guidelines for patient-specific jawline definition with titanium implants in esthetic, deformity, and malformation surgery, in: *Annals of Maxillofacial Surgery*, Vol. 6, Iss. 2, p. 287–291.
- Mommaerts, MY. (2016b): The ideal male jaw angle – An Internet survey, in: *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, Vol. 44, Iss. 4, p. 381–391.

- Owusu, JA. & Boahene, K. (2015): Update of patient-specific maxillofacial implant, in: *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, Vol. 23, Iss. 4, p. 261–264.
- Persson, J.; Helgason, B.; Engqvist, H.; Ferguson, SJ. & Persson, C. (2018): Stiffness and strength of cranioplastic implant systems in comparison to cranial bone, in: *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, Vol. 46, Iss. 3, p. 418–423.
- Polley, JW. & Figueroa, AA. (2013): Orthognathic Positioning System: Intraoperative System to Transfer Virtual Surgical Plan to Operating Field During Orthognathic Surgery, in: *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 71, Iss. 5, p. 911–920.
- Rachmiel, A.; Shilo, D.; Blanc, O. & Emodi, O. (2017): Reconstruction of complex mandibular defects using integrated dental custom-made titanium implants, in: *British journal of oral & maxillofacial surgery*, Vol. 55,
- Steinhuber, T.; Brunold, S.; Gärtner, C.; Offermanns, V.; Ulmer, H. & Ploder, O. (2017): Is Virtual Surgical Planning in Orthognathic Surgery Faster Than Conventional Planning? A Time and Workflow Analysis of an Office-Based Workflow for Single- and Double-Jaw Surgery, in: *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 76, Iss. 2, p. 397–407.
- Suojanen, J.; Leikola, J. & Stoor, P. (2017): The use of patient-specific implants in orthognathic surgery: A series of 30 mandible sagittal split osteotomy patients, in: *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, Vol. 45, Iss. 6, p. 990–994.
- Zinser, MJ.; Mischkowski, RA.; Sailer, HF. & Zöller, JE. (2012): Computer-assisted orthognathic surgery: feasibility study using multiple CAD/CAM surgical splints, in: *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, Vol. 113, Iss. 5, p. 673–687.

Internetquellen

- HistoryofInformation.com (2018): Invention of Stereolithography or 3D Printing (1983 – 1986). URL: <http://www.historyofinformation.com/expanded.php?id=4323>, 24.01.2018.
- IMC International Medical College (2018): IMC Wiki/Kiefergelenk, operative Zugangswege. URL: <http://www.med-college.hu/de/wiki/artikel.php?id=346>, 13.05.2018.
- KLS Martin Group (2018a): Mund, Kiefer und Gesichtschirurgie. URL: <https://www.klsmartin.com/de/disziplinen/mund-kiefer-und-gesichtschirurgie/>, 29.07.2018.

KLS Martin Group (2018b): Implantate für Mund, Kiefer und Gesicht. URL: <https://www.klsmartin.com/de/produkte/implantate-mund-kiefer-und-gesicht/titan-osteosynthese/>, 01.02.2018.

MEDECO Zahnkliniken und Zahnzentren (2018): Dentalatlas/Plattenostosynthese. URL: <http://www.medeco.de/kieferchirurgie-dentalatlas/spezielle-traumatologie/frakturen-des-unterkiefers/>, 01.02.2018.

Universitätsspital Zürich: Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (2018): Fachwissen: Orthognathie Chirurgie. URL: http://www.mkg.usz.ch/fachwissen/seiten/orthognate_chirurgie.aspx, 01.02.2018.