

Diplomarbeit

Möglichkeiten des künstlichen Kiefergelenkersatzes

eingereicht von

Alexander Kaiser, BSc

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnheilkunde

(Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit

unter der Anleitung von

Priv. Doz. DDr. Wolfgang Zemann

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 22.07.2018

Alexander Kaiser, BSc. eh.

Danksagungen

Diese Seite möchte ich nutzen um mich bei all den Personen zu bedanken, die mich im Laufe meines Studiums und bei der Erstellung dieser Diplomarbeit begleitet und unterstützt haben.

Ein besonderer Dank gilt meinem Diplomarbeitsbetreuer Priv. Doz. DDr. Wolfgang Zemann, der mir zu jeder Zeit außerordentlich hilfsbereit und mit fachlichem Rat zur Seite stand.

Ein tiefer Dank gilt meiner Familie, vor allem meinen Eltern, Ursula und Rudolf, die mich durch die ganzen Jahre emotional und finanziell mehr als nur unterstützt haben. Ebenso danke ich auch meiner Schwester Julia und ihrem Freund Dominic für all ihre ständige Hilfe.

Einen großen Dank auch an meine Verlobte Judith, die mich in allen Bereichen, immer und mit großem Verständnis, unterstützt hat.

Zuletzt danke ich auch meinen StudienkollegInnen für einen Zusammenhalt untereinander, der nicht als selbstverständlich zu sehen ist und der dazu beigetragen hat, dass wir nicht nur KollegInnen sondern auch echte Freunde geworden sind.

Zusammenfassung

Das Kiefergelenk stellt durch die Komplexität in Aufbau, Funktion, der mitwirkenden Strukturen sowie der Einflüsse, die auf dieses wirken, ein im menschlichen Körper einzigartiges Gelenk dar.

Doch ist es dadurch auch anfällig für Funktionsstörungen und Erkrankungen.

Das Gelenk kann aufgrund verschiedener Ursachen soweit destruiert sein, dass eine Therapie ohne Teilersatz oder den vollständigen Ersatz des Kiefergelenks nicht mehr möglich ist.

Neben autologen Knochentransplantaten stellt der künstliche Kiefergelenkersatz eine Möglichkeit dar, welche sowohl funktionell als auch ästhetisch heutzutage eine Rehabilitation des Gelenks ermöglicht.

Ein Großteil der Kiefergelenkserkrankungen von PatientInnen, die über Funktionseinschränkungen oder Schmerzen klagen, kann durch konservative und minimalinvasive Therapieverfahren behandelt werden. Kommt es aber im Rahmen des Fortschreitens der Erkrankung zur Aufhebung der korrekten grundlegenden Beschaffenheit der Gelenksstrukturen, ist meist nur mehr eine chirurgische Lösung möglich, wobei die Resektion erkrankter Kiefergelenksbestandteile und deren Ersatz mit alloplastischen Prothesen als Ultima Ratio gesehen wird.

Die Arbeit zeigt auf, dass durch neue chirurgische Rekonstruktionsverfahren und die Auswahl entsprechender Materialien und Designs, die den Anforderungen und Aufgaben des Kiefergelenks angepasst wurden, ermöglicht wird, die Schwächen früherer Endoprothesen zu beseitigen und so eine zwar noch nicht einheitliche, aber immer mehr auf dem Vormarsch befindliche sichere und vorhersagbare Methode der Therapie darstellt.

Es wird gezeigt, dass der totale Kiefergelenkersatz, bei dem Condylus und Fossa ersetzt werden, gegenüber dem partiellen Ersatz der Vorzug zu geben ist, um Komplikationen zu vermeiden, die durch funktionell und mechanisch nicht aufeinander abgestimmte, artikulierende Gelenksflächen entstehen können.

Ebenso werden mögliche Komplikationen aufgezeigt, die bei den heute zugelassenen Prothesen jedoch hauptsächlich durch den chirurgischen Eingriff selbst und nicht durch Materialfehler oder den Gelenkersatz verursacht werden.

Weiters wird in der Arbeit die Frage diskutiert, ob einer konfektionierten stock-Prothese, oder doch einem individualisierten, mittels cad-cam Technologie

gefertigten und genau auf PatientInnen abgestimmten Ersatz der Vorzug zu geben ist.

Es wurde ersichtlich, dass alle zugelassenen Kiefergelenk-Totalprothesen bei PatientInnen mit Kiefergelenks-Endstadium-Erkrankungen zu einem Anstieg der Lebensqualität, einer Schmerzlinderung und zu einer Steigerung der Funktion sowie der Fähigkeit wieder festere Nahrungsmittel aufnehmen zu können, führen. Dieser Ersatz stellt heutzutage eine sichere, effektive und zuverlässige Behandlungsmöglichkeit dar, wenn nach entsprechender Indikation, welche unterstützend mit CT und MRT diagnostiziert werden soll, die chirurgischen Kriterien und die Durchführung exakt geplant und ausgeführt werden.

Abstract

The temporomandibular joint represents a joint that is unique in the human body due to its complexity in structure, function, the participating structures and the influences that act on it. However this also makes it prone to dysfunction and illness.

The joint may, due to various causes, be damaged to a degree that therapy without partial replacement or the complete replacement of the temporomandibular joint is no longer possible.

In addition to autologous bone grafts, an alloplastic temporomandibular joint prosthesis is a possibility that enables joint rehabilitation today, both functionally and aesthetically.

Many of the temporomandibular joint diseases of patients who complain about functional limitations or pain can be treated by conservative and minimally invasive therapies.

However, if the disorder of the joint has progressed to a degree that requires surgery, the resection of the diseased temporomandibular joint components and their replacement with alloplastic prostheses is regarded as ultima ratio.

This work shows that new surgical reconstruction procedures and the selection of appropriate materials and designs adapted to the requirements and tasks of the temporomandibular joint make it possible to remedy the deficiencies of former endoprostheses and are thus gaining ground as a safe and predictable method of therapy, although not yet uniform.

It has turned out, however, that total temporomandibular joint replacement, replacing the condyle and fossa, is preferable to partial replacement to avoid complications that may be caused from functionally and mechanically disparate articulating joint surfaces.

Furthermore possible complications of currently approved prostheses are shown, which are mainly caused by the surgical procedure itself and not by material defects or the joint replacement system.

The thesis also discusses the question of whether preference should be given to a prefabricated stock prosthesis, or to an individualized custom-made one, produced using cad-cam technology and adapted precisely to patients.

It has become evident that all approved total TMJ replacement systems in patients with TMJ end-stage disease result in an increase in their quality of life due to pain relief. They succeed in wider opening their mouths, are able to chew more solid food.

The replacement is nowadays a safe, effective, and reliable treatment option, when after appropriate indication, which should be diagnosed with supportive CT and MRT, the surgical criteria and its implementation are accurately planned and executed.

Inhaltsverzeichnis

Danksagungen	ii
Zusammenfassung	iii
Abstract	v
Inhaltsverzeichnis	vii
Glossar und Abkürzungen	ix
Abbildungsverzeichnis	x
Tabellenverzeichnis	xi
1 Einleitung	1
1.1 Anatomie des Kiefergelenks	3
1.2 Funktion des Kiefergelenks	4
1.3 Indikationen zum Kiefergelenksersatz	6
1.4 Ziel und Forschungsfrage	9
2 Material und Methoden	10
3 Ergebnisse – Resultate	11
3.1 Fossa/Eminentia Transplantate	11
3.1.1 Fossa Interponate	11
3.1.2 Robinson´s „falsche fossa“	11
3.1.3 Die Christensen Fossaprothese	12
3.1.4 Morgan´s Eminentiaprothese	13
3.1.5 Krien Interponat	13
3.2 Condylus Transplantate	13
3.2.1 Hahn Prothese	13
3.2.2 Boyne Prothese	14
3.2.3 Kent Prothese	14
3.2.4 Spiessl Prothese – AO/ASIF Prothese	14
3.2.5 Weiterentwicklung der AO/ASIF Prothese mit Rekonstruktionsplatte	16
3.2.6 Silver Prothese	17
3.2.7 Raveh Prothese	17
3.2.8 Flot Prothese	18
3.3 Totalprothesen	19
3.3.1 Christensen Prothese	19
3.3.2 Kiehn Prothese	19
3.3.3 Morgans´ Kiefergelenksersatz	19
3.3.4 Momma Prothese	19

3.3.5	Kummoonas Prothese	20
3.3.6	Vitek-Kent Prothese	20
3.3.7	Sonnenburg und Fethke	21
3.3.8	Techmedica – TMJ Concepts Prothese	22
3.3.9	Falkenström Prothese.....	23
3.3.10	Hoffman und Pappas Prothese	23
3.3.11	Christensen Prothese neu – Nexus CMF System	24
3.3.12	TTN-TMJ Prothese	24
3.3.13	Groningen Prothese.....	25
3.3.14	Biomet Prothese	26
3.4	Materialien und deren Anforderungen	27
3.4.1	Anforderungen.....	28
3.4.2	Materialien	31
3.5	Auswertung verschiedener Studien zum totalem KG-Ersatz.....	36
3.6	Komplikationen.....	51
3.6.1	Korrosion und Brechen	51
3.6.2	Mikrobewegungen und Verlust	52
3.6.3	Frakturen	52
3.6.4	Fehlpositionierung	52
3.6.5	Bewegungseinschränkungen.....	52
3.6.6	Wiederkehrende, heterotope Knochenbildung	53
3.6.7	Fremdkörperriesenzellreaktion	53
3.6.8	Metallüberempfindlichkeit	53
3.6.9	Infektionen.....	54
3.6.10	Blutungen	54
3.6.11	Nervenverletzungen.....	54
4	Diskussion.....	56
4.1	Alloplastischer oder autologer Ersatz?	60
4.2	Stock oder customized Prothese?.....	63
4.3	Conclusio	68
5	Literaturverzeichnis	71

Glossar und Abkürzungen

A... Arteria

alloplast... alloplastisch

Art... Articulatio

Bew... Bewegung

bzw... beziehungsweise

cad-cam... computer-aided design und computer-aided manufacturing

Co-Cr... Kobalt-Chrom

Co-Cr-Mo... Kobalt-Chrom-Molybdän

CT... Computertomographie

FDA... Food and Drug Administration

In... individuell angefertigte, custom-made Prothese

J... Jahre

k.A... keine Angabe

KG... Kiefergelenk

Lig... Ligamentum

M... Monate

M... Musculus

MRT... Magnetresonanztomographie

N... Nervus

Pat... Patient

PMMA... Polymethylmethacrylat

reduz... reduziert

St... vorgefertigte (stock) Prothese

st.p... status post

traum... traumatisch

UHMWPE... ultra-high-molecular-weight-polyethylene

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Bandapparat Kiefergelenk (Schünke, 2006)	3
Abb. 2: Kiefergelenksmuskulatur (Schünke, 2006).....	4
Abb. 3: Öffnungsbewegung Kiefergelenk (Schünke, 2006).....	5
Abb. 4: Bewegungsmöglichkeiten des Kiefergelenks (Schünke, 2006).....	5
Abb. 5: Ursachen für Kiefergelenksbeschwerden.....	7
Abb. 6: Indikationen für einen Kiefergelenksersatz	8
Abb. 7: Christensen Fossaprothese a) stock b) individuelles Implantat (Driemel, 2009)	12
Abb. 8: AO/ASIF Kiefergelenkskopf auf Rekonstruktionsplatte, a) mit Dorn (Driemel, 2005, Driemel, 2007)	15
Abb. 9: Neu entwickeltes adaptierbares Kiefergelenkskopffimplantat-System (Condylar Head Add-on System) und Rekonstruktionsplatte (Synthes GmbH, 2016)	16
Abb. 10 und 11: Rekonstruktionsplatten mit Kiefergelenkkopf Add-on System der Firma Medartis und Stryker (Medartis.com, 2018, Driemel, 2009)	17
Abb. 12: Raveh Thorp System (Driemel, 2009).....	18
Abb. 13 und 14: Vitek-Kent Prothese (Meurechy, 2018 und Quinn, 1998).....	21
Abb. 15 und 16: TMJ Concepts Prothese (Meurechy, 2018 und TMJconcepts.com, 2018)	23
Abb. 17 und 18: Christensen (Nexus CMF) Prothese (Meurechy, 2018 und NexusCMF.com, 2018)	24
Abb.19: Groningen stock Prothese (Kraeima, 2018).....	26
Abb. 20: Groningen custom-made Prothese (Kraeima, 2018).....	26
Abb. 21 und 22: Biomet Prothese (Meurechy, 2018 und zimmerbiomet.com, 2018)	27
Abb. 23: E-Module verschiedener Materialien.....	29
Abb. 24: vorausgesagte Anzahl an totalen Kiefergelenkersatz-Operationen in den nächsten 16 Jahren (Onoriobe et al., 2016)	34

Tabellenverzeichnis

Tab 1: Auswertung verschiedener Studien zum alloplastischen totalen Kiefergelenkersatz.....	37 - 49
Tab. 2: Vergleich von stock und custom-made Prothese	67

1 Einleitung

Das Kiefergelenk stellt eines der meistgenutzten und wichtigsten Gelenke im menschlichen Körper dar, welches durch Störungen in seiner Funktion das Leben von PatientInnen in seiner Qualität deutlich beeinträchtigen kann.

Das Gelenk sowie seine assoziierten Strukturen spielen eine wesentliche Rolle in der Bewegungsführung der Mandibula, beim Kauen, Sprechen, Schlucken und der Stressbewältigung, wodurch die Komplexität und Einzigartigkeit dieses aufgezeigt wird (Murphy, 2013).

Kiefergelenksbeschwerden betreffen an die 30-40% der Bevölkerung. Die meisten dieser PatientInnen benötigen jedoch keinen chirurgischen Eingriff (Landes, 2017). 80% aller PatientInnen können durch einen konservativen Zugang wie Physiotherapie oder entsprechende schmerz- und entzündungshemmende Medikation behandelt werden (Sidebottom, 2009).

Bei einigen wenigen ist aber ein solcher chirurgischer Eingriff sinnvoll (Landes, 2017). Der künstliche Kiefergelenksersatz sollte erst dann zum Einsatz kommen, wenn alle anderen nicht- und minimalinvasiven Therapiemöglichkeiten ausgeschöpft sind.

Kiefergelenkserkrankungen haben eine sehr hohe Prävalenz, wo hingegen der Ersatz mittels alloplastischen Prothesen relativ selten zum Einsatz kommt. (Meurechy, 2017).

Während alloplastische Totalprothesen von Hüft- und Kniegelenken schon seit vielen Jahren als Standardtherapie angesehen werden, stellt das Kiefergelenk und dessen Therapie eine Herausforderung dar, welche immer noch keiner einheitlichen Therapieform folgt.

Frühere alloplastische Kiefergelenkprothesen sammelten schlechte Erfahrungen, die aufgrund von falscher Auswahl an Materialien und nicht Beachtens der genauen Funktion des Kiefergelenks verursacht wurden (van Loon, 1995, Driemel, 2009).

Neue chirurgische Rekonstruktionsverfahren und die Auswahl entsprechender Materialien und Designs, die den Anforderungen und Aufgaben des Kiefergelenks angepasst wurden, ermöglichen die Schwächen früherer Endoprothesen zu beseitigen und stellen so eine zwar noch nicht einheitliche, aber immer mehr auf dem Vormarsch befindliche sichere und vorhersagbare Methode der Therapie dar.

Die Anforderungen an eine Kiefergelenksprothese sind nach van Loon (2008):

- 1) Imitation der Condylusbewegungen
- 2) Uneingeschränkte Bewegungsmöglichkeit der Mandibula
- 3) Korrekte Passung an den Schädel
- 4) Korrekte Passung an die Mandibula
- 5) Suffiziente mechanische Festigkeit
- 6) Stabile Befestigung an den knöchernen Strukturen
- 7) Lebenserwartung über 20 Jahre
- 8) Geringer Verschleiß
- 9) Möglicher Partikelabrieb muss vom Körper toleriert werden
- 10) Biokompatibilität
- 11) Einfache und zuverlässige Implantationsverfahren

Gonzalez-Perez et al (2016) formulieren die Kriterien, die für einen erfolgreichen prothetischen Ersatz erfüllt werden müssen folgendermaßen:

- 1) Der prothetische Ersatz muss anatomisch passend gemacht werden, muss sicher an dem umgebenden Knochen befestigt sein und muss über die Lebensdauer der PatientInnen sicher befestigt bleiben
- 2) Die Komponenten des cranio-mandibulären Ersatzes müssen in situ stabil sein
- 3) Die verwendeten Materialien müssen biokompatibel sein und den Belastungen widerstehen können
- 4) Der Ersatz muss so entworfen werden, dass über den gesamten Funktionsbereich des Gelenks dem vollen Ausmaß der Belastungen standgehalten werden kann
- 5) Die Verwendung geeigneter Materialien und des Designs erhöhen die Langzeitstabilität sowie die Lebenserwartung und reduzieren die Abnützung

1.1 Anatomie des Kiefergelenks

Das Kiefergelenk stellt das Gelenk zwischen dem Os temporale und der Mandibula dar und wird als Articulatio temporomandibularis bezeichnet.

Durch die Komplexität in Aufbau, Funktion sowie den mitwirkenden Strukturen und Einflüssen bildet es ein im menschlichen Körper einzigartiges Gelenk (Strub, 2011).

Die beteiligten knöchernen Strukturen sind das Caput mandibulae des Processus condylaris, welches in der aus der Fossa articularis und dem davor gelegenen Tuberculum articulare bzw. der Eminentia articularis des Os temporale gebildeten Gelenkfläche liegt. Gelenkkopf und Gelenkpfanne sind mit Knorpel überzogen. Zwischen diesen liegt der Discus articularis, welcher das Gelenk und 2 getrennte Kammern teilt, eine obere (Art. discotemporalis) und eine untere (Art. discomandibulare) (Anderhuber, 2012).

Das Gelenk wird von einer Gelenkskapsel umgeben, die schlaff genug ist die Bewegungen des Gelenkes zuzulassen und sogar eine Luxation ermöglicht.

Um die Kapsel zu verstärken und um die Unterkieferbewegungen zu begrenzen, sind eine Reihe an Bändern vorhanden (siehe Abb. 1). Das Ligamentum laterale, welches mit der Gelenkskapsel in Verbindung steht, sowie die extrakapsulären Bänder Lig. sphenomandibulare und Lig. stylo-mandibulare (Anderhuber, 2012).

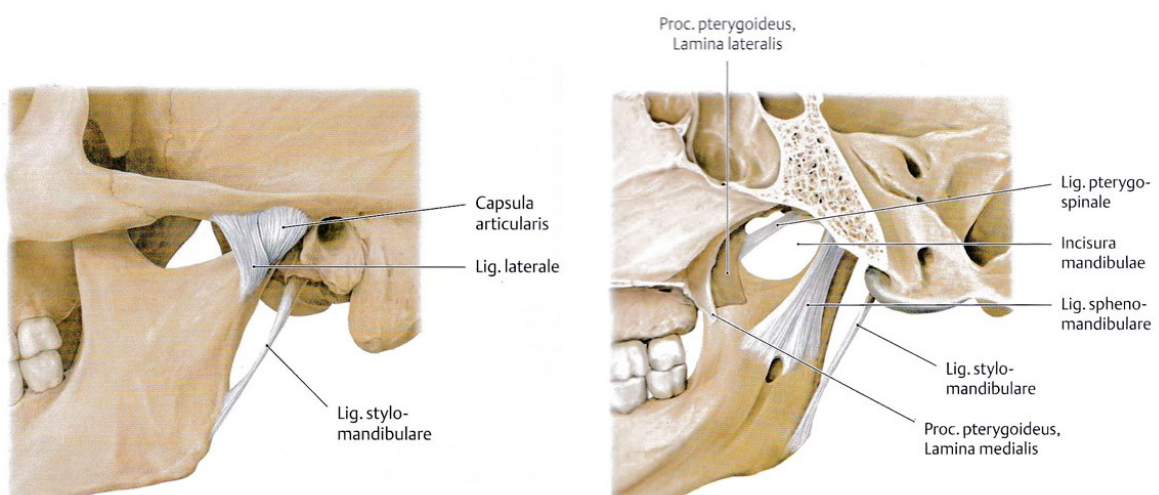


Abb. 1: Bandapparat Kiefergelenk (Schünke, 2006)

Um die komplexen Bewegungen des Kiefergelenks zu ermöglichen, kommt es zu einem Zusammenspiel aus einer Vielzahl verschiedener Muskeln bzw. Muskelgruppen, wie in Abb. 2 ersichtlich.

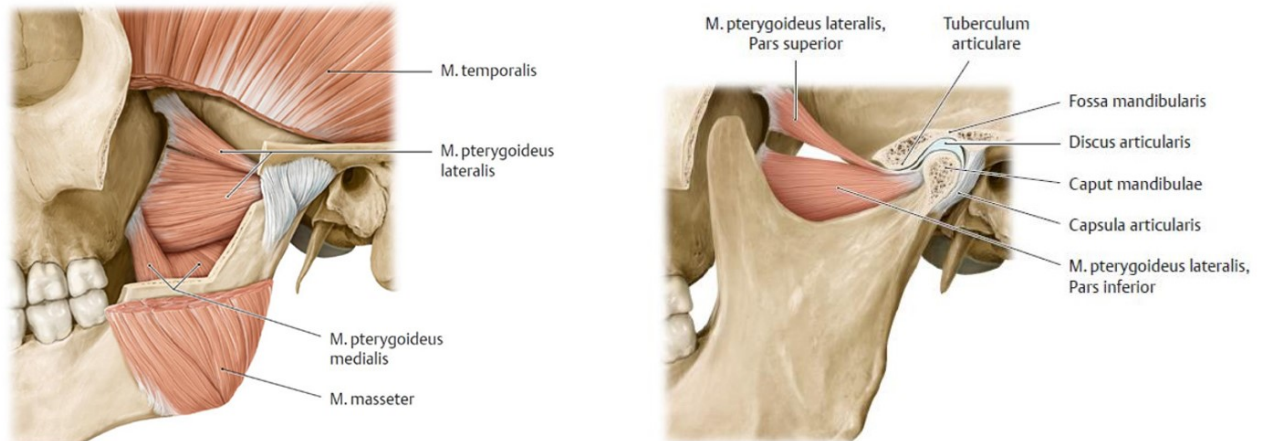


Abb. 2: Kiefergelenksmuskulatur (Schünke, 2006)

1.2 Funktion des Kiefergelenks

Um die Bewegungsabläufe des Kiefergelenks regelrecht durchführen zu können, müssen die Form der Gelenkfläche, der Zustand des Gebisses, Zahnstellung und Zahnformen, die Kaumuskulatur und die Innervation ein funktionelles System bilden, welches durch all diese Komponenten viel Platz für Unregelmäßigkeiten aufweisen kann (Anderhuber 2012). Das linke und das rechte Kiefergelenk arbeiten stets zusammen und müssen daher auch immer als funktionelle Einheit gesehen werden (Jung 2015).

Das Kiefergelenk kann als Doppelgelenk aufgefasst werden, in welchem ein Zusammenspiel aus der unteren Art. discomandibularis, in welcher vorwiegend Drehbewegungen stattfinden (Scharniergelenk) und der oberen Art. discotemporalis, welche für Schiebe- und Translationsbewegungen zuständig ist, erfolgt.

Diese können getrennt oder gemeinsam genutzt werden, um die verschiedenen Bewegungen durchzuführen.

Die Bewegungsmöglichkeiten der Art. temporomandibularis sind Rotations-, Translations- und Mahlbewegungen (Schünke, 2006).

Die reine Rotationsbewegung des Kiefergelenks beim Menschen erfolgt nur bis zu einem Mundöffnungswinkel von ungefähr 15° . Dabei stellt das Gelenk ein Scharniergelenk dar, bei dem die Rotationsachse durch die beiden Capita mandibulae verläuft. Bei Mundöffnungsbewegungen über 15° kommt eine translatorische Komponente entlang der Eminentia articularis nach vorne unten hinzu. (Schünke, 2006)

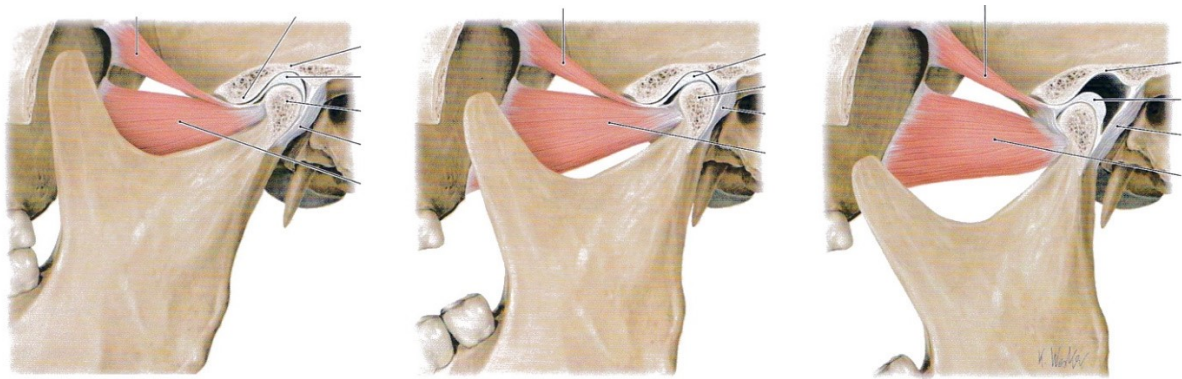


Abb. 3: Öffnungsbewegung Kiefergelenk (Schünke, 2006)

Bei Mal-/Lateralbewegungen wandert der Condylus der Mediotrusionsseite bzw. Balanceseite nach vorne, unten und innen, während der Condylus der Laterotrusions-/Arbeitsseite um eine annähernd senkrechte Achse rotiert (Schünke, 2006).

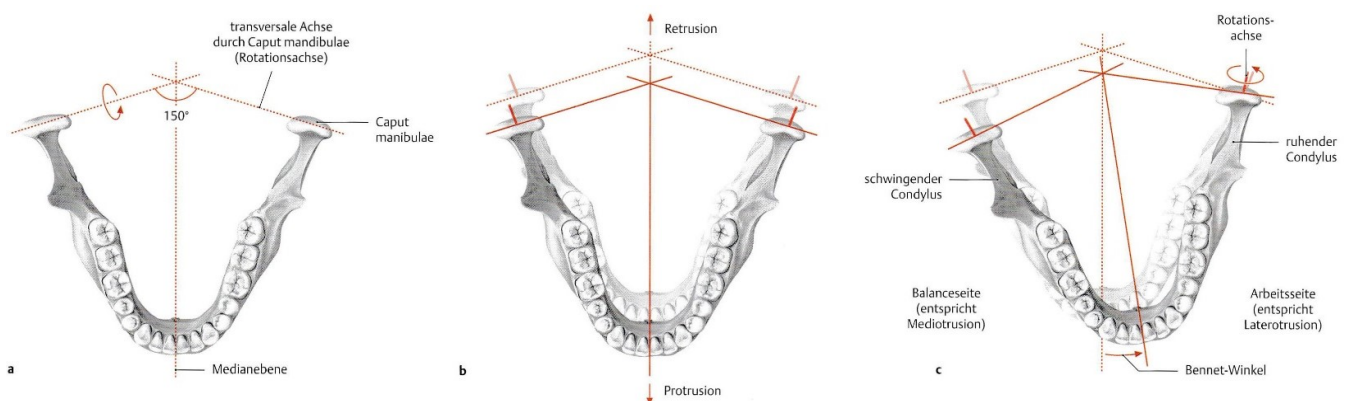


Abb. 4: Bewegungsmöglichkeiten des Kiefergelenks (Schünke, 2006)

1.3 Indikationen zum Kiefergelenksersatz

Kiefergelenkspathologien können von dem Gelenk selbst oder von den umgebenden Strukturen wie Kopf-Halsmuskulatur, Nerven, Bandapparat und ähnlichem ausgehen. Die genauen Zusammenhänge, sowie alle Ursachen dieses multifaktoriellen Geschehens sind jedoch nicht vollkommen geklärt.

Dies wird auch durch die vielen Sammelbegriffe wie kranio-mandibuläre Dysfunktion, Kiefergelenksbeschwerden, Myoathropathie, okkluso-artikuläre Störungen oder CMD (craniomandibular disorders) deutlich, die für solche Kiefergelenksfunktionsstörungen und Erkrankungen gebräuchlich sind.

Daher ist es umso wichtiger, durch eine gezielte Diagnosefindung, eine individuelle und effektive Therapie zu ermöglichen (Teschke, 2015).

Um die entsprechende Diagnose zu ermitteln, können neben klinischen Untersuchungen wie der Funktionsanalyse und dem Dysfunktionsindex, weiterführende diagnostische Mittel wie Röntgen, Magnetresonanztomografie und Computertomografie eingesetzt werden.

Laut epidemiologischen Berichten leiden knapp 25% - 40% der Bevölkerung an temporomandibulärer Dysfunktion (Murphy, 2013).

Angeborene Defekte, Traumata, Tumorerkrankungen, Überlastungen durch Parafunktionen, eine instabile Okklusion, Diskusverlagerung, Ankylose, Arthrose und Arthritis stellen einige der Möglichkeiten dar, die zu Gelenksbeschwerden führen können. Die häufigsten Ursachen, die zu Kiefergelenkspathologien und morphologischen Veränderungen führen stellen degenerative Geschehen dar (Murphy, 2013, Ingawale, 2009, Teschke, 2015, Saaed, 2002).

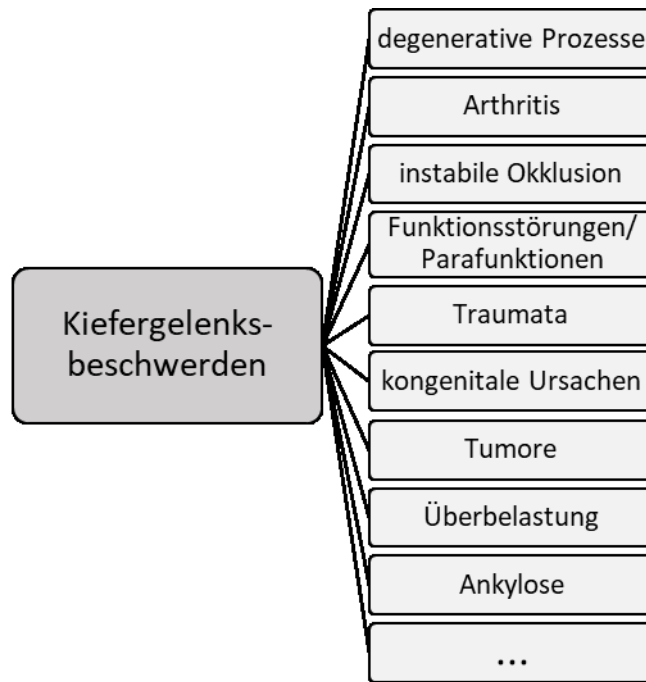


Abb. 5: Ursachen für Kiefergelenksbeschwerden

Ein Großteil der Kiefergelenkserkrankungen von PatientInnen, die über Funktionseinschränkungen oder Schmerzen klagen, kann durch konservative und minimalinvasive Therapieverfahren wie Schienentherapie, Physiotherapie, Verhaltenstherapie, analgetische Behandlung und deren Kombination behandelt werden. Kommt es aber im Rahmen des Fortschreitens der Erkrankung zur Aufhebung der korrekten grundlegenden Beschaffenheit der Gelenksstrukturen, ist meist nur mehr eine chirurgische Lösung möglich, wobei die Resektion erkrankter Kiefergelenksbestandteile und deren Ersatz mit alloplastischen Prothesen als Ultima Ratio gesehen wird (Jung, 2015).

Die Indikationen für einen alloplastischen Kiefergelenksersatz sind: entzündliche Arthritis, rheumatoide Arthropathien, eine rezidivierende Fibrose oder knöcherne Ankylose des Gelenks nach fehlgeschlagenem Gewebetransplantat, mehrfach voroperierte PatientInnen und missglückte Versuche von Gelenksprothesen, Traumata, entwicklungs-technische und angeborene Missbildungen, st.p. Tumorentfernung, Verlust der vertikalen Höhe der Mandibula, sowie Verlust der okklusalen Beziehung durch Knochenresorption (Meurechy, 2017, Saeed, 2002).

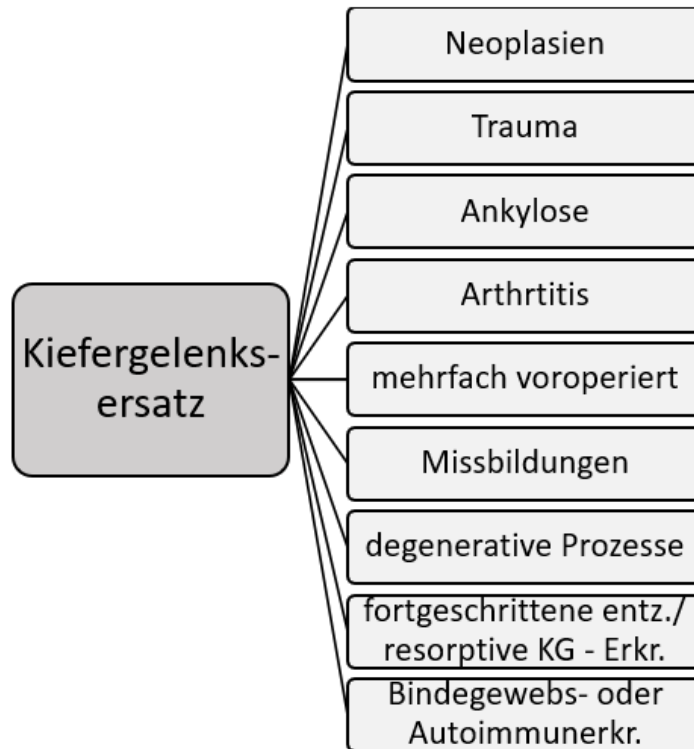


Abb. 6: Indikationen für einen Kiefergelenksersatz

Die Ziele der Rekonstruktion stellen eine Restauration der Funktion und Form des Gelenks, die Reduktion von Schmerzen sowie der Einschränkungen der PatientInnen und das Verhindern des Fortschreitens der Erkrankung dar (Saeed, 2002).

Durch Misserfolge einiger früherer alloplastischer Prothesen, wie der Vitek-Kent Prothese, bei der es durch falsche Materialauswahl zu starkem Partikelabrieb, Materialermüdung, Frakturen und anderen Folgeschäden kam, wurde längere Zeit dem autologen Gelenksersatz mittels costochondralen, sternoclaviculären oder Fibula-Transplantaten der Vorzug gegeben.

In den letzten Jahrzehnten wurde durch die gesammelten Erfahrungen neuer Materialien sowie deren Weiterentwicklungen und die Technologie des computer-aided designs und computer-aided manufacturing (CAD/CAM) die Akzeptanz für alloplastische Ersatzmöglichkeiten wiedererlangt. Diese stellen heutzutage eine bei richtiger Indikationsstellung immer sicherere und erfolgsversprechende Möglichkeit der Therapie dar (Meurechy, 2017).

1.4 Ziel und Forschungsfrage

Ziel dieser Arbeit ist es aufzuzeigen, welche Möglichkeiten des alloplastischen Kiefergelenkersatzes vorhanden sind, wie und wann diese angewendet werden und auszuarbeiten, welcher Ersatz heute in der Literatur empfohlen wird.

Durch diese Fragestellung ergeben sich weitere Unterfragen, die in dieser Arbeit aufgezeigt und besprochen werden:

- Welche Materialien werden in der Kiefergelenksprothetik verwendet und welche Anforderungen müssen erfüllt werden?
- Welche Komplikationen können auftreten?
- Alloplastischer oder autologer Gelenkersatz?
- Vor- und Nachteile von custom-made- gegenüber stock-Prothesen?

Zur Beantwortung dieser Forschungsfragen ist der Rest der Arbeit wie folgt strukturiert.

In folgendem Kapitel 3.4 werden die Materialien und deren Anforderungen besprochen.

Kapitel 3.5 listet die Ergebnisse verschiedener Autoren von den heute zugelassenen Totalprothesen in Form einer Tabelle auf.

Anschließend werden in Punkt 3.6 die möglichen Komplikationen herausgearbeitet.

Im vierten Kapitel „Diskussion“ werden die Ergebnisse besprochen und in 4.1 sowie 4.2 die Vergleiche zwischen alloplastischen und autologem Ersatz sowie stock- und custom-made-Prothesen bearbeitet.

Zum Abschluss werden die wichtigsten Punkte und die Beantwortung der Fragen im Kapitel 4.3 „Conclusio“ aufgezeigt.

2 Material und Methoden

Um die Informationen für diese computergestützte Literaturrecherche zu erhalten, wurden Datenbanken wie Pubmed, Ovid, Elsevier, ScienceDirect, sowie die Bibliothek der medizinischen Universität Graz für die systematische Erhebung der Daten verwendet.

Des Weiteren wurde eine Internetrecherche zu dem Thema alloplastischer Kiefergelenksersatz, den verwendeten Materialien und den möglichen Komplikationen von künstlichen Endoprothesen durchgeführt.

Verwendet wurde die Literatur der letzten Dekaden bis einschließlich der 2018 veröffentlichten Quellen in deutscher und englischer Sprache, sowie die durch Verweise gefundene Literatur. Abstract und Erscheinungsjahr der Publikation sollten ersichtlich sein.

Für die Literaturrecherche wurden vorab generierte Suchbegriffe wie „temporomandibular joint“, „tmj“, „condyle“, „prosthesis“, „reconstruction“, „replacement“, „implant“ und „alloplastic“ miteinander kombiniert und durch die erweiterte Suchfunktion mit den Worten „AND“ sowie „OR“ verknüpft.

Die gefundenen Treffer wurden dann mittels „Title“ und „Abstract“ Bewertung auf ihre inhaltliche Relevanz geprüft und aussortiert.

3 Ergebnisse – Resultate

Der alloplastische Kiefergelenkersatz kann in Abhängigkeit davon, welche Strukturen dieser ersetzt, in 3 Gruppen unterteilt werden: Transplantate der Fossa und Eminentia, Condylustransplantate und der totale Kiefergelenkersatz, eine Kombination der beiden.

3.1 Fossa/Eminentia Transplantate

In der Literatur werden verschiedene Möglichkeiten des alleinigen Ersatzes der Fossa bzw. der Eminentia beschrieben.

3.1.1 Fossa Interponate

1946 führte Eggers einen Eingriff durch, bei dem Fremdmaterial zwischen den Schädel und die Mandibula gelegt wurde. Dazu wurde Tantalfolie zwischen Fossa und Condylus eines 4jährigen Mädchens mit umfangreicher Ankylose des Kiefergelenks als Behandlung sowie gegen eine mögliche Reankylose eingebracht (van Loon, 1995).

Ab 1950 haben Smith und Robinson maßgefertigte und gebogene Stahlplatten für dieselbe Indikation verwendet. Die Platte war, um ein virtuelles Rotationszentrum in der ehemaligen Fossa zu schaffen, gekrümmt (Driemel, 2009).

3.1.2 Robinson´s „falsche fossa“

Um 1960 beschrieb Robinson eine „falsche“ Fossa, in dem er eine Art Box aus rostfreiem Stahl gegen Fossa und Eminentia befestigte. (van Loon, 1995)

3.1.3 Die Christensen Fossaprothese

Um 1963 verfeinerte Christensen die Idee Robinsons, indem er die Fossa und die Eminentia mit einer Vitallium-Oberfläche, einer Legierung aus Kobalt, Chrom und Molybdän, bedeckte (Driemel, 2009).

Davon wurden zu Beginn 20, später 33 verschiedene Standard Fossa-Prothesen angefertigt, um dann patientenspezifisch die am besten passende auszuwählen und mit Schrauben am Arcus zygomaticus bzw. am lateralen Punkt des Tuberculum articulare zu befestigen (van Loon, 1995).

Anfangs wurden diese Implantate nur für PatientInnen mit Ankylose verwendet, jedoch wurde die Indikation auf chronisch degenerative Kiefergelenkerkrankungen, Arthritis und mehrfach operierte Schmerzpatienten erweitert.

Heute werden die Christensen Fossaprothesen auch patientenspezifisch gefertigt.



Abb. 7: Christensen Fossaprothese a) stock b) individuelles Implantat (Driemel, 2009)

Laut McLeod (2001) stellt die Christensen fossa-eminentia Prothese eine gute Therapiemöglichkeit nach Entfernung des Diskus aufgrund degenerativer Geschehnisse im Gelenk dar, wenn dieses nicht auf konservative Therapien anspricht und bei denen keine Anzeichen einer Erkrankung des Condylus festzustellen sind.

3.1.4 Morgan´s Eminentiaprothese

Morgan modifizierte daraufhin die von Christensen entwickelte Fossa/Eminentia Prothese und bedeckte mit der Vitalliumplatte nur mehr die Eminentia articularis. Eine zusätzliche Silastic Beschichtung verlängerte die Prothese nach caudal und machte so den Ersatz des Condylus bei degenerativen Veränderungen unnötig (Driemel, 2009).

3.1.5 Krien Interponat

Krien verwendete anstelle der vorgefertigten metallischen Fossaprothesen Silastic-Streifen. Diese sollten durch die Bewegungen des Condylus geformt werden. 1993 wurde von der American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons zugestimmt, dass auf den dauerhaften Einsatz von Silastic aufgrund von Absplitterungen und daraus resultierenden Fremdkörperriesenzellreaktionen und Lymphadenopathien, außer zur Vermeidung des Wiederauftretens einer Ankylose, verzichtet werden sollte (Driemel, 2009).

3.2 *Condylus Transplantate*

Neben dem singulären Ersatz der Fossa, kann ebenso nur der Condylus alleine ersetzt werden.

3.2.1 Hahn Prothese

1964 wurde von Hahn ein aus Acryl gefertigter Condylus-Ersatz beschrieben, welcher durch ein von Fibroblasten durchwandertes Vitallium-Gitter fixiert werden sollte. Diese Prothese wurde in der ablativen Tumor Chirurgie verwendet.

Hahn präferierte zu Beginn eine individuell hergestellte Prothese, zeigt aber die einfachere Fertigung mit standardisierten Komponenten auf (Driemel 2009).

3.2.2 Boyne Prothese

Boyne ersetzte den Kondylus durch einen Polyoxymethylen Kopf (Delrin), welcher durch eine Titannetzplatte gesichert und am hinteren Rand des Ramus mandibulae verschraubt wurde (van Loon, 1995).

3.2.3 Kent Prothese

1972 wurde von Kent et al. eine Pilotstudie zu einer mit Proplast ummantelten Chrom-Kobalt Condylus-Prothese veröffentlicht. Proplast, eine Kombination aus Carbon und Teflon (Cheney, 2015), stellte ein neues Material dar, welches ein schnelles einwachsen bzw. integrieren der Prothese in Weich- sowie Hartgewebe ermöglichte und somit die Fixation dieser verbessert werden konnte. Um dieses Einwachsen aber zu gewährleisten, musste die Mandibula fixiert werden um Bewegungen in dieser Phase zu vermeiden. Die Prothese wurde mittels 3 oder 4 Schrauben an den Ramus befestigt (van Loon, 1995).

1975 wurde die flache Innenseite zur Erhöhung der Stabilität und um die Immobilisationszeit zu verkürzen mit einem L-förmigen Flansch ergänzt, der in Rillen am lateralen Rand des Ramus mandibulae eingebracht wurde (van Loon, 1995).

Die verbesserte Stabilität wurde in Folgestudien ebenso aufgezeigt, wie die erhöhte Resorption im Bereich der Fossa (Kent, 1983).

3.2.4 Spiessl Prothese – AO/ASIF Prothese

1976 verwendete Spiessl, um einer erhöhten Resorption der Fossa entgegenzuwirken, die AO/ASIF Prothese (Spiessl, 1976). Bei dieser wurde ein sphärischer Gelenkkopf auf einer Rekonstruktionsplatte montiert und in die natürliche Fossa gebracht. Diese Prothese wurde mittels 5 bis 7 Schrauben an den Ramus fixiert und konnte, um die Stabilität zu verbessern, mittels einer Basisplatte, welche mit einem Spike versehen war, auf den Condylusstumpf gesetzt werden. Durch eine schmale Platte sollte eine Störung der Durchblutung des darunterliegenden Knochens verhindert werden. V-förmige Einkerbungen

machten die Bereiche zwischen den Schrauben in allen Seiten biegsam. Später wurde der Kopf in mediolateraler Richtung erweitert um eine größere Kontaktfläche zu bekommen (van Loon, 1995).

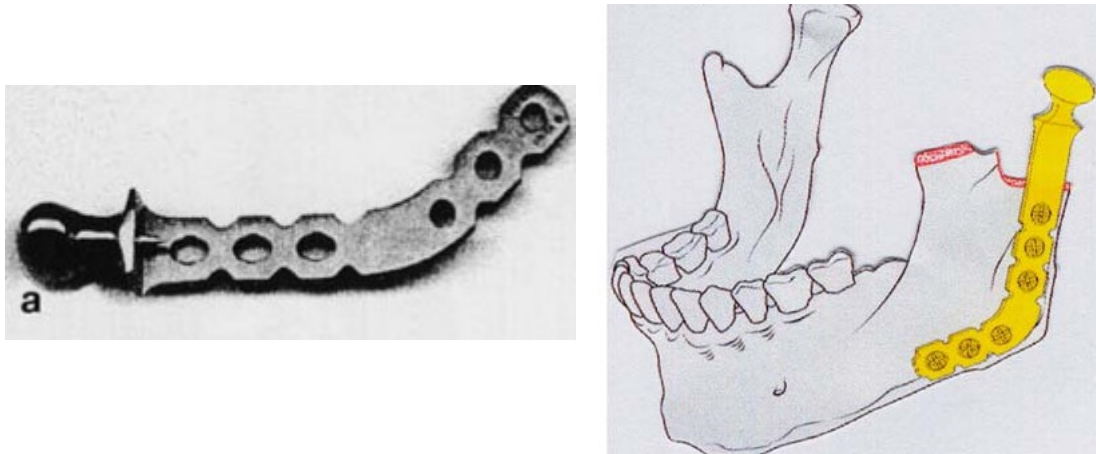


Abb. 8: AO/ASIF Kiefergelenkskopf auf Rekonstruktionsplatte, a) mit Dorn (Driemel, 2005, Driemel, 2007)

AO/ASIF Prothesen gibt es in einer kurzen Ausführung, welche hauptsächlich bei primären Gelenkserkrankungen wie rheumatoider Ankylose, Tumoren, posttraumatischem Zustand eingesetzt werden, oder als lange AO/ASIF Condylus Rekonstruktionsplatte, welche in erster Linie in der ablativen Chirurgie Verwendung findet.

Komplikationen dieser Prothesen können Erosionen in der Fossa, bis hin zu Penetrationen in die mittlere Schädelgrube darstellen (Driemel, 2009).

Auch Lindqvist zeigte in seiner Studie auf, dass 8 von 11 operierten Patienten Resorptionen der Fossa aufwiesen. Daraus wurde geschlossen, dass Resorptionen der knöchernen Fossa nur durch einen gleichzeitigen prothetischen Ersatz dieser selbst zu verhindern sind (Lindqvist, 1992).

Bessere Langzeitergebnisse können bei der AO/ASIF Rekonstruktionsplatte unter genauer Abwägung der Indikation, der Komplikationen und des Ausmaßes der Resektion bei Erhalt des Diskus (Carlson, 2002) oder mittels Einbringen eines gestielten Muskel- Fasziennippels des Musculus temporalis bringen (Driemel, 2009, Prein und Klotch, 1998).

3.2.5 Weiterentwicklung der AO/ASIF Prothese mit Rekonstruktionsplatte

Eine Weiterentwicklung der AO/ASIF TMJ Prothese stellt ein Condylus-Kopf Add-on System dar, welches eine einfachere Handhabung, eine beidseitige Verwendbarkeit des Aufbaus und eine durch die bispährisch, querovale Form maximale Kontaktfläche ermöglicht. Dieser Ersatz ist durch verschiedene Fixationsplatten höhenverstellbar (Driemel, 2007).



Abb. 9: Neu entwickeltes adaptierbares Kiefergelenkskopfimplantat-System (Condylar Head Add-on System) und Rekonstruktionsplatte (Synthes GmbH, 2016)

Auch andere Hersteller wie Medartis oder Stryker stellen adaptierbare Kiefergelenkskopf-Prothesen auf Rekonstruktionsplatten her.

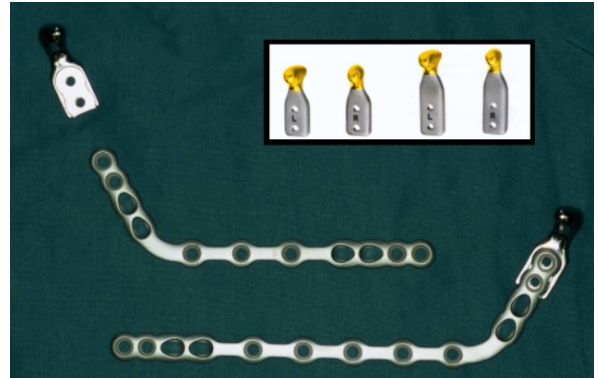


Abb. 10 und 11: Rekonstruktionsplatten mit Kiefergelenkkopf Add-on System der Firma Medartis und Stryker (Medartis.com, 2018, Driemel, 2009)

3.2.6 Silver Prothese

Silver et al. behaupteten, dass eine höhere Anzahl an deformierten Condylen als an abgeflachten Eminentiae vorhanden seien, weshalb sie nur den Condylus mittels Versenken eines intramedullären rechtwinkligen Pins ersetzten. Dazu wurde nach der Condylusresektion ein vertikales Loch in den verbliebenen Stumpf gebohrt und der Pin mittels PMMA Zement eingebracht und fixiert (van Loon, 1995).

Laut Driemel (2009) kann dieser PMMA Zement aber durch seinen Temperaturanstieg während der selbsthärtenden Polymerisation eine thermische Schädigung des umgebenden Gewebes bewirken und zusätzlich können abgeriebene Partikel neben den lokalen, auch systemische Wirkungen mit sich bringen (Driemel, 2009, Mercuri, 1992 und Lemons, 2000).

3.2.7 Raveh Prothese

1982 entwickelte Raveh einen Titan-Condylusersatz mit 3-dimensional adaptierbarem Gelenkkopf, welcher in korrekter Position mittels 2 Schrauben fixiert wurde. Am unteren Rand der Mandibula wurde dieser mittels THORP Schrauben fixiert (van Loon, 1995). Diese Komplexität führt aber zu einer intraoperativ schwierigen Positionierung sowie einer postoperativen Instabilität (Driemel, 2007).

Um eine Knochenresorption oder Knochenneubildung zu verhindern, wurde lyophilisierter Knorpel zwischen Prothesenkopf und Gelenkspfanne eingebracht. (Raveh, 1989).



Abb. 12: Raveh Thorp System (Driemel, 2009)

3.2.8 Flot Prothese

Flot et al. (1984) nahmen sich für ihren Condylus-Ersatz Hüftgelenksprothesen zum Vorbild. Diese bestehen aus einem sphärischen Kopf, welchem eine freibewegliche Schale aus Metall und Polyethylen aufgesetzt wurde. Im Gegensatz zu Hüftprothesen wurde diese Schale nicht am Knochen fixiert, wodurch nach Flot et al. eine Rotation zwischen Condyluskopf und Polyethylen-Oberfläche stattfinden kann. Die Vorwärts- und Seitwärtsbewegung wird durch Rotation der Schale gegen die Schädelbasis ermöglicht. Dieser Aufbau wurde in die Mandibula geschraubt (van Loon, 1995).

Seit 1987 wird die Kappe aus Aluminium-Oxid-Keramik gefertigt, da es durch die Kombination aus Metalllegierung und Polyethylen zu Partikelabrieb kommen kann (Driemel, 2009).

3.3 Totalprothesen

Folgende Prothesen für den gesamten Kiefergelenkersatz werden aufgezeigt.

3.3.1 Christensen Prothese

1965 fertigte Christensen eine totale Kiefergelenksprothese an, indem er seiner fossa-eminentia Prothese eine Condylus-Prothese, bestehend aus einem PMMA Condylus, der auf einer Vitallium Ramuskomponente fixiert war, hinzufügte. Diese konnte an den Ramus mandibulae geschraubt werden (van Loon, 1995).

3.3.2 Kiehn Prothese

1974 bildete Kiehn einen totalen Kiefergelenkersatz, indem er das Prinzip der Christensen Fossa-Prothese und der Ramus-Prothese von Hahn kombinierte und diese mittels PMMA Zement am Ramus sowie an der Schädelbasis fixierte. Zusätzlich gab es für eine bessere Retention noch Bohrlöcher an beiden Oberflächen (van Loon, 1995).

3.3.3 Morgans´ Kiefergelenkersatz

1976 designte Morgan einen Condylusersatz, welchen er mit seiner Eminentia-Prothese zu einem totalen Gelenkersatz kombinierte. Dieser Condylusersatz bestand aus einem auf einer Vitalliumplatte befestigten Acrylkopf, welcher mit monocorticalen Schrauben an den Ramus mandibulae fixiert wurde (van Loon, 1995).

3.3.4 Momma Prothese

1977 fertigte Momma aufgrund der hohen Belastung im Kiefergelenk eine rein aus Metall bestehende Chrom-Cobalt Prothese an, welche im Bereich der Fossa und des Ramus mandibulae mittels Schrauben fixiert wurde (Driemel, 2009). Das

Fossainterponat erlaubte dem Condylus Bewegungsfreiheit in anterior-posterior Richtung, die mediolaterale Bewegung war allerdings eingeschränkt (van Loon, 1995).

3.3.5 Kummoonas Prothese

Eine ganz spezielle Kiefergelenksprothese fertigte Kummoona im Jahr 1978 an. Die Fossa-Komponente wurde mittels Schrauben fixiert und bedeckte die Fossa und die Eminentia. Der Condylus, welcher aus einer Chrom-Cobalt Legierung bestand und auf einer durchlöcherter Platte befestigt war, die zwischen medialer und lateraler Kortikalis des Ramus eingebracht wurde, ist mittels PMMA Zement fixiert worden. Fossa, Eminentia und Condylus wurden abgeflacht gestaltet, um eine Einwanderung von fibrösem Gewebe aus der Kapsel zu ermöglichen. Dadurch sollte laut Kummoona der direkte Kontakt der beiden Gelenksflächen verhindert und somit auch die Abnutzung reduziert werden (Kummoona, 1978).

3.3.6 Vitek-Kent Prothese

Kent ergänzte 1982 seine Condylusendoprothese mit einem zusätzlichen Fossaersatz, um vor allem unter Vorhandensein von degenerativen und entzündlichen Kiefergelenkserkrankungen, die bei einigen PatientInnen auftretende Resorption der Fossa zu verhindern. Dieser totale Gelenksersatz wurde als Vitek-Kent Prothese in Umlauf gebracht.

Der Fossaanteil war eine aus Proplast und Teflon geschichtete Arbeit in S-Form, die von der lateralen Ansicht der radiologischen Aufnahmen abgeleitet wurde.

Die anfänglichen Schichtungen mit Teflon und Proplast I (PTFE-Polytetrafluorethylen und Graphit) wurden durch Teflon-Proplast II (Aluminiumoxid) abgelöst (Kent, 1986).

Die Vitek-Kent Prothese wurde 1990 jedoch wieder vom Markt genommen, da die Kombination aus einem Metall-Condylus und der Proplast-Teflon-Fossa zu Materialabrieb, der wiederum zu Knochenresorption, Fremdkörperreaktionen, Weich- und Hartgewebszerstörung und Schmerzen führen konnte, die selbst nach der Explantation anhielten (van Loon, 1995).

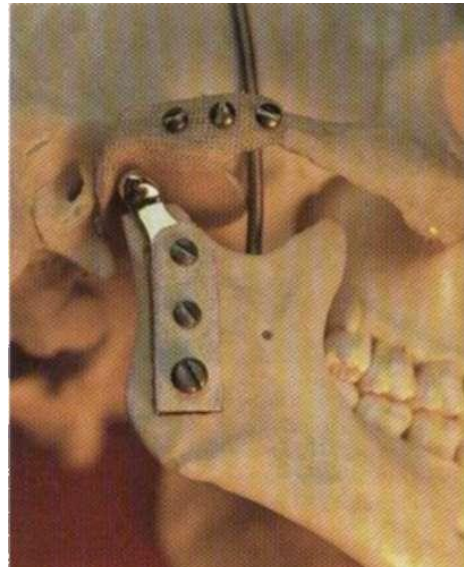
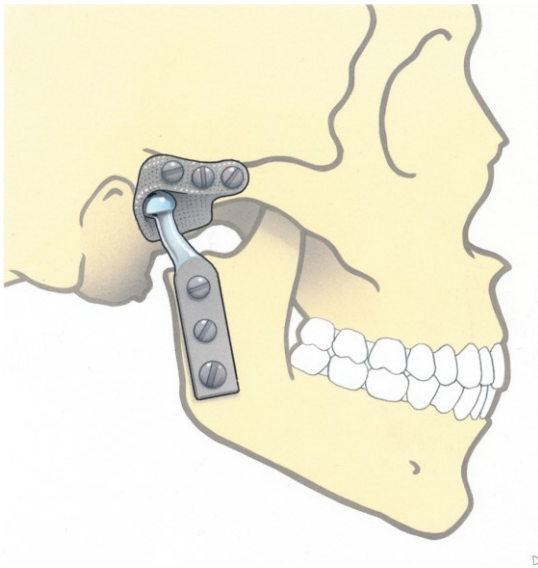


Abb. 13 und 14: Vitek-Kent Prothese (Meurechy, 2018 und Quinn, 1998)

3.3.7 Sonnenburg und Fethke

Deren Gelenksprothese bestand aus einem sphärischen Gelenkskopf, welcher auf die Basis der verbliebenen Mandibula gesetzt und mit einer Platte durch 4 bis 5 Schrauben fixiert wurde.

Da kein Diskus mehr vorhanden war, der den Druck sowie Stöße absorbieren konnte, wirkten Sonnenburg und Fethke der Gefahr der Fraktur der dünnwandigen Fossa mittels einer in die Eminentia articularis verschraubten Metall-Fossaprothese entgegen.

Diese wurde an Schädelknochen gefertigt und anhand von radiologischen Aufnahmen entsprechend patientenspezifisch ausgewählt. Um die Passgenauigkeit zu optimieren wurde zwischen die künstliche Fossa und den Condylus PMMA Zement eingefügt (van Loon, 1995).

Sonnenburg et al. zeigten 1985 auf, dass die durchschnittliche Beißkraft durch die Prothese jedoch um gute 20% herabgesetzt und die laterale Bewegung um 1mm reduziert wurden. Durch den Verlust der Ansatzfläche des M. pterygoideus lateralis wurde auch die Protrusionsfähigkeit der PatientInnen genommen.

Mit diesen Überlegungen fertigten Sonnenburg und Sonnenburg eine neue Prothese, welche eine geringere anterior-posterior Ausdehnung der Fossaprothese sowie des Mandibulaersatzes beinhaltete. Die Fossa wurde nun

aus Polyethylen gefertigt, bei dem bereits in Hüftprothesen seine gute Fähigkeit als Stoßkraftabsorber gezeigt wurde. Die schmalere Form der Mandibula ermöglichte das Biegen der Platte und somit die genauere Anpassung (van Loon, 1995).

3.3.8 Techmedica – TMJ Concepts Prothese

1989 wurde von Techmedica eine speziell an den Patienten angepasste Totalgelenksprothese entworfen. Um die genaue Passung an den jeweiligen Patienten zu ermöglichen, wurden exakte dreidimensionale CT-Scans aufgenommen, anhand derer dann ein stereolithografisches Plastik-Modell angefertigt werden konnte (Driemel, 2009).

An dieses Modell wird dann der Kiefergelenksersatz patientenspezifisch mittels CAD-CAM Technologie (computer-aided design / computer-aided manufacturing) entworfen und gefertigt (Wolford, 2003).

Als Fossaersatz wurde eine Titanschale angepasst, an welche dann mehrlagige Titan-Gitter an der cranialen und caudalen Seite angebracht wurden. Das craniale Netz soll das Einwachsen von Knochen und Weichgewebe für eine bessere Stabilität gewährleisten, das caudale dient als Befestigungsgrundlage für die aus ultra-high-molecular-weight-polyethylene (UHMWPE) gefertigte artikulierende Fossaoprothese. Dieser Fossaersatz wurde mittels Schrauben an den Arcus zygomaticus geschraubt (van Loon, 1995).

Die Condyluskomponente besteht aus einer Titanlegierung als aufsteigender Ast, der mit vielen Schrauben befestigen werden kann und einem Caput mandibulae aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän Legierung. Der Kopf und das Polyethylen-Gegenstück der Fossa sind genau aneinander angepasst um eine große Kontaktfläche und somit eine gute Lastverteilung zu gewährleisten und um den Abrieb zu minimieren. Diese Prothese wurde 1999 von der FDA zugelassen (Driemel, 2009).

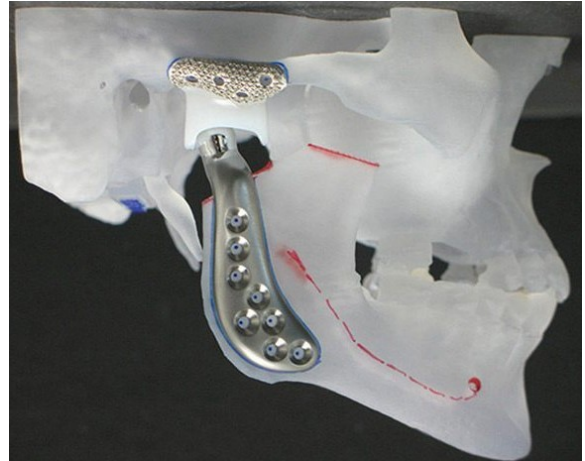
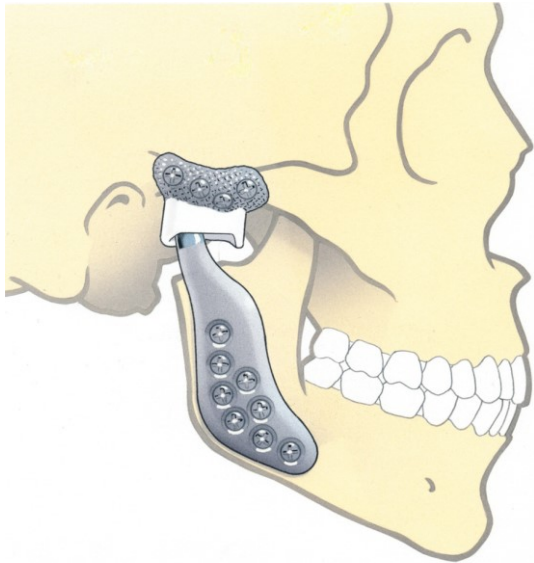


Abb. 15 und 16: TMJ Concepts Prothese (Meurechy, 2018 und TMJconcepts.com, 2018)

3.3.9 Falkenström Prothese

1993 entwarf Falkenström eine Prothese, bei der er das Rotationszentrum unterhalb des natürlichen Mittelpunktes des Condylus setzte. Damit sollte bei der Mundöffnung, auch wenn der Patient keine reine Protrusionsbewegungen mehr durchführen kann, eine Translationsbewegung gewährleistet werden (van Loon, 1995).

3.3.10 Hoffman und Pappas Prothese

Seit 1995 gibt es die Prothese von Hoffman und Pappas. Ebenso wie bei der Gelenkprothese von TMJ Concepts ist auch bei dieser Prothese die Fossa aus Titangittern aufgebaut, auf welchen die Gelenkfläche aus UHMWPE aufgesetzt wird. Auch der Ramus wird aus einer Titanlegierung gefertigt. Neu ist, dass Hoffman et al. die Oberfläche mit Titan-Nitrit überzogen um bessere Belastungseigenschaften zu erzielen (Driemel, 2009).

Die Prothese von Hoffman und Pappas wartet derzeit noch auf die Genehmigung der FDA.

3.3.11 Christensen Prothese neu – Nexus CMF System

Christensen erneuerte seine Prothese zwischen 1995 und 1996. Durch die Studien die zeigten, dass PMMA Partikel unter Belastung losgelöst werden, ersetzte er den Einsatz von PMMA durch einen Vitallium-Condyluskopf, eine Kobalt-Chrom-Molybdän Legierung. 1997 wurde die Prothese durch das Fertigen eines stereolithographischen Modells noch spezifischer an die PatientInnen angepasst (Driemel, 2009). Diese Prothese, sowohl der totale Kiefergelenksersatz, als auch nur der partielle, wurde durch die FDA 2001 zugelassen und in Europa CE zertifiziert.

Heute ist die Prothese aufgrund des Bankrotts der Firma unter dem Namen patientenspezifische Nexus CMF System Prothese bekannt (Johnson, 2017).

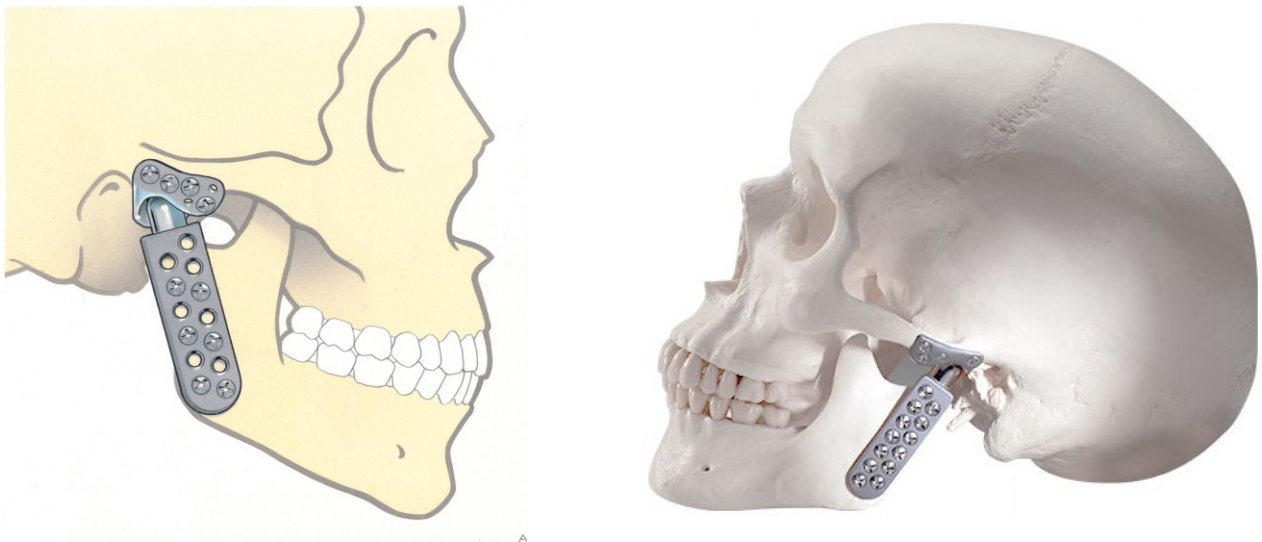


Abb. 17 und 18: Christensen (Nexus CMF) Prothese (Meurechy, 2018 und NexusCMF.com, 2018)

3.3.12 TTN-TMJ Prothese

Bütow entwickelte 2001 eine der natürlichen Anatomie des Kiefergelenks entsprechende Titan Prothese, bei der Fossa- und Condylusoberfläche ebenfalls mit einer Schicht aus Titan-Nitrid überzogen wurden, woraus die TTN Prothese entstand. Das sollte zu einer Härtung der miteinander artikulierenden Bereiche führen (Driemel, 2009).

3.3.13 Groningen Prothese

Van Loon beschreibt 2002 einen totalen Kiefergelenksersatz, welcher aus einer Schädel-, einer Diskus- und einer Mandibulakomponente besteht. Die Basisidee war es das Rotationszentrum im Vergleich zu anderen Prothesen weiter nach inferior zu verlagern und so eine der natürlichen Position des Condylus nachempfundenen Lage zu ermöglichen. Dadurch sollte die natürliche Öffnungsbewegung imitiert werden.

Die Elemente der Fossa und Mandibulakomponente wurden aus Titan bzw. Titanlegierungen gefertigt

Zwischen den aus Zirkoniumoxidkeramik gefertigten artikulierenden Flächen der Prothese wurde daher ein leicht beweglicher UHMWPE Diskus positioniert, welcher kleine Bewegungen im superioren und inferioren Teil des Diskus ermöglicht.

Der Fossaersatz wurde, um die individuelle Passgenauigkeit zu optimieren, aus 2 verbundenen Teilen gefertigt. Einem „basic part“, welcher seitlich mittels Schrauben an das Tuberculum articulare fixiert wurde und einem „fitting member“, welcher durch eine um eine vertikale Achse mögliche Rotation die optimale Lage gegen die Eminentia durch „das selbst finden“ dieser erlaubt.

Für diese Anpassungsmöglichkeit der Schädelkomponente wurden 4 verschiedene basic parts und 3 fitting members entworfen.

Das Mandibulaelement wurde in 4 Varianten gefertigt und auch verschraubt.

Um den finalen Halt zu gewährleisten wurde der Diskus mittels „Schnappverbindung“ auf den Condylusteil gesetzt (van Loon, 2002).

Heute gibt es wie von Kraeima et al. (2018) beschrieben, eine Weiterentwicklung dieser Groningen stock-Prothese in Form einer individualisierten Endoprothese, was eine bessere Passung, erhöhte Genauigkeit und bessere Vorhersagbarkeit ermöglicht.

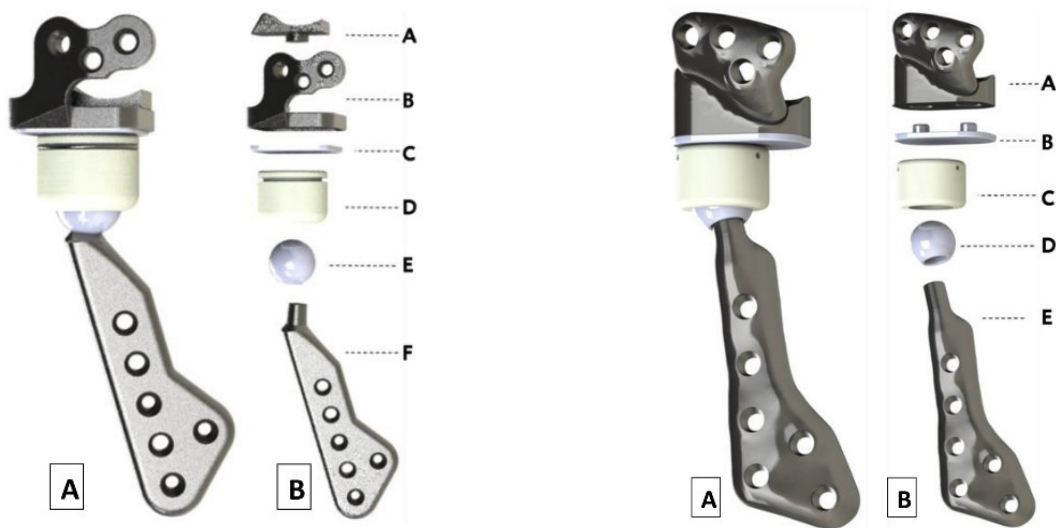


Abb.19: Groningen stock Prothese (Kraeima, 2018)

Abb. 20: Groningen custom-made Prothese (Kraeima, 2018)

3.3.14 Biomet Prothese

Die Biomet „TMJ Replacement System“ Prothese ist eine Prothese, die konfektioniert oder individualisiert hergestellt werden kann. Die Komponente der Fossa ist aus UHMWPE gefertigt, welches hohe Abrasionsbeständigkeit aufweist. Die Fossa der stock-Prothese wird in 3 Größen angeboten: klein, mittel und groß. Die Komponente der Mandibula ist aus einer Co-Cr Legierung gefertigt. An der dem Ramus zugewandten aufgerauten Oberfläche ist mittels Plasma-Spray Verfahren eine Titanbeschichtung aufgebracht, welche die Interaktion zwischen Knochen- und Implantatoberfläche erhöht.

Diese Komponente wird in 3 Längen (45, 50 und 55mm) und 3 Ausführungen (standart, narrow und offset) angeboten.

Die Prothesenbestandteile werden mittels Schrauben an Schädel und Mandibula befestigt (Giannakopoulos, 2012).

Zu Beginn wurden Unebenheiten zwischen Prothese und Fossa mittels PMMA Zement ausgeglichen, dies wird heute von der Gesellschaft jedoch nicht mehr empfohlen, da es unter Belastung zum Auswaschen von PMMA Fragmenten kommen kann (Driemel, 2009). Um dies auszugleichen, kann auf eine individualisierte Anfertigung zurückgegriffen werden.

Die Biomet-Prothese ist CE Zertifiziert und ihr wurde 2005 durch die FDA die volle Genehmigung für den Einsatz erteilt (Giannakopoulos, 2011).

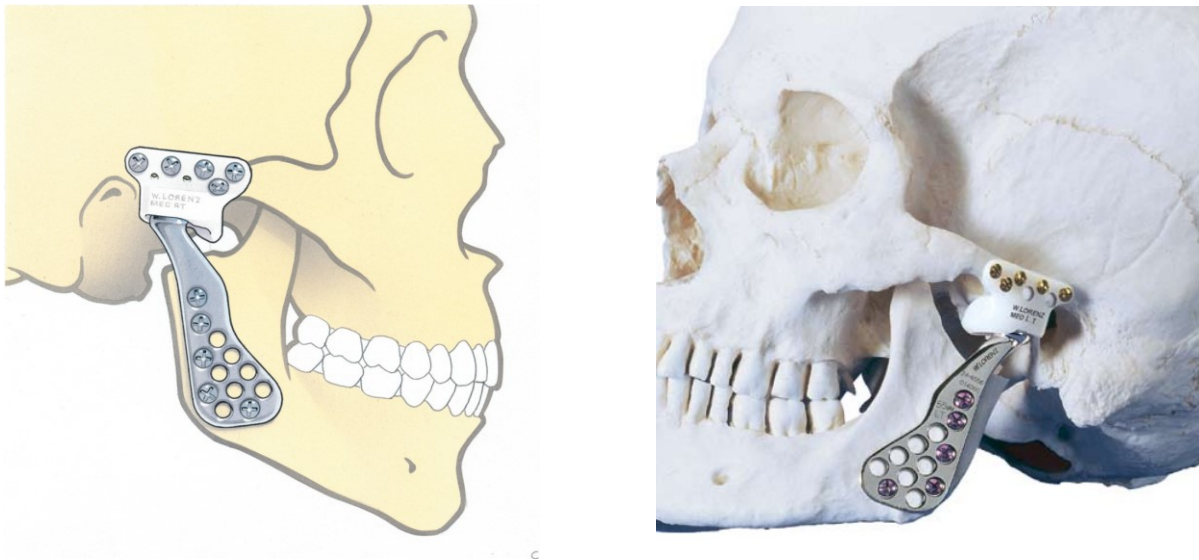


Abb. 21 und 22: Biomet Prothese (Meurechy, 2018 und zimmerbiomet.com, 2018)

3.4 Materialien und deren Anforderungen

Die richtigen Materialien für den alloplastischen Gelenkersatz auszuwählen stellt die Grundlage für den Erfolg dar.

Während in der Orthopädie etliche und genaue Studien mit Vor- und Nachteilen zu den für zum Beispiel bei Hüftprothesen verwendeten und akzeptierten Materialien vorliegen, sind diese für den Kiefergelenkersatz in der Literatur rar zu finden.

Die Wichtigkeit der Verwendung richtig ausgewählter Materialien wird an der in der Vergangenheit anzufindenden Vielzahl an verschiedenen Kiefergelenksprothesen sichtbar. Falsche Materialien für den falschen Einsatz können zu Überempfindlichkeitsreaktionen, Riesenzell-Fremdkörperreaktionen, Frakturen, dem Implantatverlust und weiteren, dem nicht adäquaten Einsatzbereich der Werkstoffe geschuldeten Nebenwirkungen führen (Meurechy, 2018).

Kiefergelenksprothesen müssen nach van Loon (2002) 3 Hauptanforderungen erfüllen: die Imitation der funktionellen Bewegung, eine gute Passung an den Schädel und eine lange Lebensdauer.

Hierfür ist auch die Auswahl der richtigen Werkstoffe unabdingbar.

Kiefergelenksprothesen können nicht mit anderen Prothesentypen wie Hüft- oder Knieprothesen gleichgesetzt werden, da alleine schon die Belastungen klare Unterschiede mit sich bringen. Während die Hüfte ein konzentrisches, rotatorisches Gelenk ist, kommen bei dem Kiefergelenk sowohl rotatorische als auch translatorische Bewegungen auf einer kleineren und weniger kongruenten Fläche zusammen.

Dies führt dazu, dass auch die Materialien nicht einfach übernommen werden können.

Ein Beispiel stellt das Nicht-Vorhandensein von Riesenzell-Fremdkörperreaktionen bei Metall-UHMWPE Kiefergelenksprothesen dar, die hingegen bei Hüftgelenksprothesen schon gefunden werden können (Meurechy, 2018).

3.4.1 Anforderungen

Das Design und die Auswahl an Prothesenmaterialien hängen von ihrem medizinischen Einsatzgebiet ab und müssen folgende Anforderungen erfüllen bzw. berücksichtigen.

3.4.1.1 Biokompatibilität

Biokompatibilität beschreibt die Eigenschaft eines in direktem Kontakt mit lebenden Geweben befindlichen Materials, keinen negativen Einfluss auf die Implantatstelle oder den gesamten Stoffwechsel auszuüben (Meurechy, 2018).

Es gilt immer zu bedenken, wie sich das Material im Körper verhält, wie die Wirtsantwort auf das Material ausfällt und in weiterer Folge daraus mögliche Komplikationen resultieren können (Geetha, 2009).

3.4.1.2 Mechanische Eigenschaften

Je nach Verwendung muss ein Implantat verschiedene mechanische Eigenschaften aufweisen. Im Bereich der Kiefergelenksprothesen stellen Härte, E-modul, Zugfestigkeit und das Dehnungsverhalten solche Eigenschaften dar.

Die Ermüdungsfestigkeit (Wert der Spannung bei der nach x-Zyklen ein Versagen des Materials eintritt) ist ein Wert, der für den langfristigen Erfolg aussagekräftig ist. Anders ausgedrückt: die Reaktion eines Materials auf die dauernden Belastungen oder Dehnungen wird durch die Ermüdungsfestigkeit beschrieben (Geetha, 2009).

Mechanische Eigenschaften von Knochen und Implantat sollen einander angepasst sein um ein Brechen von Implantat oder Knochen aufgrund von unzureichender Festigkeit oder aufgrund von einer Fehlanpassung zwischen den mechanischen Eigenschaften von Knochen und Implantat zu verhindern (Geetha, 2009).

Der E-Modul, welcher den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung eines Körpers bei Verformung beschreibt, sollte auf den des Knochens abgestimmt sein, da es sonst zu einem Phänomen namens „stress shielding effect“ kommen kann. Dabei nimmt das Implantat durch seinen höheren E-Modul mehr Kraft der Belastung auf und schützt den Knochen sozusagen vor dieser. Dies führt jedoch dazu, dass durch die niedrigere Belastung der Knochen beginnt, sich abzubauen und an Dichte zu verlieren was zum Verlust des Implantates führen kann. Aus diesem Grund sollten Materialien verwendet werden, die einen mit Knochen vergleichbaren E-Modul aufweisen (Meurechy, 2018).

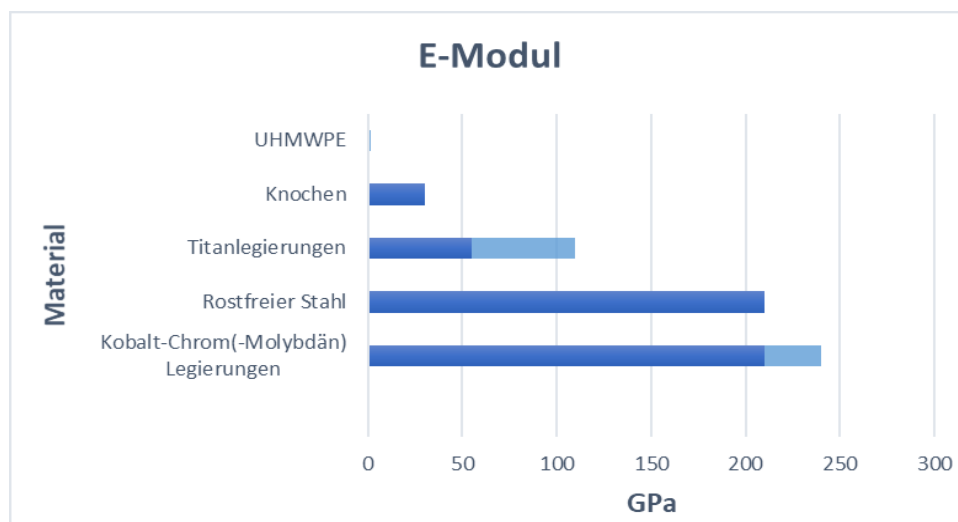


Abb. 23: E-Module verschiedener Materialien

3.4.1.3 Korrosions- und Verschleißfestigkeit

Nicht an die Anforderungen angepasste Korrosions- und Verschleißfestigkeit der Materialien kann zum Freisetzen von nicht-kompatiblen Partikeln der Implantate in den Körper führen, welche allergische und Vergiftungsreaktionen auslösen können. In den umgebenden Geweben kann es zu verschiedenen Reaktionen wie Fremdkörperriesenzellreaktionen kommen. Der Partikelabrieb kann bis zu dem Verlust des Implantates führen. Die Lebensdauer der Implantate ist hauptsächlich durch ihre Abrasions- und Verschleißfestigkeit gegeben (Geetha, 2009).

Diese wird durch verschiedene Parameter wie Oberflächenbeschaffenheit und Geometrie der artikulierenden Flächen definiert (Meurechy, 2018).

3.4.1.4 Osseointegration

Die Fähigkeit eines Materials zur Osseointegration ist ausschlaggebend für die Langlebigkeit eines Implantates. Ist eine Oberfläche nicht in der Lage mit dem Knochen und anderen Geweben zu interagieren, kann es durch Mikrobewegungen und einer daraus resultierenden bindegewebigen Ausheilung zwischen der Implantat- und Knochenoberfläche zur Lockerung und zum Verlust des Implantates kommen. Oberflächliche Rauigkeit, die Topographie und Oberflächenchemie sind daher für die richtige Oberflächenbeschaffenheit zur Gewährleistung der Osseointegration von entscheidender Bedeutung (Geetha, 2009).

Ebenso eine Rolle für den dauerhaften Verbund spielt die Primärstabilität. Diese wird durch die entsprechende Befestigung zum Zeitpunkt der Implantation gesichert. Dadurch werden Mikrobewegungen und somit eine bindegewebige Ausheilung, Knochendegeneration und in weiterer Folge Verlust bzw. Komplikation des Implantates vermieden.

Ebenfalls wichtig ist eine gute Passung der Prothese und Fixierung mittels Schrauben, was bei vielen Patienten durch vorherige chirurgische Eingriffe, oder durch deren Pathologie eine Herausforderung darstellen kann.

Einige frühere Prothesen verwendeten daher PMMA Zement, um eine bessere Passung zu bekommen. Dieser Ansatz wurde jedoch verworfen, da es durch die Polymerisation zu thermischen Traumen des umgebenden Gewebes und zur Fragmentierung mit daraus resultierenden Reaktionen kam.

Dieses Problem wird bei den heute durch die FDA zugelassenen Prothesen durch verschiedene zur Auswahl stehende Größen und Formen bei vorgefertigten Modellen und Adaption dieser während des Eingriffs, oder durch genaue präoperative individuelle Anfertigung der Prothese verhindert (Meurechy, 2018).

3.4.2 Materialien

Die heute verwendeten Materialien der chirurgischen Implantate beinhalten rostfreien Stahl, Kobalt-Chrom Legierungen sowie Titan und seine Legierungen. Doch wurden, wenn es um den alloplastischen Ersatz des Kiefergelenks geht, im Laufe der Geschichte neben diesen Metalllegierungen auch andere weniger gut geeignete Materialien verwendet.

3.4.2.1 Rostfreier Stahl

Rostfreier Stahl hat durch seine geringen Kosten, seine hervorragende Bearbeitbarkeit, seine Korrosionsbeständigkeit und die Verfügbarkeit eine lange Geschichte als Biomaterial hinter sich. Durch Hinzufügen von Legierungselementen wie Chrom, Molybdän oder Stickstoff können die Korrosionsbeständigkeit und die Oxidationsbeständigkeit noch weiter erhöht werden und ermöglichen es, Nickel, der als Zusatzstoff in rostfreiem Stahl vorhanden sein, im Körper durch Korrosion gelöst werden und Reaktionen verursachen kann, zu ersetzen. Nickelfreier Stahl scheint biokompatibler zu sein als Stahl mit. Was jedoch gegen Stahl in der Kiefergelenksprothetik spricht ist sein um ein vielfaches höherer E-Modul als jener des Knochens (Geetha, 2009).

3.4.2.2 Polytetrafluorethylen

Polytetrafluorethylen (PTFE), Proplast ®, welches über gute Eigenschaften wie einen niedrigen E-Modul, gute Festigkeit und die Gegebenheit des schnellen Einwachsens von Hart- und Weichgeweben verfügt, führten zu entzündlichen Reaktionen, anhaltender Schmerzsymptomatik nach dem Eingriff, Riesenzell-

Fremdkörperreaktionen und Zerstörung der angrenzenden Gewebe (Driemel, 2009). Weiters zeigten sich Frakturen und gelöste Schichten des Materials. In Tierstudien wurde zudem gezeigt, dass PTFE karzinogen wirkt (Meurechy, 2018).

Heutzutage werden für Kiefergelenksprothetik Titan/Titanlegierungen, Kobalt-Chrom/Legierungen und UHMWPE als Goldstandard angesehen und verarbeitet.

3.4.2.3 Kobalt-Chrom (-Molybdän) Legierungen

Kobalt-Chrom Legierungen zeigen hohe Festigkeits-, Härte- und Belastungswerte sowie eine sehr gute Korrosionsbeständigkeit, welche durch das Entstehen einer schützenden Kobalt-Chrom-Oxidschicht noch gesteigert wird (Niinomi, 2012).

Zusätzlich kommt eine gute Ermüdungsfestigkeit und Biokompatibilität hinzu (Meurechy, 2018).

Die heute verwendeten Legierungen wurden aufgrund der nachgewiesenen Toxizität von Nickel als nickelfreie Kobaltlegierung entwickelt (Niinomi, 2012).

In allen von den heute durch die FDA zugelassenen Totalprothesen werden für die condylären Anteile des Gelenks aufgrund dieser guten Eigenschaften Co-Cr-Mo Legierungen verwendet.

Jedoch zeigen diese Verbindungen durch ihren hohen E-modul eine Anfälligkeit für den „Stress-Schutz Mechanismus“ (Meurechy, 2018).

3.4.2.4 Titanlegierungen

Titan und seine Legierungen haben zwar eine leicht geringere Festigkeitsbeständigkeit und Ermüdungsresistenz, stehen aber durch Ihre überaus hohe Biokompatibilität, die geringere Dichte, hohe Korrosionsbeständigkeit, den besser an den Knochen angepassten E-modul und das hohe Gewebeintegrationspotential für die Verwendung als Implantate sehr hoch im Kurs (Geetha, 2008, Meurechy, 2018).

Die Freisetzung von Metallionen ist durch eine schützende Titanoxid-Schicht, deutlich geringer als bei anderen verwendeten Materialien, was die sehr hohe Biokompatibilität erklärt.

Jedoch hat auch Titan noch seine Schwachstellen. Durch die weichere Beschaffenheit sowie die geringere Abriebsbeständigkeit sind Titan und seine Legierung nicht optimal für artikulierende Oberflächen geschaffen.

Ebenso können nach einer gewissen Zeit durch die trotzdem bestehende Korrosion Titan-, Aluminium- und Vanadiumionen freigesetzt werden. Diese können zu Langzeit-Gesundheitsproblemen wie Osteomalazie und Neuropathien führen (Geetha, 2008, Niinomi, 2012).

Um die weichere Oberfläche gegen den Abrieb und die daraus resultierenden Probleme beständiger zu machen, gibt es Oberflächenmodifikationen, wie Beschichtungen mit Diamant, die derzeit in Untersuchung stehen (Singh, 2007).

3.4.2.5 Ultrahochmolekulares Polyethylen

Ultrahochmolekulares Polyethylen (UHMWPE, UHMW) ist ein komplexes Material, das die mechanischen Eigenschaften durch seine 2-phasige, kristalline und amorphe, Struktur erhält. Es wird seit gut 50 Jahren als Bestandteil von totalen Gelenksprothesen verwendet (Sobieraj, 2009).

So auch in der Kiefergelenksprothetik, wo die heute zugelassenen Prothesen von Techmedica und Biomet auf UHMWPE Bestandteile zurückgreifen.

Es ist ein günstiges Material in seiner Herstellung und bietet neben guten mechanischen Eigenschaften, wie seiner hohen Steifigkeit, des niedrigen Reibungskoeffizienten und seiner guten Stoß- bzw. Schlagdämpfung, eine gute Beständigkeit gegen Körperflüssigkeiten sowie einen an den Knochen angepassten E-modul. Im Verlauf der letzten Jahrzehnte wurden diese Kunststoffe immer weiterentwickelt und resultieren in den hochgradig vernetzten UHMWPEs, die eine gesteigerte Verschleißfestigkeit und einen noch geringeren Reibungskoeffizienten haben. Zurzeit gibt es keine Berichte über durch UHMWPE Partikelabrieb induzierte Osteolysen (Mercuri, 2012).

Ein Problem welches jedoch entstehen und in weiterer Folge zu erhöhten Mikrobewegungen und dem potenziellen Verlust der Prothese führen kann, ist die

langsame Verformung aufgrund von andauernden Belastungen, auch Kriechen oder Kaltverformung genannt.

Ein anderes Problem stellt das sogenannte „shelf aging“ dar, welches das Freisetzen von freien Radikalen beschreibt, das bei dem Gammastrahlungssterilisationsverfahren entsteht. Damit wird ein Vorgang des oxidativen Abbaus beschrieben, wodurch die mechanischen Eigenschaften zwischen der Lagerung und dem Zeitpunkt der Implantation des Materials verschlechtert werden. Diesem Zustand kann aber durch gleichzeitiges Einleiten von neutralem Gas oder Vakuum während der Sterilisation, sowie durch die Verwendung von Antioxidantien wie Vitamin E entgegengewirkt werden (Meurechy, 2018).

3.4.2.6 Zukunftsaussichten

Laut Onoriobe et al. (2016) soll der Einsatz von totalen Kniegelenksprothesen bis 2030 weiter ansteigen (siehe Abb. 24).

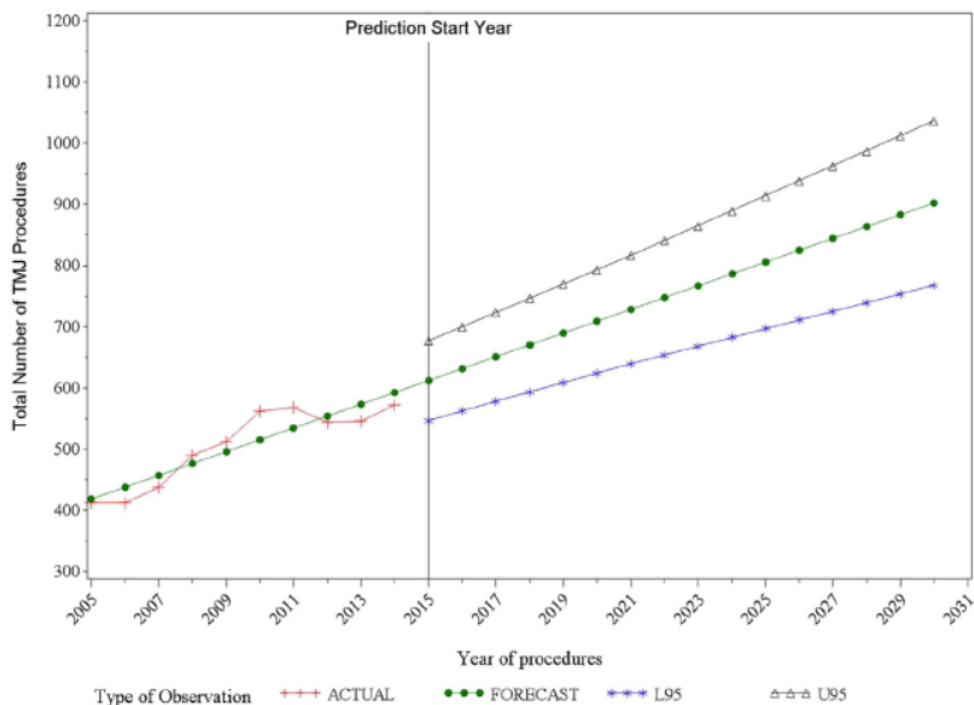


Abb. 24: vorausgesagte Anzahl an totalen Kniegelenkersatz-Operationen in den nächsten 16 Jahren (Onoriobe et al., 2016)

Aus diesem Grund soll der Fokus laut Meurechy (2018) in der Zukunft auf die Entwicklung neuer Materialien wie beispielsweise zirkoniumdioxidverstärktes Aluminiumoxid (ZTA), welches die hohe Abriebfestigkeit und Altersbeständigkeit von Aluminiumoxid und die Bruchfestigkeit und Härte von Zirkondioxid verbindet. Weitere Möglichkeiten bieten Verfahren zur Oberflächenmodifizierung. Dazu können beispielsweise bei Titan die Anregung der Zellantwort für eine erhöhte Osseointegration, durch Minderung bakterieller Bindung und daraus resultierender Infektionen, die Oberflächenbeschaffenheit (Rauigkeiten bei direkten Knochenkontakt für bessere Zelladhäsion und Knochenintegration, oder Glätte bei Flächen wo keine Bakterien anlagern sollen), sowie der Einsatz von Biomolekülen auf der Oberfläche, die die Integration steigern, zählen.

Ebenfalls kann eine Schicht diamantähnliches Carbon auf der Oberfläche die Reibungseigenschaften erhöhen (Meurechy, 2018).

Kiefergelenksprothesen sind noch immer kein standardisiertes Verfahren in den terminalen Behandlungsmöglichkeiten von Gelenkserkrankungen wie es Knie- oder Hüftprothesen sind, was zum Teil auf die negativen Erfahrungen aus früheren, durch falsche Materialien und deren falsche Anwendungsgebiete geschuldet wurde.

Durch das Entwickeln neuer Materialien und Bearbeitungsmöglichkeiten, sowie cad-cam Technologie und der 3D-Druck für individualisierte, perfekt passende Prothesen könnten Totalprothesen des Kiefergelenks aber bald auf ebensolche Akzeptanz stoßen (Meurechy, 2018).

3.5 Auswertung verschiedener Studien zum totalem KG-Ersatz

Ein Totaler alloplastischer Ersatz soll dem partiellen Ersatz, bei dem nur Fossa oder Condylus ersetzt werden, heutzutage der Vorrang gegeben werden, da in den meisten Fällen im Rahmen des Eingriffes der wie ein Polster wirkende Diskus entfernt wird, dadurch Knochen und Implantatmaterial direkt aneinander artikulieren und durch die auftretende Belastung zu Resorptionen, Partikelabrieb und zu Perforationen führen kann (Leandro, 2013).

Quinn 2000 zeigt in seiner Studie, dass ein natürlicher Condylus, der gegen eine Christensen Fossa artikuliert bei 57% der PatientInnen einen Revisionseingriff zur Folge hatte.

In folgender Tabelle werden Ergebnisse verschiedener Studien der heute präferierten totalen Kiefergelenksprothesen der 3 durch die FDA zugelassenen Modelle, TMJ Concepts, Biomet und Christensen (heute Nexus) in ihren Eigenschaften und erzielten Ergebnissen dargestellt und verglichen. Zusätzlich werden die Indikationen der entsprechenden Studien für den Ersatz dargestellt und aufgetretene Komplikationen aufgezeigt.

Anschließend werden die Ergebnisse im Kapitel 4 „Diskussion“ herausgearbeitet und besprochen.

Tab 1: Auswertung verschiedener Studien zum alloplastischen totalen Kiefergelenkersatz

Prothese	Autor	Indikation	Dauer Ø	Pat. KG.	OPs zuvor Ø	Mund- öffnung incisal (mm) Ø	Schmerz Ø	Funktion/ Lebens- qualität Ø	Nahrung Ø	Lateral- Bew. Ø (mm)	Komplikationen
						prae-OP post-OP	prae-OP post-OP	prae-OP post-OP	prae-OP post-OP	prae-OP post-OP	
TMJ Concepts	Mercuri 1995	ankylosierte, degenerierte oder resorbierte Gelenke, erfolglose autologe Transplant., nicht erfolgreiche alloplastische Vitek-Kent bzw. Silastic	48 M	215 363	5,4	27% ver- bessert	58% ver- bessert	51% ver- besser	55% ver- bessert	18% ver- schlech- tert	9 Pat. Designfehler (Lockerung oder keine gute Passung), 3 Pat. biologische Fehler (Infektionen oder Immunreaktion), 1 Pat. Materialfehler, 5 Prothesen- entfernungen

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	-------------	--------------	------------------	---------	------------------------	---------	------------------	----------------

		Prothesen, schwere entzündliche Erkrankung, Autoimmun- reaktion									
Christensen (Nexus)	Chase 1995	voroperierte Pat., fehl- geschlagener autolog. oder alloplast. Ersatz (Vitek- Kent oder Silastic), Ankylose, Arthropathien	2,4 J	21 34	2,9	17,6 31,7	7,82 2,22	7,32 2,02	k.A.	k.A.	k.A.
Christensen (Nexus)	Saeed 2002	degenerative Gelenks- Erkrankung, Arthritis, Trauma, angeborene	43M	50 68	2,5	17,1 25,2	6,7 2,4	k.A.	k.A.	k.A.	N. facialis Schwäche, Infektion, neurologische Defizite, Dislokation,

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	-------------	--------------	------------------	---------	------------------------	---------	------------------	----------------

		Defekte, internal derangement									Schwellung und schmerzen bei 3 Pat. → Prothesen Entfernung, 2 Repositionen und 3 Revisionen
TMJ Concepts	Mercuri 2002	Arthritis, wiederkehren de Fibrose und/oder Ankylose, fehlgeschlage ne Gewebs- transplantate, fehlgeschl. alloplast. Rekonstrukt., Verlust vertikaler Höhe, Trauma, Knochen-	107,4 M	58 97	4,2	25,5 33,2	41,4* 9,8*	39,3* 12,4*	36,1* 11,7*	3 1,5	Keine Materialfehler, eine lose Ramus- Komponente (Schrauben- verlust nach Trauma)

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	-------------	--------------	------------------	---------	------------------------	---------	------------------	----------------

		resorption, Entwicklungs- störung									
Christensen (Nexus) und TMJ Concepts (IN)	Wolford 2003	Multiple OPs des KG, fehl- geschlagener allopl. Ersatz, Entzündung, Arthritis, Ankylose, Trauma, angeborene Defekte, Tumore	C: 20,8M T: 33M	C: 23 40 T: 22 38	C: 3,9 T: 2,6	C: 23,4 30,1 T: 27,4 37,3	C: 7,8 6,0 T: 7,2 4,1	C: 6,7 5,5 T: 6,9 3,9	C: 7,2 5,4 T: 5,9 3,9	k.A.	k.A.
TMJ Concepts	Wolford 2003	multiple voroperiert, fehl- geschlagener allopl. Ersatz, Arthritis, Autoimmun- erkrankung,	6.1 J	38 69	2,9	27,5 32,6	7,7 3,6	7,1 4,5	k.A.	2,1 1,7	5 Pat. heterotope Knochenbildung bzw. Fremdkörper- Riesenzell- Reaktion (alle hatten zuvor Proplast/Teflon

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	-------------	--------------	------------------	---------	------------------------	---------	------------------	----------------

		Ankylose, fehlende oder stark veränderte Strukturen									oder Silastic Prothesen), 1 lose Mandibula- Komponente (starker Bruxismus) Keine Prothesen/ Material Fehler
TMJ Concepts (In)	Mercuri 2007 (siehe Mercuri 2002)	Arthritis, wiederkehren de Fibrose und/oder Ankylose, fehl- geschlagene Gewebs- transplantate, fehl- geschlagene alloplast. Rekonstruk- tion, Verlust vertikaler	11,4 J	61 102	4,9	24,9 32,9	40,6* 11,2*	38,8* 18,2*	34,7* 11,2*	k.A.	k.A.
Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen

		Höhe, Trauma, Knochen- resorption, Entwicklungs- störung									
TMJ Concepts	Pinto 2009	Trauma, Arthritis, Ankylose, Condylus Resorption, Reaktionen und zerstörte Strukturen durch Proplast/ Teflon oder Silastic Prothesen, frühere OPs	3,4 J	47 90	2	31,1 35,4	6,3 3,3	6,3 4,0	5,6 3,4	4,3mm 1,7mm (-60%)	Pat. mit vorherigen PT/S Prothesen -> Re-Operation, Gelenks- Debridement wegen Fremdkörper- Riesenzellen Reaktion und heterotoper Knochenbildung
Biomet (St)	Wester- mark	Ankylose, degenerative	5 J	12 19	0-2	16,4 33,2	k.A.	k.A.	7,8 0	k.A.	4 Pat. N. facialis Schwäche -

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	-------------	--------------	------------------	---------	------------------------	---------	------------------	----------------

	2010	Gelenks- erkrankung, Kondylus- resorption, rheumatoide Arthritis									zeitlich begrenzt, Blutung
Christensen (Nexus) (St. + In.)	Kanatas 2011	Ankylose, internal derangement Arthritis, kongenitale Defekte, fehl- geschlagene Implantate, st.p. Osteotomie	1 J	46 60	k.A.	20,15 32,2	6,8 1,2	k.A.	k.A.	k.A.	1 Pat. nach 13m. allergische Reaktion, 2 Pat. Infektion, 5 Pat. vorübergehende n. facialis Schwäche, 2 Pat. Öffnungs- schwierigkeiten (st.p. Trauma)
Biomet (St)	Gianna- kopoulus 2012	Osteoarthritis rheumatoide Arthritis, traum. Arthritis, knöcherne	3 J	288 442	4,9	20,4 29,5	8 2,6	46% enthusiast- isch, 32% sehr erfreut,	8,2 2,5	k.A.	14 von 442 (3,2%) explantiert wegen heterotoper Knochenbildung oder Infektionen,

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	-------------	--------------	------------------	---------	------------------------	---------	------------------	----------------

		Deformitäten, Ankylose, Frakturen, Neoplasien						20% erfreut und 2 unerfreut			aber keine durch Prothesen bezogene/mech. Fehler.
Biomet (St. + In.)	Machon 2012	Ankylose, degenerative Gelenks- erkrankung, Arthritis, st.post Kondyl- ektomie, angeborene Defekte	2 J	27 38	2,9	17,7 29,1	4** 2,1**	k.A.	k.A.	k.A.	Blutung, n. facialis Parese, n. mentalis Hypästhesie, Depression, keine Infektionen oder Materialfehler, keine Reankylose
TMJ Concepts (In.)	Briceño 2013	Ankylose, Arthritis, anatomische Veränderung en, Frakturen, idiopathische condyläre Resorptionen	k.A.	27 41	k.A.	22,41 35,19	unilaterale OP: 5,92 1,38 bilaterale OP: 8	44,4% deutliche besser, 33.3% besser, 18,5% keine Änderung	k.A.	Bei allen Pat. reduz.	25,9% Komplikationen: vorübergehende Lähmung n. facialis, myofaciales Schmerzsyndrom dauerhafte

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	-------------	--------------	------------------	---------	------------------------	---------	------------------	----------------

		Neoplasien					2.07	3,7% beein- trächtigt			Parästhesie n. facialis, Tumor- Rezidiv
TMJ Concepts	Side- bottom 2013	Degenerative Krankheiten, multiple operiert, Arthritis, Ankylose, Revisionen (10 Christen- sen Proth. (Acryl- Abnutzungen und Metall Abrieb -> Schmerzen), Gelenks- infektionen	1 J	74 103	2	22,4 33,7	7,2 0,8	71 von 74 sehr zufrieden mit dem Eingriff	3,8*** 9,3***	k.A.	5 Dislokation (intraoperativ -> Therapie: intermaxilläre Fixation) 31 Pat. partieller, 2 totaler Ausfall des n. facialis., 1 Pat. bleibender Schaden n. fac., Blutungen, 2 Prothesen- Versagen wegen Infektionen
Biomet (St)	Leandro 2013	Ankylose, Condylus Resorption,	3,5 J	300 399	k.A.	11,33 41,8	1,2**** 0****	2,84**** 4,94****	2,16**** 4,98****	k.A.	Nach OP keine Infektionen, keine chirurgischen

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	-------------	--------------	------------------	---------	------------------------	---------	------------------	----------------

		Trauma oder vorherige OPs und -> veränderter Anatomie									Eingriffe aufgrund von Prothesenfehlern oder loser Schrauben
Biomet (In.)	Aagaard 2014	Arthritis, Ankylose, fehlgeschl. vorherige OPs, Nekrosen, Fraktur, funktionelle Deformität, degenerierte/ deformierte Gelenke, angeborene Defekte	3 J	61 81	97% zuvor OPs	29,5 31,8	7,2 1,6	k.A.	k.A.	k.A.	7 von 81 unerwünschte Ereignisse, 2 Gelenke davon benötigten eine Revision: 1x durch Infektion und 1x durch Allergie
TMJ Concepts (In.)	Burgess 2014	k.A.	43,6M	52 72	2	k.A.	TMJ C.: 6,23 1,69	TMJ Co.: 7,56 2,07	TMJ Co.: 5,87 1,88	k.A.	Keine Prothesen-/ Materialfehler 4 Pat. Neuropathien

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund-öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral-Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	----------	-----------	--------------	---------	---------------------	---------	--------------	----------------

und Biomet (St.)							Biomet: 8,14 2,71	Biomet: 7,29 2,43 (+ Lebens- qualität 6.68 2,11 7,71 1,57)	Biomet: 5,71 1,57		(<1 Jahr), 20 (27,78%) >1 Jahr, die meisten davon zuvor schon > 2 OPs, Schwellung 4,17%, Mundöffnungs- schwierigkeiten 1,39%
Biomet (St.)	Sanovich 2014	Degenerative Gelenks- erkrankungen Ankylose (fibrös und knöchern), missglückte vorige OPs, Arthritis, Trauma	30 M	36 62	3,4	26,1 34,4	7,9 3,8	4***** 2*****	6,8 3,5		4 Implantate entfernt: 2x heterotope Knochen- formation, 1x Infektion und 1x lockere Schrauben der Fossa- Komponente

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	-------------	--------------	------------------	---------	------------------------	---------	------------------	----------------

											(aber keine Geräte-/Material Fehler) k.A. über chirurg. Komplikationen
TMJ Concepts (In.)	Wolford 2015	Multiple OPs, fehl-geschlagene autologe Transplant., fehl-geschlagene alloplast. Implantate (Proplast-Teflon, Silastic), Arthritis, Ankylose, deformierte Anatomie -> Verlust der mandibulären	21 J	56 99	3	25,8 36,2	8 3	7,5 3	7 3	k.A.	Keine Verluste nach 21 Jahren aufgrund von Materialfehlern
Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund-öffnung	Schmerz	Funktion/Leb.Qual.	Nahrung	Lateral-Bew.	Komplikationen

		vertikalen Dimension, Tumor									
TMJ Concepts (+ Fett- gewebs- transplant.)	Wolford 2016	Ankylose (hauptsächl. d. Trauma)	68 M	32 48	2	14,5 35	8,0 1,5	8 2,5	7 3	0,75 1,65	2 Pat. heterotope Knochenbildung (keine Ankylose), beide vorher Proplast/Teflon Implantate, 1 Pat. Infektion, 1 Pat. Lockerung
Biomet (St. + In.)	Gerbino 2016	Ankylose	49 M	22 12	k.A.	7,9 27,3	7 4,3	8,4 3,8	7,9 3,3	k.A.	1 intraoperative Blutung, 1 Okklusio- verschlechterung
Biomet	Hu 2017	Ankylose (d. Trauma oder Infektion)	22 M	11 15	1,5	5,5 31,5	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	Kein Prothesen- Verlust, Bruch, oder Infektion

Prothese	Autor	Indikation	Dauer	Pat. KG.	OPs zuvor	Mund- öffnung	Schmerz	Funktion/ Leb.Qual.	Nahrung	Lateral- Bew.	Komplikationen
----------	-------	------------	-------	-------------	--------------	------------------	---------	------------------------	---------	------------------	----------------

Legende zu Tabelle 1:

Schmerzskala: 0 = kein Schmerz 10 = schlimmster Schmerz

Funktion/Lebensqualität: 0 = normale Funktion /Lebensqualität, 10 = keine Funktion/keine Lebensqualität.

Nahrungskonsistenz: 0= keine Einschränkungen, 10 = nur flüssig

k.A. = keine Angabe

In = individuell angefertigte / custom-made Prothese

St = vorgefertigte (stock) Prothese

M = Monate

J = Jahre

Pat. = Patient

Bew. = Bewegung

KG = Kiefergelenk

* Ausnahme: Visuelle Skala von 0mm (besten Wert) bis 56mm (schlechtester Wert)

** Ausnahme Schmerzskala: 0 = kein Schmerz bis 5 = schlimmster Schmerz

*** Ausnahme Nahrungs-Skala: 0 = nur flüssig bis 10 = normal

**** Ausnahmen: Nahrungsskala 0 = keine Nahrung, 1 = nur flüssig, bis 5 = keine Einschränkung

Schmerzskala: 0 = kein Schmerz bis 5 = konstanter schwerer Schmerz

Funktionsskala: 0 = keine Funktion bis 5 = optimale Funktion

***** Ausnahme: Lebensqualität: 1 = sehr gut, 4 = schlecht

3.6 Komplikationen

Es gibt viele Faktoren, die über Erfolg oder das Versagen einer Kiefergelenkprothese mitentscheiden. Laut Wolford (2003) zählen Materialabrieb und Korrosion, Mikrobewegungen der Prothese, Verlust der Prothese oder von Bestandteilen, Biokompatibilität und funktionell kompatible Materialien, Prothesenfehler, heterotope Knochenbildung, Metall-Überempfindlichkeit, Fremdkörperriesenzellreaktionen und bakterielle Kontamination dazu.

Komplikationen können in folgende Gruppen unterteilt werden (Hoffman, 2015):

1. Anatomie
2. Neurovasculär
3. Infektionen
4. Autoimmun
5. Biomechanisch

Diese gilt es durch eine genaue Diagnose und Planung, die richtige PatientInnenauswahl, sowie die exakte Durchführung und Nachsorge des Eingriffes zu minimieren.

Mögliche Komplikationen die in der Literatur sowie in den Ergebnissen aus Tab. 1 aufgezeigt werden sind:

3.6.1 Korrosion und Brechen

Korrosion stellt eine chemische Reaktion dar, bei der Metalle durch Oxidation nachweislich verändert werden. Diese kann im Körper durch Kontakt mit Flüssigkeiten wie zum Beispiel Blut, Gelenksflüssigkeiten, Speichel oder interstitielle Flüssigkeit ausgelöst werden und dadurch den Werkstoff schwächen und beeinträchtigen. In weiterer Folge werden dadurch Metallionen freigesetzt, die zu Immunreaktionen führen und Überempfindlichkeits- und Fremdkörperriesenzellreaktionen sowie Implantatfehler auslösen oder gar zum Verlust dieses führen können. Weiters können diese auch karzinogen wirken (Singh, 2007).

3.6.2 Mikrobewegungen und Verlust

Mikrobewegungen können zu Schraubenlockerungen, Osteolysen, Frakturen und zu erhöhtem, durch Belastungen verursachten Abrieb führen.

Daher stellen eine genaue Passung der Endoprothese, die Auswahl geeigneter Materialien, eine genaue Positionierung und eine stabile Fixierung wichtige Faktoren für den Erfolg dar.

3.6.3 Frakturen

Frakturen der Prothesen selbst können mögliche Komplikationen darstellen, sind jedoch bei den heute zugelassenen und verwendeten Modellen in der Literatur bis auf einen Fall von Mercuri (1995) nicht beschrieben (vergl. Tab.1).

3.6.4 Fehlpositionierung

Um Fehlpositionierungen der Prothese zu verhindern, muss die Okklusion vor Fixierung des Ersatzes eingestellt und immer wieder kontrolliert werden. Ebenso ist eine entsprechende Fixierung der Prothese selbst wichtig um keine postoperative Veränderung der Position zu erhalten (Hoffmann, 2015).

3.6.5 Bewegungseinschränkungen

Auch Bewegungseinschränkungen können nach dem Ersatz des Kiefergelenks auftreten. Die meisten PatientInnen haben durch das Entfernen des Muskelansatzes des M. pterygoideus die Fähigkeit zur Translation verloren. Durch die aber immer noch mögliche Rotationsbewegung sind aber trotzdem Mundöffnungsbewegungen von über 30mm möglich. Durch entsprechende Physiotherapie kann das Ausmaß des Bewegungsumfanges auch noch weiter positiv beeinflusst werden (Hoffman 2015).

3.6.6 Wiederkehrende, heterotope Knochenbildung

Bei PatientInnen, die beispielsweise an einer Ankylose leiden, besteht immer die Gefahr eines denkbaren Rezidivs. Eine Möglichkeit dieser Reankylose entgegenzuwirken stellt zum Beispiel ein Fettgewebsinterponat dar.

Wolford beschrieb 2008 den Einsatz von Fettgewebstransplantaten, welche in den leeren Raum um die Prothesen eingefügt werden, als sichere und vorteilhafte Variante um Komplikationen und die Anzahl an möglichen Folgeeingriffen zu reduzieren.

3.6.7 Fremdkörperriesenzellreaktion

Durch die Implantation können im Körper Entzündungsprozesse ausgelöst werden, bei denen von Makrophagen und Fremdkörperriesenzellen freigesetzte Oxidantien getriggert werden und durch Immunreaktionen eine Veränderung des Materials bewirken, wodurch dieses brüchiger und anfälliger für Schäden wird. Durch daraus resultierende Sprünge im Material werden weitere Oberflächen, für die durch Fremdkörperriesenzellen ausgelöste Reaktionen erzeugt (Anderson, 2008).

3.6.8 Metallüberempfindlichkeit

Überempfindlichkeitsreaktionen können durch freigesetzte Metallionen ausgelöst werden, die eine Immunantwort induzieren, indem sie sich an Proteine oder Zellen binden und in lokalen oder systemischen Symptomen enden können. (Wolford, 2006). Stressoren wie akute Infektionen, psychische Belastung und Stress können ebenso als Auslöser fungieren (Meurechy, 2018).

Sidebottom (2008) empfiehlt alle PatientInnen vor Erhalt einer solchen Prothese auf diese Überempfindlichkeits- /allergischen Reaktionen mittels Epikutan(provokations)test zu testen.

3.6.9 Infektionen

Eine nicht zu unterschätzende Komplikation stellen postoperative Infektionen dar, die während der Operation direkt, oder später durch über die Blutbahn transportierte wie auch lokal auftretende Bakterien ausgelöst werden können. Diese können in akute, subakute und chronische Infektionen unterteilt werden. Je nach Stadium muss mit entsprechenden Antibiotika und/oder offener Reinigung, bis hin zur Entfernung der Endoprothese behandelt werden.

Das Einsetzen der Prothese selbst darf auch nur bei aktuell entzündungsfreien PatientInnen durchgeführt werden (Hoffmann, 2015).

3.6.10 Blutungen

Durch die Lage im Operationsgebiet können durch Verletzungen der Arteria maxillaris, der A. temporalis, der A. masseterica oder der Art. facialis Blutungen auftreten und eine nicht zu unterschätzende Gefahr darstellen.

Dadurch stellen auch hier gute Kenntnisse der ChirurgInnen, eine genaue Vorbereitung und Planung, entsprechendes Instrumentarium und das richtige Handeln in Notfallsituationen entscheidende Faktoren des Erfolges dar (Hoffmann, 2015).

3.6.11 Nervenverletzungen

Nervenverletzungen stellen eine häufige Komplikation bei Kiefergelenkprothesen dar. Diese sind jedoch nicht der Prothese selbst sondern dem chirurgischen Eingriff geschuldet. Vor allem der N. facialis ist durch seine Lage häufig betroffen, wie aus den Studien ersichtlich ist. Daher ist eine genaue Planung und das Können der ChirurgInnen ein wesentliches Erfolgskriterium. Das Risiko für eine solche Nervenverletzung steigt mit der Anzahl an zuvor erhaltenen Operationen in diesem Gebiet. Nicht nur durch die Anzahl der Eingriffe selbst sondern auch durch anatomische Veränderungen wie Fibrosen, die diesen Eingriffen folgen können (Nogueira, 2007).

Komplikationen können intra- und postoperativ auftreten. Verletzungen anatomischer Strukturen, Immunantworten, Mikrobewegungen oder gar der Verlust der Prothese können solche darstellen.

Postoperativ sind Nervenläsionen, Infektionen, Hämatome, heterotope Knochenbildungen, Fremdkörper- und Überempfindlichkeitsreaktionen, Malokklusion und Implantatfehler mögliche Szenarien.

Aus den Studien wird ersichtlich, dass bei den heute zugelassenen Prothesen mögliche Komplikationen vielmehr durch den chirurgischen Eingriff selbst, als durch die Prothesen hervorgerufen werden. Ebenso trägt eine höhere Anzahl an zuvor erhaltenen Kiefergelenksoperationen, sowie das Vorhandensein eines Proplast/Teflon bzw. Silastic Ersatzes zu einer erhöhten Komplikationsrate bei. Mehr dazu im anschließenden Kapitel „Diskussion“.

4 Diskussion

Der alloplastische Kiefergelenksersatz ist die derzeitige Empfehlung bei PatientInnen mit end-stage Erkrankungen des Kiefergelenks, bei denen alle anderen medizinischen und chirurgischen Therapiemöglichkeiten ausgeschöpft wurden. Dieser soll streng indiziert und als letzte Therapiemöglichkeit angesehen werden.

Eine konservative Therapie wie Schienentherapie, Physiotherapie, das Herstellen korrekter Zahnkontakte, Schmerzmedikation oder psychologische Betreuung kann sehr lange eine Möglichkeit zur Behandlung darstellen, manche PatientInnen enden aber mit einer Ankylose, schweren Resorptionsdefekten oder durch andere Therapien nicht mehr beherrschbare Degenerationen, die in weiterer Folge nur mehr durch einen alloplastischen Ersatz behandelt werden können (Leandro, 2013).

Dieser stellt heutzutage eine sichere, effektive und zuverlässige Behandlungsmöglichkeit dar, wenn nach entsprechender Indikation, welche unterstützend mit CT und MRT diagnostiziert werden soll, die chirurgischen Kriterien und die Durchführung exakt geplant und ausgeführt werden, wie aus den Ergebnissen der Auswertung von Tab.1 ersichtlich wird. Der Ersatz kann in diesen Fällen als Goldstandard angesehen werden (Alakailly, 2017, Sidebottom, 2013).

Ebenso stellen fehlerhafte autologe Transplantatversuche eine Indikation für den alloplastischen Ersatz dar, vor allem bei PatientInnen, bei denen ein schlecht durchblutetes Gewebbett oder ein durch ein vorher verwendetes alloplastisches Transplantat, wie bei der Vitek-Kent Prothese, und daraus resultierend durch eine Fremdkörperreaktion zerstörtes Knochentransplantat vorhanden ist (Giannakopoulos, 2012).

In der Geschichte wurden durch falsches Design, falsche Materialien sowie falsche Kenntnisse der Biomechanik Fehler gemacht, die heute bei den derzeit erhältlichen und durch die FDA zugelassenen Systemen weitestgehend ausgemerzt wurden und zu einem signifikanten Anstieg von Parametern wie: Lebensqualität, Mundöffnung, Schmerzlinderung sowie der Funktion bei PatientInnen mit Kiefergelenks-Endstadiums Erkrankungen führen (Zou, 2018).

Diese durch die FDA zugelassenen Endoprothesen sind die TMJ Concepts Prothese, welche nur als custom-made Variante erhältlich ist, sowie die Biomet und die Nexus (ehemals Christensen) Prothese, welche in beiden Varianten, als stock und custom-made Ersatz gefertigt werden. Alle 3 haben einen 3teiligen Aufbau: eine Condylus- und Ramus-Komponente aus einer Co-Cr Legierung (Biomet und Nexus) bzw. einer Co-Cr-Mo Legierung bei TMJ Concepts. Eine Fossa-Komponente aus UHMWPE (Biomet), eine dünne Co-Cr-Komponente (Nexus) oder ein Titannetz an der Rückseite der UHMWPE Fossa (TMJ). Als letzte Komponente werden Schrauben aus Titan (Biomet und TMJ) oder einer Co-Cr Legierung (Nexus) benötigt, um die Prothese zu befestigen.

Materialien wie Titan und dessen Legierungen, Cobalt-Chrom-Molybdän und UHMWPE zeigen in der orthopädischen Chirurgie seit Jahrzehnten Biokompatibilität.

Wie aus der Tabelle 1 ersichtlich, erzielen alle 3 Typen gute Ergebnisse und können bei richtiger Indikation eine sichere und effektive Form der Rekonstruktion darstellen, die keine wirklich gravierenden Unterschiede in den Ergebnissen aufweisen.

Werte wie die incisale Mundöffnung, Schmerz, die Nahrungsmittel-Konsistenz, Lebensqualität und Funktion zeigen deutliche Verbesserungen.

Wolford (2008) zeigt jedoch in seiner Studie, dass knapp 33% der eingesetzten Nexus Prothesen aufgrund von erhöhten Schmerzen entfernt werden mussten. Als Grund gab er Prothesenfehler wie Frakturen oder Verlust der Fossa-Komponente, sowie Metallüberempfindlichkeitsreaktionen durch Materialabrieb an, welcher den Metall-Metall-Artikulationsflächen geschuldet ist.

Laut Sidebottom (2013) gibt es keine Studien, die einen Partikelabrieb des UHMWPE, wie es beispielsweise bei der Vitek-Kent Prothese mit Metallabrieb gewesen ist, aufzeigen.

Auch zeigt sich, dass bei einem totalem Kiefergelenksersatz ebenso die Materialauswahl der artikulierenden Kontaktflächen eine Rolle spielen. Metall-Metall Kontakte wie bei der Christensen (Nexus) Prothese, welche die Prothesen von TMJ Concepts und Biomet nicht aufweisen, zeigen bei mind. 10% der Fälle Sprünge und Frakturen der Fossakomponente, sowie Metallpartikelabrieb, welcher

zu Überempfindlichkeitsreaktionen führen und zelltoxisch sowie karzinogen wirken kann (Wolford 2006).

Eine gute Osseointegration führt zu erhöhter Funktion und Stabilität und reduziert Mikrobewegungen und somit auch Stress und Verschleiß. Mikrobewegungen können zu Lockerung der Schrauben führen und daraus resultierend zu Abrieb, Osteolyse und Stressfrakturen.

Totalprothesen mit UHMWPE zeigen deutlich reduzierten Partikelabrieb, Titan ist ebenso biokompatibel wie UHMWPE oder Co-Cr-Mo Legierungen, wie in der orthopädischen Literatur gut aufgezeigt wird.

Die Christensen (Nexus) Prothese ist außerdem nur geschraubt, während beispielsweise die TMJ Concepts Prothese durch die Beschichtung auch osseointegriert.

Beide Typen verbessern die Situation, jedoch stellt die TMJ Concepts aber eine biologisch akzeptierte und funktionell bessere Möglichkeit als der Christensen Ersatz dar (Wolford, 2003).

Ziel der Prothesen ist es Funktion und Lebensqualität, die Fähigkeit zu Essen und die Mundöffnung zu erhöhen und gleichzeitig Schmerzen zu reduzieren.

Lediglich die laterale Exkursion bzw. die Protrusion weisen in den Studien verschlechterte Werte auf. Dies ist jedoch nicht der Endoprothese geschuldet, sondern dem Eingriff, da dem M. pterygoideus lateralis der Ansatzpunkt (oder Teile davon) genommen werden und dieser nicht effektiv genug wiedererlangt werden kann.

PatientInnen die einen einseitigen Ersatz bekommen haben, weisen eine Reduktion oder den vollständigen Verlust der kontralateralen Lateralbewegung auf, bei PatientInnen mit beidseitigem Ersatz sind die gesamten lateralen Bewegungen betroffen (Briceño, 2013).

Komplikationen können auftreten, sind jedoch auch hauptsächlich dem chirurgischen Eingriff selbst zuzuordnen (Nervenläsionen, Blutungen) und nicht der Prothese oder Materialfehlern.

Signifikant war, dass egal bei welcher Prothese, 27% der PatientInnen über Langzeitkomplikationen, hauptsächlich Nervenläsionen, berichten (Burgess, 2014).

Auch Saeed 2002 zeigt, dass 56% Komplikationen hatten, diese jedoch auch hauptsächlich Nervenläsionen darstellten und die meisten davon selbstlimitierend waren. Keiner gab Material- oder Gerätefehler an.

Was jedoch bei verschiedenen AutorInnen aufgezeigt und somit deutlich wird, ist, dass durch eine höhere Anzahl an zuvor durchgeführten Kiefergelenksoperationen schlechtere Ergebnisse erzielt werden und diese vor allem bei den früher verwendeten Materialien Komplikationen wie Fremdkörper-Riesenzell-Reaktionen und daraus resultierend gar den Verlust der Prothese auslösen können.

Mehrfach voroperierte PatientInnen sind in der Prognose schlechter voraussagbar und neigen zu nicht so guten Ergebnissen wie PatientInnen mit weniger OPs (Aagaard, 2014, Briceño, 2013).

Wolford (2003) und Mercuri (1999) zeigten ebenfalls, dass der Erfolg stark von der Anzahl der vorherigen OPs abhängig ist.

Das bestätigen auch verschiedene Studien wie die von Pinto (2009), Mercuri (2007) und Wolford (2015), die ihre Ergebnisse in Gruppen in Abhängigkeit der Anzahl der zuvor durchgeführten Kiefergelenksoperationen unterteilten. Zwar zeigen alle Gruppen Besserungen in Parametern wie Mundöffnung, Schmerzen, Funktion und Nahrungsmittelaufnahme, jedoch wird deutlich aufgezeigt, dass je höher die Anzahl der Vor-OPs ist, umso niedriger die Werte der Besserungen sind.

Vor allem PatientInnen mit Proplast/Teflon oder Silastic Prothesen hatten mehr Komplikationen.

Diese Proplast/Teflon oder Silastic Prothesen bzw. jene, die mit Zement befestigt wurden, zeigen vermehrt Komplikationen auf, da es bei diesen Materialien zu Abrieb von Partikeln und als Folge dessen zu einem Ausschwemmen in Nachbargewebe kommen kann. Da es nicht möglich ist diese restlos zu entfernen, zeigen sich nach solchen Implantaten häufiger (auch unter eingesetzten neuen Prothesen) Riesenzellreaktionen oder andere daraus resultierende Komplikationen (Wolford, 2003).

Speculand 2000 zeigte zwar, dass auch eine Verbesserung der Werte durch die Vitek-Kent Prothese zu sehen war, jedoch bei knapp 15% der PatientInnen diese wieder entfernt wurden, da es durch die Proplast-Teflon-Partikel ebenso zu Fremdkörperriesenzellreaktionen kam.

4.1 Alloplastischer oder autologer Ersatz?

Neben der Therapie durch einen alloplastischen Ersatz des Gelenks stellen Autotransplantate wie Fibula-, Metatarsal-, Clavicula- oder Rippentransplante eine weitere Möglichkeit dar, welche jedoch einige Nachteile und Komplikationen mit sich bringen können.

Laut Mercuri (2000), ist ein alloplastischer totaler Kiefergelenksersatz bei erwachsenen PatientInnen in seiner Prognose besser voraussagbar, als ein autologer, bei dem durch den biologischen Ersatz nicht gesagt werden kann, wie die zur Destruktion des Gelenks führende Erkrankung auf diesen wirkt, ganz besonders in Situationen mehrfach voroperierter PatientInnen.

Es zeigten sich bessere Ergebnisse bei einem alloplastischen Ersatz, die Komplikationsrate war ähnlich, jedoch waren die Komplikationen des alloplastischen Transplantates meist selbstlimitierend während autologe Folgeeingriffe benötigten (Saeed, 2002).

Im Vergleich zu anderen rekonstruktiven Techniken, wie einem autologen Transplantat, ist bei dem künstlichen Ersatz die Dauer des chirurgischen Eingriffes sowie die anschließende Aufenthaltsdauer im Krankenhaus deutlich reduziert.

Dieser bietet außerdem eine bessere und genauere Möglichkeit der Wiederherstellung der Anatomie, er zeigt weniger rezidivierende Ankylosen und benötigt keine weitere Entnahmestelle des Spenderknochens und somit kein zweites Operationsgebiet. Weiters kann die postoperative Rehabilitation sofort bzw. frühzeitig gestartet werden, da unter einem normalen OP Verlauf keine intramaxilläre Fixation benötigt wird (Landes, 2017, Leandro, 2013, Mehra, 2016, Saeed, 2002, Sanovich, 2014).

Die Nachteile der künstlichen Implantate sind die höheren Kosten, die Materialbelastungen, der Fakt, dass es keine Möglichkeit zur Adaptierung bei noch wachsenden PatientInnen gibt und die Reduktion bzw. der Verlust der Translation und lateralen Bewegung nach Entfernung des Ansatzes des M. pterygoideus lateralis.

Mögliche Fehlerquellen können Materialfehler, die aber in der Literatur bei den heutigen Prothesen so gut wie nie beschrieben werden, Schraubenlockerung oder Prothesenfrakturen, oder die nicht exakte Passung von stock-Prothesen darstellen (Burgess, 2014, Leandro 2013, Saeed 2002).

Der autologe Ersatz bietet durch das Wachstumspotential der Transplantate eine ideale Möglichkeit in der Behandlung von Kindern (Saeed, 2002).

Längere Bettlägerigkeit und Krankenhausaufenthalte durch das zweite Operationsgebiet der Entnahmestelle, die nötige Adaptierung des Transplantates an die Empfängerstellen oder Reankylose stellen jedoch mögliche Fehlerquellen dar (Leandro, 2013).

Saeed 2002 zeigt, dass PatientInnen, die mit einem autologen oder mittels alloplastischen Ersatz behandelt wurden, Besserungen zeigten, jedoch 37% der autologen Transplantate eine neuerliche OP bzw. eine Reankylose zeigten, während hingegen bei den alloplastischen Implantaten niemand eine weitere OP benötigte.

Wolford (2003) beschreibt bei vielfach Voroperierten eine höhere Fehlerrate von autologem Ersatz als bei der Verwendung alloplastischer Transplantate.

Daher zeigt die Literatur, dass ein alloplastischer Ersatz, welcher die normale Anatomie, die Funktion sowie die Mechanik wiederherstellen und die Zeit des Krankenhausaufenthaltes und der Bettlägerigkeit reduzieren kann, empfohlen wird.

Wenn ein Eingriff nötig ist, sollte jedoch zumindest bei Kindern weiterhin eine autologe Rekonstruktion bevorzugt werden, da bei nicht abgeschlossenem Wachstum ein mögliches mitwachsendes Implantat eine gute Option darstellt, obwohl sich auch hier durch unsichere Daten, was das Wachstum betrifft, die Meinungen langsam in Richtung alloplastischen Ersatz hin entwickeln (Landes, 2017, Lee, 2014, Vega 2013).

Außerdem können alloplastische Materialien mehr Lasten aufnehmen als autologer Ersatz ohne dabei resorbiert zu werden.

Um die postoperativen Komplikationen und die Anzahl an möglichen Folgeeingriffen zu reduzieren, beschrieben Wolford (2008), Wolford (2016) und Mercuri (2008) den Einsatz von Fettgewebstransplantaten, welche in den leeren Raum um die Prothesen eingefügt werden, als sicherere und vorteilhafte Variante. Mehr als die Hälfte der PatientInnen die zuvor bereits oben erwähnte Proplast/Teflon oder Silastic Implantate hatten, jedoch keine Fetttransplantate erhielten, bekamen erneute Fremdkörperriesenzellreaktionen oder/und heterotope Knochenbildung. Keine PatientInnen, denen ein Fettgewebsinterponat eingesetzt wurde, auch die mit vorherigen OPs, zeigten diese Symptome, weil das Fett den Raum ausblockt, in dem die Riesenzell-Fremdkörperreaktion stattfinden würde.

Auch zeigten Wolford und Karras 1997 in ihrer Studie, dass 30% ihrer PatientInnen ohne Fetttransplantat aus Gründen wie heterotoper Knochenformation oder Reankylose, Revisionen der OPs benötigten und diesen mittels Fettgewebsinterponat effektiv entgegengewirkt werden konnten.

In der Studie von Hu 2017 wurden auch Fettgewebstransplantate verwendet. Diese zeigte, dass das Einbringen solcher Fetttransplantate die Blutgerinnelbildung und eine Osteogenese in der Osteotomielücke verhindern und somit auch eine mögliche Reankylose verhindern können.

In dieser Studie gab es keine Fälle von Malokklusionen oder Reankylosen was laut Hu auf die Vorteile der digitalen Medizin und der Fettgewebstransplantate zurückzuführen ist.

Des Weiteren wirft sich die Frage auf, ob ein alloplastischer Kiefergelenkersatz mittels stock-, also konfektionierten Prothesen, oder doch mittels der immer mehr im Vormarsch befindlichen individualisierten custom-made Prothesen durchgeführt werden soll.

4.2 Stock oder customized Prothese?

Heutigen Prothesen können als stock oder custom-made Prothesen gefertigt werden. Durch die Fortschritte in der Technologie stellen individuelle Prothesen eine immer sicherere und zuverlässigere Möglichkeit der Rekonstruktion dar.

Für ein gutes Langzeitergebnis müssen die Implantate laut Mercuri (2007):

- 1) direkt von Beginn an nach dem Einbringen stabil sein,
- 2) biokompatibel sein,
- 3) den ständigen Lasten standhalten
- 4) und der chirurgische Eingriff aseptisch gemacht sowie die richtige Indikation gestellt werden.

Die sofortige Stabilität wird durch einen guten Kontakt zwischen der Prothese und dem Knochen gewährleistet um Mikrobewegungen zu minimieren. Hierbei sind patientInnen-spezifische, individuell angefertigte Ersatzteile die optimale Lösung, da diese maximal passend an die derzeitige anatomische Situation angepasst werden und keine Nachjustierung mehr erfordern.

Fixiert werden diese dann mittels Schrauben, da ein „press fitting“ oder zementieren der Prothese, wie in anderen orthopädischen Eingriffen gängig ist, im Kiefergelenk nicht durchgeführt werden kann bzw. soll.

Da aber viele PatientInnen eine durch vorherige Eingriffe, falsche Materialien oder die Erkrankung selbst, stark veränderte sowie oft reduzierte Anatomie haben, erfüllen Stock Prothesen diese genaue Passung viel schwerer.

Diese müssen durch Biegen dieser bzw. durch Bearbeiten des Knochens passend gemacht werden.

Durch diese zusätzlichen Arbeitsschritte kann es zu Materialermüdung und Überlastung kommen, Mikrobewegungen können entstehen und somit die Osseointegration erschwert werden, welche ein Einwandern von fibrösem Bindegewebe sowie frühere Lockerung und Implantatfehler bedingen.

Hierfür sind die individuellen Implantate ideal, da sie an bestehende Anatomie angepasst werden und keinen, oder falls nötig nur kleineren, genau geführten weiteren intraoperativen Aktionen, um die Passung zu erhalten, bedürfen.

Individuell angefertigte, sogenannte custom-made Prothesen werden mittels cad-cam (computer-aided design und computer-aided manufacturing) speziell für PatientInnen produziert. Die Grundlage dabei bilden CT Aufnahmen des Schädels. Daraus kann im nächsten Schritt ein dreidimensionales stereolithografisches Modell gedruckt werden, mit Hilfe dessen die fertigen Prothesenkomponenten gefertigt, probiert und eventuell adaptiert werden können. An diesem können Modifikationen an Knochen und Okklusion geprüft, geplant und besprochen werden.

Weiters kann ein Wax-up über ein stereolithografisches Modell gemacht werden, welches vor Herstellung durch die ChirurgInnen geprüft werden kann.

Mandibula und Okklusion können am Modell perfekt positioniert und etwaige zu übertragende Knochenanpassungen an PatientInnen auf dem Modell markiert werden, um diese exakt intraoperativ durchführen zu können (Landes, 2017).

Im Vergleich zu stock-Prothesen zeigen individuell gefertigte Produkte aus operativen Standpunkten eine einfachere Handhabung und bessere Werte in Passung und Vorhersagbarkeit des Ergebnisses. Durch diese genaue Präzision dieser cad-cam gefertigten und angepassten Implantate können Faktoren wie lastbedingte Mikrobewegungen reduziert und daraus resultierend weniger Belastung für die Befestigungen dieser und somit eine gesteigerte Dauerhaftigkeit der Prothesen geben werden.

Vorteile sind auch, dass intraoperativ keine oder nur minimal eine Anpassung des Knochens vorgenommen werden muss, wodurch einerseits eine kürzere Operationszeit und andererseits weniger mögliche Fehlerquellen vorhanden sind. Einziger negativer Punkt laut Gerbino ist der Kostenfaktor (Burgess, 2014, Gerbino, 2016, Haq, 2014, Mercuri, 2008, Sidebottom, 2013, Westermarck, 2011).

Metall-Metall-Verbindungen, die nicht richtig passen können zu Materialabrieb und daraus folgend zu Osteolyse, Mikrobewegungen und Verlust des Implantates führen.

Ebenso können aber auch stock-Prothesen, die eine UHMWPE Fossa besitzen, nicht richtig passen und zu Schraubenlockerungen und Mikrobewegungen führen. Stock Prothesen haben auch keinen posterioren Stopp, wodurch die Gefahr besteht, dass sich die Condyluskomponente in das Gehörssystem verlagern kann.

Wenn die Komponente am Ramus mandibulae nicht richtig passt, muss sie intraoperativ passend gemacht werden, was auch wiederum zu Fehlern führen kann. Mercuri (2012) zeigt auf, dass durch die genaue Anpassung der individuellen Prothesen an die PatientInnen die meisten der Probleme von stock Prothesen umgangen werden können.

Vor allem bei PatientInnen, die bereits mehrfach voroperiert sind oder eine stark veränderte Anatomie und Form des Knochens aufweisen, stellt die individuelle Prothese eine gute Möglichkeit dar. Bei größeren Defekten ist custom-made der Vorzug zu geben (Vega, 2013). Bei einer anatomisch wenig veränderten Ausgangslage und Situationen wo genug Knochen und Form gegeben ist, bietet aber auch die vorgefertigte Prothese eine gute Alternative.

Als einen Nachteil der individuellen Prothese geben viele Autoren die Kosten an. Berücksichtigt man aber den Kosten/Nutzen Vergleich, ist zu sehen, dass durch das Design, welches zwar teurer ist, die zu ersetzenden anatomischen Strukturen exakter angepasst und erneuert werden können und eine deutlich bessere Adaptierbarkeit gewährleistet wird. Außerdem eliminiert diese die Notwendigkeit einer weiteren Operationsstelle eines z.B. Autotransplantates und somit den damit verbundenen Mehraufwand und reduziert so die Zeit des Krankenhausaufenthaltes und damit verbunden andere anfallende Kosten.

Mögliche Nachteile sind auch, dass diese nicht in Akutsituationen vorhanden sind und Zeit für deren Herstellung benötigt wird.

Wieso immer mehr individuelle Implantate eingesetzt werden erklärt Burgess (2014) durch die genaue Anpassungsmöglichkeit der Prothese bei starken Gelenksdegenerationen und anatomischen Veränderungen und dadurch eine

bessere, leichtere und schnellere Handhabung intraoperativ ermöglicht wird. Einen weiteren Punkt zur Auswahl stellt auch die Präferenz des jeweiligen Chirurgen dar.

Die stock-Prothese hat den Vorteil, dass sie sofort verfügbar ist, niedrige Kosten aufweist, keine Notwendigkeit für ein stereolithografisches Modell besteht und daraus resultierend kein CT-Scan und somit keine Strahlenbelastung benötigt wird (Sanovich, 2014).

Wolford 2003 gibt an, dass custom-made Prothesen im Vergleich zu stock-Prothesen in ihrer Form, im Design und derer Zusammensetzung stabilere und bessere Langzeitergebnisse liefern dürften.

Beide Prothesentypen zeigen keine signifikanten Unterschiede in den einzelnen Ergebnissen.

Sie zeigen ähnliche Verbesserungen in den Bereichen Schmerzlinderung und Mundöffnung.

Zou (2018) weist auf, dass mehr Vergleichsstudien benötigt werden, um eine genauere Aussage zu den Langzeitergebnissen geben zu können. Seine Studie zeigt, dass es keine großen Unterschiede in den Ergebnissen gibt, jedoch sagt auch er, dass die stock-Prothese bereits gefertigt und somit schnell verfügbar ist. Auch die Kosten sind niedriger.

Die individuellen Prothesen sind besser geeignet bei PatientInnen, die bereits einige Kiefergelenkoperationen hatten, eine schlechte Knochenqualität haben bzw. wenig verbleibenden Knochen aufweisen. Auch die anatomische Passung ist besser, wodurch eine intraoperative Umgestaltung bzw. Anpassung des Knochens vermieden werden kann. Bei der stock Prothese muss das häufig gemacht und häufig sogar die Prothese selbst durch Biegen angepasst werden, was wiederum zu Materialermüdung, Überlastung und somit zu möglichen Fehlern führen kann.

Tab. 2: Vergleich von stock und custom-made Prothese

vorgefertigte Prothese (stock)	individuelle Prothese (custom-made)
muss passend gemacht werden	wird passend angefertigt
niedrigere Kosten	höhere Kosten
kurze Herstellungszeit	lange Herstellungszeit
sofort lieferbar	muss erst gefertigt werden
begrenzte Auswahl verschiedener Größen und Formen	perfekte Passung – individuell gefertigt (CAD/CAM und stereolithografisches Modell)
längere OP Zeit	kürzere OP Zeit
Knochen muss entfernt bzw. angepasst werden	minimale / keine Entfernung des Knochens
Primärstabilität schwieriger zu erreichen	Primärstabilität einfacher zu erreichen
mögliche Mikrobewegungen durch eine nicht optimale Passung	durch eine perfekte Passung reduzierte Mikrobewegungen
schwierigere Platzierung durch mehrere Platzierungsmöglichkeiten	Positionierung einfacher, Position an Modell vorgegeben
eingeschränkt verwendbar bei PatientInnen mit komplizierten oder großen anatomischen Defekten	perfekt für PatientInnen mit großen oder komplizierten anatomischen Defekten
eventuelles Vorbiegen der Komponenten für Passung nötig – mögliche Schwächung	keine Anpassung der Komponenten nötig
Kein CT für die Herstellung nötig (Strahlenbelastung)	CT wird für die Herstellung benötigt

4.3 Conclusio

Die eigentliche Kernfrage, welche Möglichkeiten des künstlichen Kiefergelenkersatzes in der Literatur beschrieben werden, kann folgendermaßen beantwortet werden.

Heutzutage stellt ein totaler alloplastischer Kiefergelenkersatz im Vergleich zu Teilprothesen der Fossa oder des Condylus eine klar zu präferierende Option dar, um mögliche Komplikationen von nicht aufeinander abgestimmten artikulierenden Flächen und daraus resultierenden Resorptionen, Partikelabrieb und Perforationen, wie in die Schädelgrube zu verhindern.

Die heute zugelassenen Systeme des alloplastischen totalen Kiefergelenkersatzes haben ihren schlechten Ruf, der durch frühere Fehler aufgebaut wurde, durch gesammelte Erfahrungen und dem Wissen über Mechanik, Materialien und orthopädische Prinzipien längst ausgebessert. Sie stellen bei richtiger Indikation, sorgfältiger PatientInnenauswahl, irreversibel geschädigten Gelenken, bei denen alle anderen konservativen und chirurgischen Therapien versagt haben, durch eine sorgfältige Planung und dem Verständnis der funktionellen Grenzen der alloplastischen Implantate eine sichere und effektive Art der Gelenksrekonstruktion und Therapie dar.

Die genaue und korrekte chirurgische Planung stellt einen überaus wichtigen Punkt dar, um erfolgreiche Ergebnisse zu gewährleisten. Die genaue Analyse der veränderten Anatomie, der Lage von Nerven und Gefäßen sowie der umliegenden anatomischen Strukturen - wie dem Gehörgang – ist essentiell, um potenzielle Langzeitschäden durch intraoperative Gefäßverletzungen, Schäden an Nerven, sowie knöcherne Verletzungen zu vermeiden.

Trotzdem gibt es aber Fehler, die zwar nicht auf den alloplastischen Ersatz direkt zurückzuführen sind, jedoch aber auf den Eingriff. Die Erfahrung der ChirurgenInnen, falsches Patientengut, die Anzahl vorheriger OPs bzw. fehlerbehaftete alte Prothesen spielen ebenso eine entscheidende Rolle für das Ergebnis.

Implantate müssen biokompatibel, funktionell, adaptierbar, stabil, korrosionsbeständig und nicht toxisch sein.

Kontraindikationen für alloplastischen Ersatz stellen der Einsatz bei Kindern durch das noch stattfindende Wachstum, schwer immunsupprimierte PatientInnen, PatientInnen mit Allergien gegen die verwendeten Materialien, unkontrollierte systemische Erkrankungen, sowie akute Infektionen im Implantationsgebiet dar.

Generell zeigt sich, dass es derzeit keine wirklich zu präferierende, unter den durch die FDA zugelassenen Prothesen auf dem Markt gibt. Einige Studien zeigen, dass custom-made Prothesen bessere Ergebnisse liefern als stock-Prothesen und vor allem bei PatientInnen mit größeren anatomischen Veränderungen zum Einsatz kommen sollen. Auch der Fortschritt im Bereich cad-cam Technologie trägt seinen Teil dazu bei, dass diese individuell angefertigten Implantate eine immer besser werdende Therapiemöglichkeit darstellen.

Jedoch fehlen noch genauere Langzeitergebnisse.

Es gilt jedoch auch zu sagen, dass die meisten Studienautoren mit den Herstellern in Verbindung stehen und somit nicht unabhängig sind, wodurch mehr unabhängige Langzeitstudien benötigt werden.

Ebenso zeigt die Literatur, dass in den nächsten Jahren die Anzahl der Kiefergelenksoperationen steigen wird und somit mehr erfahrene und gut trainierte ChirurgenInnen für solche Eingriffe notwendig werden, um diese erfolgreich und vorhersagbar durchführen zu können.

Wichtig ist, dass PatientInnen, die einen Kiefergelenksersatz erhalten haben, eine regelmäßige Nachsorge durchführen lassen, um Positionsänderungen, Lockerungen, Risse oder Verformungen der Endprothese rechtzeitig zu erkennen und dagegen entsprechend vorgehen zu können.

Die Langlebigkeit der Prothese hängt vom Material, der Stabilität und der funktionellen Belastung ab.

Wenn die Prothese nach entsprechender Indikation korrekt implantiert wird, ist sie eine sichere und effektive, langanhaltende Option für PatientInnen mit Kiefergelenkserkrankungen im Endstadium.

Um eine genaue Aussage darüber abgeben zu können, welches Implantatsystem nun bevorzugt werden soll, müssen neben individuellen Präferenzen von

PatientInnen und ChirurgenInnen mehr unabhängige Studien erstellt werden, die vor allem Langzeitergebnisse vergleichen und bewerten.

5 Literaturverzeichnis

Aagaard, E., Thygesen, T. (2014): A prospective, single-centre study on patient outcomes following temporomandibular joint replacement using a custom-made Biomet TMJ prosthesis; *Int J Oral Maxillofac Surg*; 2014; (43): 1229- 1235

Alakailly, X., Schwartz, D., Alwanni, N., Demko, C., Altay, M. A., Kilinc, Y., Baur, D. A., Quereshy, F. (2017): Patient-centered quality of life measures after alloplastic temporomandibular joint replacement surgery; *Int J Oral Maxillofac Surg*; 2017; (2): 204- 207

Anderhuber, F., Pera, F., Streicher, J. (2012): *Waldeyer Anatomie des Menschen*; 19. Auflage; Berlin; Walter de Gruyter GmbH & Co. KG

Anderson, J.M., Rodriguez, A., Chang, D.T. (2008): Foreign body reaction to biomaterials; *Seminars in Immunology*; 2008; (20): 86- 100

Briceño, F., Ayala, R., Delgado, K., Pinango, S. (2013): Evaluation of temporomandibular joint total replacement with alloplastic prosthesis: observational study of 27 patients; *Cranio-maxillofac Trauma Reconstr*; 2013; (6): 171- 178

Burgess, M., Bowler, M., Jones, R., Hase, M., Murdoch, B. (2014): Improved outcomes after alloplastic TMJ replacement: analysis of a multicenter study from Australia and New Zealand; *J Oral Maxillofac Surg*; 2014; (72): 1251- 1257

Carlson, E.R. (2002): Disarticulation resections of the mandible: a prospective review of 16 cases; *J Oral Maxillofac Surg*; 2002; (60): 176-181

Chase, D.C., Hudson, J.W., Gerard, D.A., Russell, R., Chambers, K., Curry, J.R., Latta, J.E., Christensen, R.W. (1995): The Christensen prosthesis. A retrospective clinical study; *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 1995; (80): 273- 278

Cheney, M.L., Hadlock, T.A. (2015): Facial surgery – plastic and Reconstructive; neue Auflage; Boca Raton; Taylor & Francis Group

Driemel, O., Buch, R. S. R., Dammer, R., Reicheneder, C., Reichert, T. E., Pistner, H. (2005): Metallische Halbbendoprothesen zum Ersatz des Kiefergelenkkopfes - Vergleich funktioneller und ästhetischer Langzeitergebnisse mit und ohne Rekonstruktion; Mund Kiefer GesichtsChir; 2005; (9): 71- 79

Driemel, O., Carlson, E.R., Müller-Richter, U., Moralis, A., Lienhard, S., Wagener, S., Reichert, T.E. (2007): Neu entwickeltes Kiefergelenkkopfimplantat zur temporären Kondylus-Rekonstruktion in der ablativen Tumorchirurgie; Mund Kiefer GesichtsChir; 2007; (11): 193-199

Driemel, O., Braun, S., Müller-Richter, U.D.A., Behr, M., Reichert, T.E., Kunkel, M., Reich, R. (2009): Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art; Int. J. Oral Maxillofac. Surg.; 2009; (38): 909–920

Flot, F., Stricker, M., Chassagne, J.F. (1984): Place de la prothèse intermédiaire a cupule non scellée dans la chirurgie reconstructive de l' articulation temporo-mandibulaire; Ann Chir Plast Esthét; 1984; (29): 253-255

Geetha, T., Singh, A., Asokamani, R., Gogia, A. (2009): Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – a review; Progress in Materials Science; 2009; (54): 397- 425

Gerbino, G., Zavattoni, E., Berrone, S., Ramieri, G. (2016): One stage treatment of temporomandibular joint complete bony ankylosis using total joint replacement; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery; 2016; (44): 487- 492

Giannakopoulos, H.E., Quinn, P.D. (2011): Advancements in the Surgical Technique of Alloplastic Temporomandibular Joint Replacement With a Stock Prosthesis; The Journal of Applied Research; 2011; (11): 105-110

Giannakopoulos, H.E., Sinn, D.P., Quinn, P.D. (2012): Biomet Microfixation Temporomandibular Joint Replacement System: a 3-year follow-up study of patients treated during 1995 to 2005; J Oral Maxillofac Surg; 2012; (70): 787- 794

Gonzalez-Perez, L.M, Gonzalez-Perez-Somarriba, B., Centeno, G., Vallellano, C., Montes-Carmona, J.F. (2016): Evaluation of total alloplastic temporo-mandibular joint replacement with two different types of prostheses: A three-year prospective study; Med Oral Patol Oral Cir Bucal; 2016; (6): 766- 775

Hu, Y., Zhang, L., He, D., Yang, C., Chen, M., Zhang, S., Li, H., Ellis, E. (2017): Simultaneous treatment of temporomandibular joint ankylosis with severe mandibular deficiency by standard TMJ prosthesis; Sci Rep; 2017; (7): 45271

Ingawale, S., Goswami, T. (2009): Temporomandibular Joint: Disorders, Treatments, and Biomechanics; Annals of Biomedical Engineering; 2009; (37): 976- 996

Johnson, N.R., Roberts, M.J, Doi, S.A., Batstone, M.D. (2017): Total temporomandibular joint replacement prostheses: a systemic review and bias-adjusted meta-analysis; Int. J. Oral Maxillofac. Surg; 2017; (46): 86-92

Jung, S., Kleinheinz, J. (2015): Indikationen zum alloplastischen Kiefergelenkersatz; ZWR- Das Deutsche Zahnärzteblatt; 2015; (124): 92-95

Kanatas, A.N., Jenkins, G.W., Smith, A.B., Worrall, S.F. (2011): Changes in pain and mouth opening at 1 year following temporomandibular joint replacement- a prospective study; Br J Oral Maxillofac Surg; 2011; (49): 455- 458

Kent, J.N., Misiek, D.J., Akin, R.K., Hinds, E.C., Homsy, C.A. (1983): Temporomandibular Joint Condylar Prosthesis: A Ten-year Report; J Oral Maxillofac Surg; 1983; (41): 245-254

Kent, J.N., Block, M.S., Homsy, C.A., Prewitt, J.M., Reid, R. (1986): Experience with a polymer glenoid fossa prosthesis for partial or total temporomandibular joint reconstruction; J Oral Maxillofac Surg; 1986; (44): 520-533

Kummoona, R. (1978): Functional rehabilitation of ankylosed temporomandibular joints; Journal of Oral Surgery; 1978; (46): 495-505

Kraeima, J., Merema, B.J., Witjes, M.J.H., Spijkerke, F.K.L. (2018): Development of a patient-specific temporomandibular joint prosthesis according to the Groningen principle through a cadaver test series; Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery; 2018; (46): 779- 784

Landes, C., Sader, R. (2017): Kiefergelenkendoprothesen; MKG- Chirurg; 2017; (10): 205- 219

Leandro, L.F., Ono, H.Y., Loureiro, C.C., Marinho, K., Guevara, H.A. (2013): A ten-year experience and follow-up of three hundred patients fitted with the Biomet/Lorenz Microfixation TMJ replacement system; Int J Oral Maxillofac Surg; 2013; (42): 1007-1013

Lee, W.Y., Park, Y.W., Kim, S.G. (2014): Comparison of Costochondral Graft and Customized Total Joint Reconstruction for Treatments of Temporomandibular Joint Replacement; Maxillofac Plast Reconstr Surg; 2014; (4): 135- 139

Lindqvist, C., Soderholm, A.L., Hallikainen, D., et al. (1992): Erosion and heterotopic bone formation after alloplastic temporomandibular joint reconstruction; J Oral Maxillofac Surg; 1992; (50); 942

Lotesto, A., Miloro, M., Mercuri, L.G., Sukotjo, C. (2017): Status of alloplastic temporomandibular joint replacement procedures performed by members of the American Society of Temporomandibular Joint Surgeons; Int. J. Oral Maxillofac. Surg; 2017; (46): 93- 96

Machon, V., Hirjak, D., Beno, M., Foltan, R. (2012): Total alloplastic temporomandibular joint replacement: the Czech–Slovak initial experience; *Int J Oral Maxillofac Surg*; 2012; (41): 514- 517

McLeod, N.M.H., Saeed, N.R., Hensher, R. (2001): Internal derangement of the temporomandibular joint treated by discectomy and hemi-arthroplasty with a Christensen fossa-eminence prosthesis; *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgeons*; 2001; (39): 63-66

Murphy, M.K., MacBarb, R.F., Wong, M.E., Athanasiou, K.A. (2013): Temporomandibular Joint Disorders: A Review of Etiology, Clinical Management, and Tissue Engineering Strategies; *Int J Oral Maxillofac Implants*; 2013; (28 (6)): 393-414

Mehra, P., Nadershah, M., Chigurupati, R. (2016): Is Alloplastic Temporomandibular Joint Reconstruction a Viable Option in the Surgical Management of Adult Patients With Idiopathic Condylar Resorption?; *J Oral Maxillofac Surg*; 2016; (74): 2044- 2054

Mercuri, L.G. (2000): The use of alloplastic prostheses for temporomandibular joint reconstruction; *J Oral Maxillofac Surg*; 2000; (58): 70- 75

Mercuri, L.G., Wolford, L.M., Sanders, B., White, R.D., Hurder, A., Henderson, W. (1995): Custom CAD/CAM Total temporomandibular joint reconstruction system. Preliminary multicenter report; *J Oral Maxillofac Surg*; 1995; (53): 106- 115

Mercuri, L.G., Wolford, L.M., Sanders, B., White, D., Giobbie-Hurder, A. (2002): Long-term follow-up of the CAD/CAM patient fitted total temporomandibular joint reconstruction system; *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*; 2002; (60): 1440-1448

Mercuri, L.G., Edibam, N.R., Giobbie-Hurder, A. (2007): Fourteen-year follow-up of a patient fitted total temporomandibular joint reconstruction system; *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*; 2007; (65): 1140- 1148

Mercuri, L.G. (2012): Alloplastic temporomandibular joint replacement: rationale for the use of custom devices; *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*; 2012; (41): 1033- 1040

Meurechy, N.De., Braem, A., Mommaerts, M.Y. (2017): Biomaterials in temporomandibular joint replacement: current status and future perspectives - a narrative review; *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*; 2018; (47): 518- 533

Niinomi, M., Nakai, M., Hieda, J. (2012): Development of new metallic alloys for biomedical applications; *Acta Biomaterialia*; 2012; (8): 3888- 3903

Onoriobe, U., Miloro, M., Sukotjo, C., Mercuri, L.G., Lotesto, A., Eke, R. (2016): How many Temporomandibular Joint Total Joint Alloplastic Implants Will Be Placed in the United States in 2030; *J Oral Maxillofac Surg.*; 2016; (74): 1531- 1538

Park, J.H., Jo, E., Cho, H., Kim, H. (2017): Temporomandibular joint reconstruction with alloplastic prosthesis: the outcomes of four cases; *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*; (2017); (39): 1- 6

Pinto, L.P., Wolford, L.M., Buschang, P.H., Bernardi, F.H., Goncalves, J.R., Cassano, D.S. (2009): Maxillo-mandibular counter-clockwise rotation and mandibular advancement with TMJ Concepts total joint prostheses: part III- pain and dysfunction outcomes; *Int J Oral Maxillofac Surg*; 2009; (38): 326- 331

Prein, J., Klotch, D.W., et al. (1998): *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton, Reconstructive tumor surgery in the mandible*; Berlin, New York; Springer

Quinn, P.D. (1998): *Color Atlas of Temporomandibular Joint Surgery*; Philadelphia; Mosby, 170

Ramos, A., Mesnard, M. (2015): Christensen vs Biomet Microfixation alloplastic TMJ implant: Are there improvements? A numerical study; *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*; 2015; (43): 1398- 1403

Raveh, J., Vuillemin, T., Ladrach, K., Sutter, F. (1989): Temporomandibular joint ankylosis: surgical treatment and long-term results; *J Oral Maxillofac Surg*; 1989; (47): 900-906

Saeed, N.R., Hensher, R., McLeod, N.M.H., Kent, J.N. (2002): Reconstruction of the temporomandibular joint autogenous compared with alloplastic; *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgeons*; 2002; (40): 296-299

Sanovich, R., Mehta, U., Abramowicz, S., Widmer, C., Dolwick, M.F. (2014): Total alloplastic temporomandibular joint reconstruction using Biomet stock prostheses: the University of Florida experience; *Int J Oral Maxillofac Surg*; 2014; (43): 1091-1095

Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., Wesker, K. (2006): *Prometheus Lernatlas der Anatomie. Kopf und Neuroanatomie*; 1. Auflage; Stuttgart; Georg Thieme Verlag KG

Sidebottom, A.J. (2008): Guidelines for the replacement of temporomandibular joints in the United Kingdom; *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*; 2008; (46): 146- 147

Sidebottom, A.J., Gruber, E. (2013): One-year prospective outcome analysis and complications following total replacement of the temporo-mandibular joint with the TMJ Concepts system; *Br J Oral Maxillofac Surg*; 2013; (51): 620- 624

Singh, R., Dahotre, N.B. (2007): Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials; *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*; 2007; (18): 725- 751

Sinno, H., Tahiri, Y., Gilardino, M., Bobyn, D. (2010): Engineering Alloplastic Temporomandibular Joint Replacements; MJM; 2010; (1): 63- 72

Sobieraj, M.C., Rimnac, C.M. (2009): Ultra High Molecular Weight Polyethylene: Mechanics, Morphology, and Clinical Behavior; J Mech Behac Biomed Mater; 2009; (5): 433- 443

Sonnenburg, I., Sonnenburg, M. (1985): Total condylar prosthesis for alloplastic jaw articulation replacement; J Maxillofac Surg; 1985; (13): 131-135

Speculand, B., Hensher, R., Powell, D. (2000): Total prosthetic replacement of the TMJ: experience with two systems 1988-1997; Br J Oral Maxillofac Surg; 2000; (38): 360- 369

Spiessl, B., Schuchardt, K., Pfeifer, G. (1976): Erste Erfahrungen mit einer Kiefergelenksprothese; Band 21; Stuttgart; Thieme

Strub, J.R., Kern, M., Türp, J.C., Witkowski, S., Heydecke, G., Wolfart, S. (2011): Curriculum Prothetik Band 1; 4. Auflage; Berlin, Quintessenz Verlags-GmbH

Teschke, M., Reich, R.H. (2015): Funktionsstörungen und Erkrankungen des Kiefergelenks; der MKG-Chirurg; 2015; (8): 47- 60

Van Loon, J.P., de Bont, G.M., Boering, G. (1995): Evaluation of the Temporomandibular Joint Prostheses: Review of the Literature From 1946 to 1994 and Implications for Future Prosthesis Designs; J. Oral Maxillofac Sur; 1995; (53): 984-996

Van Loon, J.P., de Bont, L.G.M., Stegenga, B., Spijkervet, F.K.L, Verkerke, G.J. (2002): Groningen temporomandibular joint prosthesis. Development and first clinical application; Int. J. Oral Maxillofacial Surgeons; 2002; (31): 44-52

Van Loon, J.P., de Bont, L.G.M., Verkerke, G.J. (2008): Replacing temporomandibular joints; Biomechanical Engineering; 2008; 549- 568

Vega, L.G., González-García, R., Louis, P.J. (2013): Reconstruction of Acquired Temporomandibular Joint Defects; *Oral Maxillofacial Surg Clin N Am*; 2013; (25): 251- 269

Nogueira, R.V., Vasconcelos, B.C. (2007): Facial nerve injury following surgery for treatment of ankylosis of the temporomandibular joint; *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*; 2007; (12): 160-165

Westermarck, A. (2010): Total reconstruction of the temporomandibular joint. Up to 8 years of follow-up of patients treated with Biomet total joint prostheses; *Int J Oral Maxillofac Surg*; 2010; (39): 951- 955

Wolford, L.M., Dingwerth, D.J., Talwar, R.M., Pitta, M.C. (2003): Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems; *J Oral Maxillofac Surg*; 2003; (61): 685- 690

Wolford, L.M., Pitta, M.C., Reiche-Fischel, O., Franco, P.F. (2003): TMJ Concepts/Techmedica custom-made TMJ total joint prosthesis: 5-year follow-up study; *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*; 2003; (32): 268-274

Wolford, L.M. (2006): Factors to consider in joint prosthesis systems; *Proc (Bayl Univ Med Cent)*; 2006; (19): 232- 238

Wolford, L.M., Morales-Ryan, C., Morales, P., Cassano, D. (2008): Autologous fat grafts placed around temporomandibular joint total joint prostheses to prevent heterotopic bone formation; *Proc (Bayl Univ Med Cent)*; 2008; (21): 248- 254

Wolford, L.M., Mercuri, L.G., Schneiderman, E.D., Movahed, R., Allen, W. (2015): Twenty-year follow-up study on a patient-fitted temporomandibular joint prosthesis: the Techmedica/TMJ Concepts device; *J Oral Maxillofac Surg*; 2015; (73): 952- 960

Wolford, L.M., Movahed, R., Teschke, M., Fimmers, R., Havard, D., Schneiderman, E. (2016): Temporomandibular Joint Ankylosis Can Be Successfully Treated With TMJ Concepts Patient-Fitted Total Joint Prosthesis and Autogenous Fat Grafts; J Oral Maxillofac Surg; 2016; (74):1215- 1227

Zieman, M.T., McKenzie, W.S., Louis, P.J. (2015): Comparison of Temporomandibular Joint Reconstruction With Custom (TMJ Concepts) Vs. Stock (Biomet) Prostheses; Journal of Oral and Maxillofacial Surgery; 2015; (9): 79

Zou, L., He, D., Ellis, E. (2018): A comparison of clinical follow-up of different total temporomandibular joint replacement prostheses : a systematic review and meta-analysis; Journal of Oral and Maxillofacial Surgery; 2018; (2): 294- 303

<http://www.medartis.com/de/produkte/modus/mandible/modus-reco-25/>
(08.05.2018)

<http://www.nexuscmf.com/images/tmj-prosthesis-skull.png> (06.05.2018)

http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/DSEM-CMF-0316-0120a_LR.pdf (07.05.2018)

<http://tmjconcepts.com> (03.05.2018)

<http://www.zimmerbiomet.com/content/dam/zimmer-biomet/medical-professionals/cmf-thoracic/total-joint-replacement-system/total-joint-replacement-system-brochure.pdf> (02.05.2018)

