

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische
Gesichtschirurgie an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. Johannes Schubert)



Klinische und computergestützte Studie zur Designoptimierung von Unterkieferrekonstruktionsplatten

Habilitation

zur Erlangung des Akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med. habil.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Dr. med. Dr. med. dent. Peter Georg Walter Maurer
geboren am 06.03.1965 in Saarlouis

Gutachter:

1. Prof. Dr. Dr. Johannes Schubert
 2. Prof. Dr. Dr. Uwe Eckelt
 3. Prof. Dr. Dr. Paul Stoelinga
- Tag der Verteidigung: 12.11.2004

urn:nbn:de:gbv:3-000007542

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000007542>]

Referat und bibliografische Angaben

Einführung: Bei einem Kontinuitätsverlust des Unterkiefers, bedingt durch Trauma, Tumor oder Entzündung, ist eine nachhaltige funktionelle und ästhetische Störung die Folge. **Ziel:** Die Behandlungsverläufe bei Unterkieferkontinuitätsresektionen sollten analysiert und die Kaukräfte bei unterkieferresezierten Patienten bestimmt werden. Mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) werden entsprechende virtuelle kaufunktionelle Belastungen simuliert und eine Designoptimierungen der Rekonstruktionsplatten vorgenommen. **Methoden und Ergebnisse:** Der Behandlungsverläufe von 102 Patienten (w = 29, m = 73) mit Unterkieferkontinuitätsresektionen wird analysiert. Postoperative Komplikationen traten in 39 % der Fälle auf. Im Mittel entwickelten die Patienten postoperativ eine Kaukraft von 80,7 N im Molarenbereich, wobei Patienten mit einem durch Rekonstruktionsplatten überbrückten Defekt Kaukräfte bis zu 132 N erreichen konnten. Bei der FE-Simulation von zwei klinisch relevanten Unterkieferkontinuitätsdefekten ergaben sich unter Zugrundelegung der ermittelten Kaukräfte bei den konventionellen Plattentypen sowohl in der Platte, in der periimplantären Kompakta als auch in der Rekonstruktionsplatte selbst Spannungsspitzen (nach von Mises), die zum Versagen des Osteosynthesystems führen können. Eine flächenhafte Rekonstruktionsplattengestaltung mit einer quadratischen Schraubenanordnung und einer Vergrößerung des Schraubendurchmessers auf 4 mm würde beim Kieferwinkeldefekt die Belastungen unter Kaufunktion um 61% bzw. 92% je nach Komponente des Rekonstruktionssystem absenken. Für den Kinndefekt konnten keine kritischen Spannungsspitzen in den konventionellen und in den modifizierten Systemen nachgewiesen werden. Hier muss von einer dauerhaften Schädigung der Rekonstruktionsplatte aufgrund der großen Vordehnung im Bereich des Kinns ausgegangen werden, die bei dynamischen Belastungen zum Versagen der Struktur führen kann. **Schlussfolgerung:** Es gelingt klinisch relevante Belastungssituationen des Kiefer-Gesichtsbereiches mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) virtuell zu simulieren. Die Methode stellt ein effizientes und kostengünstiges Untersuchungsverfahren dar, das den Umfang von tierexperimentellen Studien mit biomechanischen Fragestellungen deutlich reduzieren kann.

Maurer, Peter: Klinische und computergestützte Studie zur Designoptimierung von Unterkieferrekonstruktionsplatten. Halle Univ., Med. Fak. Habil, 145 Seiten, 2004

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung und Zielstellung	1
1.1 Problemstellung	1
2 Literaturübersicht	4
2.1 Historischer Überblick zur Unterkieferrekonstruktion	4
2.2 Gegenwärtiger Stand der Unterkieferrekonstruktion	8
2.3 Osteosynthesematerialien	11
2.3.1 Osteosynthesematerialien aus Metall	11
2.3.2 Bioresorbierbare Osteosynthesematerialien	14
2.4 Verfahren zur Ermittlung der mechanischen Stabilität	16
2.4.1 Finite-Elemente-Methode	18
3 Eigene Untersuchungen	21
3.1 Patienten	21
3.2 Methodik der Kaukraftanalyse	23
3.3 Computergestützte Analyse der mechanischen Belastungen	26
3.3.1 Kieferwinkeldefekt (Defektklasse L)	33
3.3.2 Kinndefekt (Defektklasse C)	35
3.4 Statistische Verfahren	37
4 Ergebnisse	38
4.1 Auswertung der Krankenakten	38
4.1.1 Allgemeine Daten der retrospektiven Analyse	38
4.1.2 Kriterien des Misserfolges	42
4.1.3 Erfolgsprognose	48
4.2 Kaukräfte	56
4.3 Computergestützte Analyse der mechanischen Belastungen	59
4.3.1 Kieferwinkeldefekt (Defektklasse L)	59
4.3.2 Kinndefekt (Defektklasse C)	68

5 Diskussion	75
5.1 Klinische Nachuntersuchung	75
5.2 Kaukräfte	87
5.3 Computergestützte Analyse der mechanischen Belastungen	92
5.4 Schlussfolgerung	105
6 Zusammenfassung	111
7 Literaturverzeichnis	115
8 Verzeichnis der Fachwörter	142
9 Thesen	143
10 Anlagen	145

Abkürzungen

1.	CAD	computer-aided-design
2.	CT	Computertomografie
3.	FE	Finite-Elemente
4.	FEM	Finite-Elemente-Methode
5.	Gy	Gray
6.	OK	Oberkiefer
7.	Reko-Platte	Rekonstruktionsplatte
8.	UK	Unterkiefer
8.	ZE	Zahnersatz

1. Einleitung und Zielstellung

1.1 Problemstellung

Der Mandibula kommt eine zentrale Rolle hinsichtlich der Funktion und Ästhetik im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich zu. Tritt ein Kontinuitätsverlust der Mandibula, bedingt durch Trauma, Tumor oder Entzündung ein, muss mit einer Verlegung der Atemwege, einer erschwerten Nahrungsaufnahme, einer insuffizienten Speichelretention, einer Beeinträchtigung der Sprache und einer erheblichen ästhetischen Entstellung gerechnet werden (Abb. 1) (Reuther und Kübler, 1999).

Neben den oben beschriebenen somatischen Folgen des Kontinuitätsverlustes sind auch psychosoziale Beeinträchtigungen zu nennen, die zur deutlichen Minderung der Lebensqualität der betroffenen Patienten beitragen (Reuther und Mühling, 1984; Stellmach, 1986; Urken et al., 1991b; Schliephake und Jamil, 2002).



Abb. 1a und b: En-face und Profilansicht eines Patienten nach Unterkieferkontinuitätsresektion im Kinnbereich und nach konsekutiver Tracheotomie

Die Bedeutung des Unterkiefers für das Leben eines Menschen untermauert die Notwendigkeit seiner Wiederherstellung nach Defekten. Diese Wiederherstellung stellt für den Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen nicht selten eine erhebliche therapeutische Herausforderung dar.

Aufgrund der ausgeschlossenen Spontanregeneration von Kontinuitätsdefekten und zur Vermeidung der bereits beschriebenen eventuell vital bedrohlichen Folgezustände des Unterkieferverlustes sollte eine sofortige Rekonstruktion entweder durch ein osteoplastisches Verfahren in Kombination mit einem geeigneten Osteosyntheseverfahren oder aber zumindest die alloplastische Überbrückung des Defektes durch ein Rekonstruktionssystem ohne Osteoplastik angestrebt werden.

Die alloplastische Wiederherstellung der Mandibula wird vor allem bei malignen Tumorerkrankungen gewählt (Stellmach, 1986; Komisar et al., 1989). Diese Art des Unterkieferersatzes kann sowohl temporären als auch definitiven Charakter besitzen (Austermann et al., 1977; Lavertu et al., 1994; Spencer et al., 1999). Den eingesetzten Osteosynthese- bzw. Rekonstruktionssystemen kommt neben der mechanischen Stabilisierung auch die Aufgabe zu, einer narbenbedingten Dislokation entgegenzuwirken. Diese würde vor allem eine spätere funktionelle Rekonstruktion wesentlich erschweren (Luhr, 1976). Die Osteosynthesysteme sollen somit sowohl eine funktionell-mechanische als auch eine morphologische Rehabilitation gewährleisten (Merten, 1996).

Ausgehend von eigenen langjährigen klinischen Beobachtungen und den Veröffentlichungen im internationalen Schrifttum, die über Probleme wie Plattenfrakturen und Lockerungen der Osteosyntheseschrauben mit dem konsekutiven Verlust der Platten nach alloplastischem Ersatz berichten (Freitag et al., 1991; Lindqvist et al., 1992; Discher et al., 1993; Boyd et al., 1995; Nicholson et al., 1997; Schöning und Emshoff, 1998; Spencer et al., 1999; Klotch et al., 1999; Shibahara et al., 2002; Wei et al., 2003), wurde die vorliegende Studie initiiert (Abb. 2).

Folgende Ziele verfolgt die Arbeit:

1. Ermittlung des klinischen Verlaufes unter besonderer Berücksichtigung der Komplikationen nach Unterkieferresektion anhand einer retrospektiven Analyse der Krankenakten aller Patienten, bei denen im Zeitraum 01.01.1992 - 31.12.2002 eine Unterkieferresektion durchgeführt wurde,
2. Bestimmung der mechanischen, aus der Kaufunktion erwachsenden Anforderungen an ein Rekonstruktionssystem durch Messung der Kaukräfte bei unterkieferresezierten Patienten,
3. Konstruktion eines realitätsnahen virtuellen Unterkiefers in einem Finite-Elemente Software-Programm,
4. Messung der Spannungen und deren Verteilungen in etablierten Osteosynthesystemen, im Osteosyntheseschrauben-Knochen-Interface und in den Mandibula-Fragmenten bei der Überbrückung von definierten Unterkieferdefekten am erstellten Modell,
5. Empfehlungen zur Designoptimierung von Überbrückungsplatten zur Vermeidung der klinisch bekannten Nachteile.

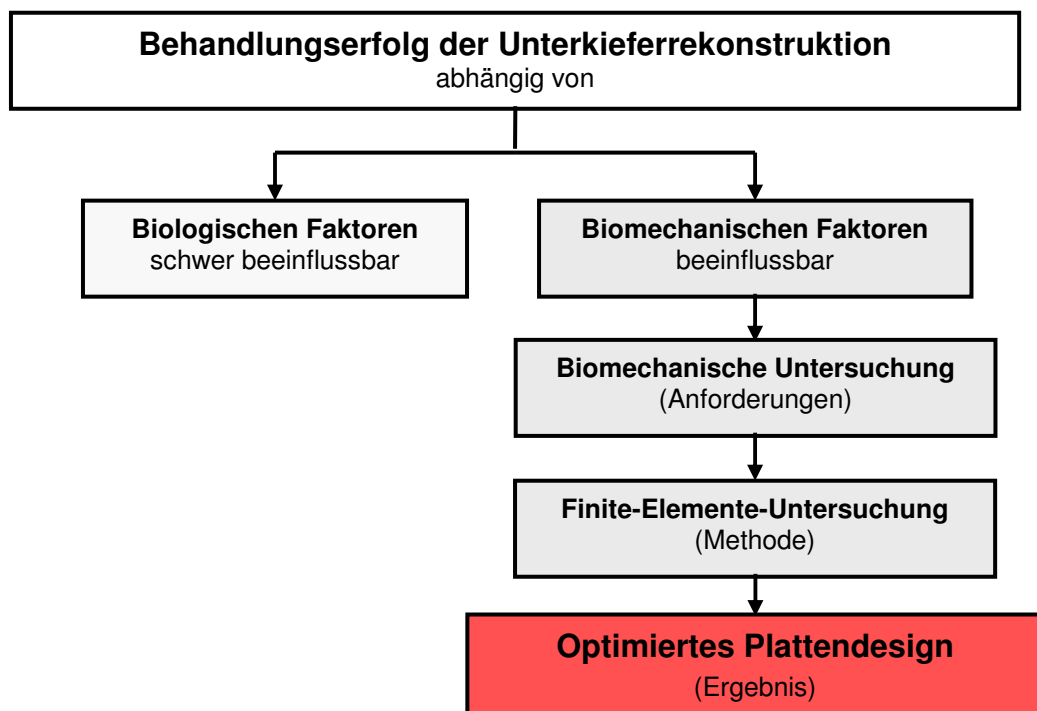


Abb. 2: Flussdiagramm der Konzeption der vorliegenden Untersuchungen

2. Literaturübersicht

2.1 Historischer Überblick zur Unterkieferrekonstruktion

Zur Rekonstruktion nach Unterkieferkontinuitätsdefekten wurden erstmals Anfang des letzten Jahrhunderts autologe Transplantate aus diversen Spenderregionen eingesetzt. Zuvor wurde der entstandene Resektionsdefekt entweder einer Spontanheilung überlassen oder aber mit Allenthesen aus unterschiedlichen Materialien überbrückt. Verschiedenartige Resektionsverbände aus Metall sind beschrieben wurden. Diese waren rein knochenverankerte (Boennecken, 1917) oder rein dental abgestützte Schienenverbände (Sauer, 1893) bzw. Schienenverbände, die dental und ossär verankert waren (Hahl, 1917). Eine Übersicht über die seinerzeit angewandten Methoden und Materialien findet man bei Hauptmeyer (1917).

Bardenheuer (1892) beschrieb die Verpflanzung eines präaurikulär gestielten Hautperiostlappens von der Stirn in einen Unterkieferdefekt. In zwei weiteren Fällen wandte er einen verschobenen „Schleimhaut-Knochen-Periost-Lappen“ von der Außenfläche des Unterkiefers an. Ebenfalls 1892 setzte von Rydygier einen muskelgestielten Klavikulalappen zur Mandibuladefektrekonstruktion ein. Ein weiteres gestieltes Verfahren zur Defektrekonstruktion gab Pichler (1917) an. Hierbei wird ein Knochenspan vom unversehrten, defektnahen Unterkieferrand verlagert.

Die erste freie, nicht gestielte Knochentransplantation zum Unterkieferersatz hat der russische Chirurg Sykoff (1900) ausgeführt. Er überbrückte einen durch Noma entstandenen Kinndefekt durch einen ossären Span von der kontralateralen Unterkieferseite. Lexer (1908) wagte die Transplantation eines freien Tibiastückes zur Defektrekonstruktion. Auch Stirnbein, Brustbein und Rippen dienten als Donorareale (Rydygier, 1908; Payr, 1908). In der Folgezeit wurden diverse Spenderregionen für freie periostbedeckte Transplantate wie z.B. Rippe oder Beckenkamm beschrieben (Lexer, 1908; Partsch, 1917; Lindemann, 1916). Aufbauend auf den umfangreichen Erfahrungen während des ersten Weltkrieges durch die Häufung von Kiefer-Gesichtsverletzten setzte sich zunehmend der periostbedeckte Beckenkamm als bevorzugte

Spenderregion zur Unterkieferdefektrekonstruktion durch (Ganzer, 1917; Lexer, 1917; Ganzer, 1943).

Grundsätzlich hatte sich an der Technik der freien Knochenverpflanzung in den darauf folgenden Jahrzehnten kaum etwas geändert. Eine deutliche Erweiterung der Behandlungsmöglichkeiten brachte die Einführung der antibiotischen Prophylaxe, die auch einen intraoralen Zugang gestattete (Obwegeser, 1963). Ebenso konnte durch die Einführung der rigiden Fixation in den 70er Jahren des letzten Jahrhunderts auf die für den Patienten sehr belastende mehrwöchige intermaxilläre Fixation zunehmend verzichtet werden. Neben der autologen Defektüberbrückung wurden auch weiterhin alloplastische Werkstoffe als Implantate zur Defektrekonstruktion eingesetzt.

So beschrieb Partsch (1917) den Einsatz einer modifizierten Hansmannschen Frakturschiene, die intraoperativ dem Resektionsdefekt angepasst wurde. Somit kann dies als Vorläufer der heutigen Plattensysteme gewertet werden (Abb. 3).

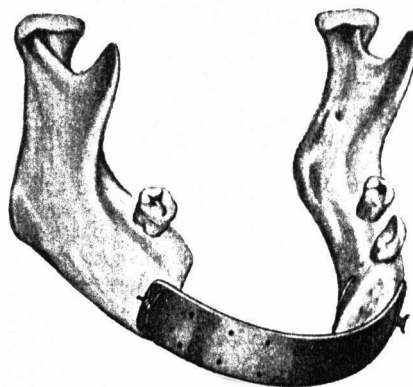


Abb. 3: Modifizierte Hansmannsche Frakturschiene nach Partsch (1917)

Auch wurden Spickdrähte und Nägel aus Vitallium, die entweder zur Fixation der Transplantate bzw. zur Stabilisation der Kieferstümpfe dienten, bis in die siebziger Jahre angewandt (Skaloud, 1953; Reichenbach und Schönberger, 1957). Conley (1951) nutzte Vitalliumresektionsprothesen zur sofortigen Unterkieferdefektrekonstruktion. Er sah in dieser Maßnahme allerdings lediglich

eine Überbrückung bis zur definitiven Kontinuitätswiederherstellung durch ein autologes Knochentransplantat und wies bereits auf die besondere Bedeutung einer allseitigen suffizienten Weichgewebsabdeckung des Implantates hin, um so Dehiszenzen mit Freiliegen des Implantates und seinen konsekutiven Verlust zu verhindern.

Die gegossenen Vitalliumdrähte bzw. Nägel konnten der jeweiligen Defektgröße angepasst werden und wurden in die Spongiosa der Stümpfe eingetrieben und oftmals zusätzlich durch Drahtligaturen gesichert. Reichenbach und Schönberger (1957) sahen aufgrund ihrer nur in 50% der Fälle befriedigenden Ergebnisse mit gegossenen Vitalliumprothesen allerdings nur zwei sehr eingeschränkte Indikationen: zum einem als Dauerersatz bei malignombedingten Unterkieferresektionen, bei denen eine autoplastische Rekonstruktion nicht durchgeführt werden konnte und zum anderen bei Unterkiefermittelstückresektionen als temporäre Überbrückung bis zur definitiven Versorgung durch ein autologes Transplantat, um so die Resektionsstümpfe zu stabilisieren. Auch Schulz (1980) aus der gleichen Klinik fand in seiner retrospektiven Studie an 25 unterkieferresezierten Patienten in 3 von 4 Fällen eines Unterkieferersatzes mit Vitallium Weichgewebsinfektionen und eine nicht ausreichende Stabilität, die zu einem vorzeitigen Verlust des Implantates führten.

Neben Rekonstruktionssystemen aus Metall wurden auch Verfahren mit Kunststoffimplantaten zur Unterkieferrekonstruktion angegeben (Svejda und Domansky, 1955). Diese Autoren verwandten nach Unterkiefermittelstückresektion eine Akrylat-Prothese, die mittels Stahlstiften ossär verankert wurde. Aufgrund einer Schleimhautdehiszenz kam es konsekutiv zum Implantatverlust. Schlegel (1964) schlug diese Rekonstruktionsmethode bei malignen Tumorerkrankungen vor. Scheunemann (1979) beschrieb den Gebrauch eines Silastikimplantates, das auf einen Kirschner-Draht aufgebracht war, als Kinnrekonstruktion.

Eine neue Idee war die Kombination eines präfabrizierten, adaptierbaren und rinnenförmigen Metall-Tray und autologen Spongiosachips. Hierbei diente das Tray als Leitschiene zur Aufnahme der autologen Spongiosachips (Boyne,

1969). Dumbach (1987) modifizierte dieses in der Weise, dass er die Löcher im Implantat vergrößerte, um so die Kontaktfläche zwischen Weichteillager und Transplantatknochen zu optimieren. Als Werkstoff wurde Titan eingesetzt. Nach einer retrospektiven Analyse empfahlen Dumbach et al. (1994) ein streng extraorales Vorgehen, um so die Gefahr einer Schleimhautdehiszenz zu minimieren, die unweigerlich zum Verlust der Spongiosatransplantate führen würde. Ferner sahen die Autoren eine Kontraindikation für diese Art der Unterkieferrekonstruktion im bestrahlten Transplantatlager. Beiden Systemen gemeinsam war ein erheblicher Vorteil: Die Rekonstruktion anatomisch anspruchsvoller Regionen, wie z.B. Kieferwinkel- oder Kinnregion, wurde vereinfacht, da autologe Spongiosachips in eine vorgeformte und individuell adaptierbare Rekonstruktionsrinne eingebracht werden konnten. Als Nachteil zu nennen sind die äußerst komplizierte Möglichkeit der Explantation und der fehlende funktionelle Stimulus auf das transplantierte Knochenmaterial aufgrund der ausgesprochenen Rigidität des Metallgitters.

Ein morphologisch sehr ähnliches Tray aus nicht resorbierbarem Polyurethan benutzten Leake und Rappoport (1974) zur Aufnahme von autologen Spongiosachips. Die Eigenelastizität dieses Trays erforderte einerseits eine mehrwöchige intermaxilläre Ruhigstellung, andererseits erlaubte sie aber eine frühzeitige Krafteinleitung in das knöcherne Transplantat. Hierin sahen auch Chueng et al. (1994), die ebenfalls ein Dacron-Tray nach der Unterkieferresektion einsetzten, eine mögliche Erklärung für die geringere Resorptionsrate im Vergleich zu Trays aus Titan.

Als häufige Komplikation wurden bei Trays aus beiden Materialien (Metall und Kunststoff) Schleimhautperforationen beobachtet (Eckardt und Kahre, 1989; Dumbach et al., 1994). Trotz der einfachen Adaptation an den Unterkieferdefekt konnten sich vor allem die Kunststofftrays in der Folgezeit aufgrund der mehr als doppelt so hohen Komplikationsrate, die bedingt war durch die geringe mechanische Resistenz, im klinischen Gebrauch nicht etablieren (Chueng et al., 1994).

Eingehender wird über die historische Entwicklung der Unterkieferrekonstruktion in den Arbeiten von Ivy (1951), Reichenbach und Schönberger (1957), Farmand (1989) und Schmoker (1990) berichtet.

2.2 Gegenwärtiger Stand der Rekonstruktion der Unterkieferkontinuität

Während der letzten 3 Jahrzehnte haben sich parallel mit der Einführung moderner Osteosyntheseverfahren im Kiefer-Gesichtsbereich die Methoden der Unterkieferdefektrekonstruktion grundlegend gewandelt bzw. verfeinert. War früher die Drahtnahtfixation des frei verpflanzten Knochentransplantates mit einer mehrwöchigen intermaxillären Verschnürung die Therapieform der Wahl zur definitiven Defektüberbrückung, stehen heute dem Chirurgen zwei grundsätzlich verschiedene Methoden zur Verfügung: funktionsstabile, bikortikal verankerte Rekonstruktionssysteme ohne Knochentransplantate und übungsstabile Osteosyntheseverfahren in Verbindung mit Knochentransplantaten.

Die funktionsstabilen, bikortikal verankerten Rekonstruktionssysteme ermöglichen eine temporäre oder permanente Kontinuitätsüberbrückung, sogar unter Einschluss des Kiefergelenkes (Reuther und Hausamen, 1975; Austerman et al., 1977; Kellman und Gullane, 1986; Vuillemin et al., 1987; Freitag et al., 1991; Luhr und Lentrodt, 1992; Ardary, 1993; Spencer et al., 1999). Auf dem Markt angebotene Systeme (Abb. 4) gestatten eine technisch einfache Immediatrekonstruktion der resezierten Kieferbereiche, wodurch gerade bei Mittelstückresektionen im Kinnbereich eine Tracheotomie entbehrlich wird. Ferner stabilisieren sie die verbliebenen Kieferstümpfe in einer anatomisch korrekten Lage zueinander, was einer späteren prothetischen Rehabilitation oder autologen Rekonstruktion zu Gute kommt. Allerdings kann es bei einer anschließenden Bestrahlung aufgrund der radiogen bedingten Weichgewebsveränderung zu einer intra- oder extraoralen Plattenexposition und zu einer konsekutiven Infektion kommen, die zur Explantation der Platte zwingen (Freitag et al., 1991; Spencer et al., 1999).

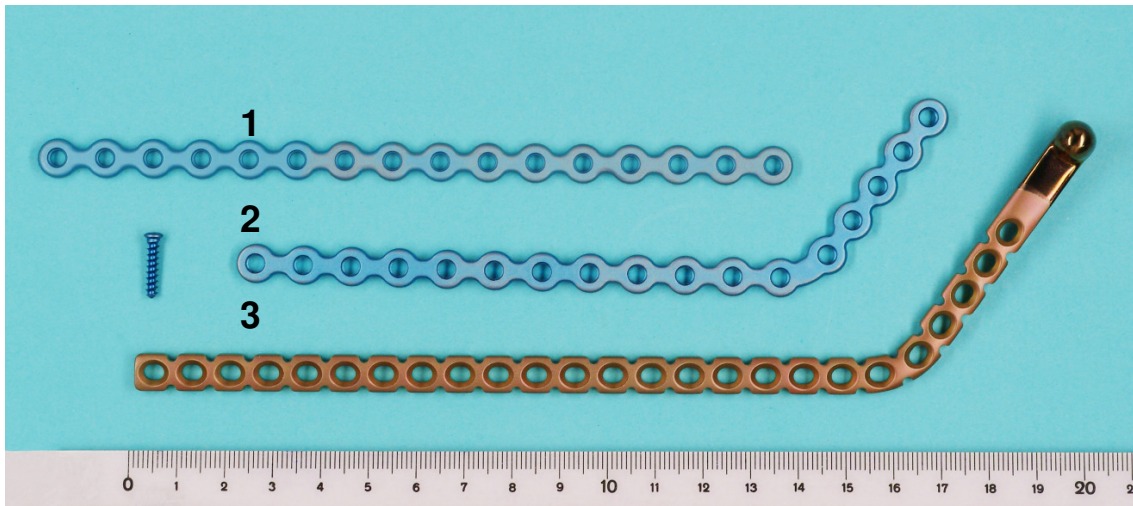


Abb. 4: Beispiel von individuell formbaren Rekonstruktionsplatten mit entsprechender Osteosyntheseschraube: (1) gerade Rekonstruktionsplatte, (2) vorgeformte Kieferwinkel-Rekonstruktionsplatte, (3) vorgeformte Kieferwinkel-Rekonstruktionsplatte mit Gelenkkopfersatz

Neben der herkömmlichen Schraubenfixation gehen die Osteosyntheseschrauben bei einigen neueren Systemen einen direkten kraftschlüssigen Verbund mit der Rekonstruktionsplatte selbst ein, so z.B. das Unilock-System oder das THORP-System (Titanium-Hollow-Screw-Reconstruction-Plate). Vorteil dieser Systeme soll sein, dass die Platten nicht mehr auf die Knochenoberfläche gepresst werden, um durch Kompression eine zusätzliche Retention zu erfahren, sondern sie „schweben“ in geringem Abstand über der Knochenoberfläche. Dadurch soll eine bessere Blutversorgung des Knochens gewährleistet sein. Die Funktionsweise ist einem Fixateur extern vergleichbar. Des Weiteren müssen diese Rekonstruktionsplatten auch nicht mehr ganz exakt der Stumpfoberfläche ankonturiert werden.

Neben der Entwicklung von funktionsstabilen Osteosyntheseverfahren wurden insbesondere durch Champy und Lodde (1976) die übungsstabilen monokortikal fixierten Miniplatten (Abb. 5) in die maxillofaziale Traumatologie eingeführt und theoretisch begründet. Nach ihrer klinischen Etablierung in der Unfallchirurgie wurde diese rigide Fixationsform auch für die Rekonstruktion des Unterkiefers eingesetzt. Hierbei kann die Miniplatte aber nur in Verbindung mit einer osteoplastischen Wiederherstellung des Unterkiefers benutzt werden

(Schmelzeisen et al., 1993; Schliephake et al., 1993; Pape et al., 1994; Wahlmann et al., 1994; Hidalgo und Rekow, 1995; Wolff et al., 1996).

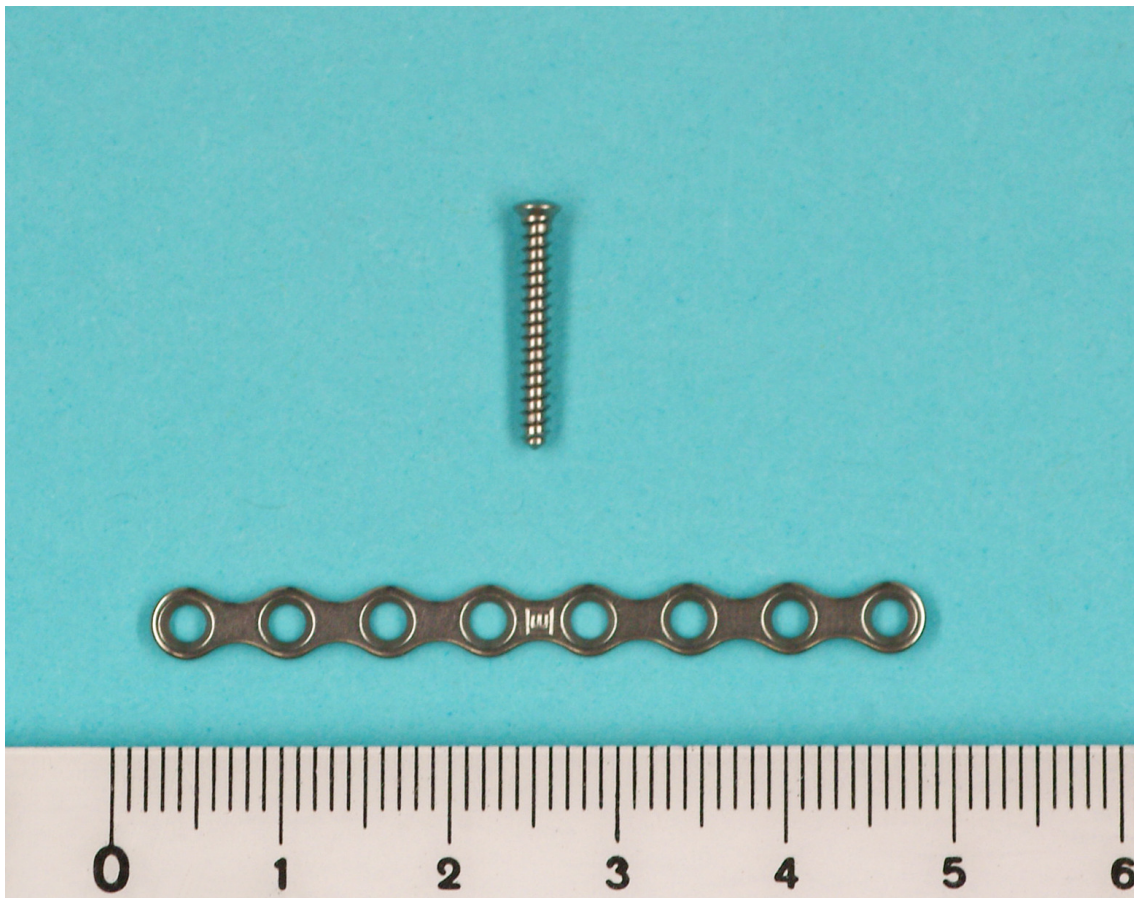


Abb. 5: Titanminiplatte mit einem Schraubendurchmesser von 2,0 mm (Dicke 1,5 mm)

Gerade bei Patienten mit reduziertem Allgemeinzustand oder schwierig einzuschätzender Prognose bei Malignomkrankungen wird die vorübergehende oder bleibende Defektüberbrückung mit alloplastischen Methoden aufgrund der kürzeren und damit weniger belastenden Operationsdauer favorisiert (Spencer et al., 1999). Deshalb muss das Rekonstruktionssystem neben einer ausgezeichneten Biokompatibilität und einfachen Handhabung auf Dauer den mechanischen Belastungen der tausendfachen funktionellen Bewegungen widerstehen können. Miniplattensysteme scheiden aufgrund ihrer geringeren mechanischen Stabilität für diese Indikation aus.

Neben den oben beschriebenen Osteosyntheseverfahren, die einen nachhaltigen Einfluss auf die Erweiterung der Behandlungsmöglichkeiten der knöchernen Defekte der Mandibula hatten, wurden die Rekonstruktionsmöglichkeiten durch den mikrochirurgisch reanastomosierten Gewebettransfer wesentlich erweitert. Seit mehr als 2 Jahrzehnten gehören mikrovaskulär anastomosierte Knochentransplantate zum Repertoire der plastisch rekonstruktiven Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (Ehrenfeld, 1989). Diese Verfahren gestatten eine simultane Rekonstruktion der knöchernen Integrität der Mandibula und gegebenenfalls die Insertion von endossalen Implantaten auch bei ausgedehnten onkologisch-chirurgischen Eingriffen (Riediger, 1994). Hierbei haben sich Beckenkamm, Schulterblatt, Wadenbein als Spenderareale im klinischen Gebrauch bewährt (Kärcher, 2000). Diese knöcherne Immediatrekonstruktion steht allerdings im Gegensatz zur bewährten Praxis in der Tumorchirurgie, bei der ein rezidivfreies Intervall von einem Jahr abgewartet wird, bevor eine definitive Rekonstruktion durchgeführt wird (Lentrod et al., 1985; Merten, 1996). Daher sind die Indikationen für diese Art der Defektrekonstruktion sorgfältig abzuwägen.

2.3 Osteosynthesematerialien

2.3.1 Allgemeine Anforderungen

Wagner (1991) formulierte drei zentrale Bewertungskriterien für die Beurteilung eines enossalen (dentalen) Implantatwerkstoffes, wobei er eine lokale und systemische Unschädlichkeit des Materials voraussetzte:

1. Biokompatibilität als Eigenschaft eines Biomaterials, die eine der jeweiligen speziellen Applikation angemessene Gewebereaktion zulässt. Hierbei wird eine möglichst physiologische Gewebeantwort an der Grenzfläche zum Implantat (Knochen, Bindegewebe, Epithel) erwartet. Das Maß der Biokompatibilität lässt sich graduell einstufen in: biotolerant (bindegewebige Einscheidung, Distanzosteogenese, z.B. Stahl), bioinert (knöcherne Einscheidung, Kontaktosteogenese, z.B. Titan) und bioaktiv (Biointegration, Verbundosteogenese, z.B. Trikalziumphosphat-Keramiken).
2. Biomechanische Funktionalität mit ausreichender mechanischer Festigkeit ohne Frakturgefahr bei kaufunktioneller Belastung mit gleichzeitiger optimaler funktioneller Formgebung unter Beachtung von Indikation und Einsatzort.
3. Biologische Stabilität des Implantates ohne Abgabe von Materialpartikeln aufgrund von Korrosionsveränderungen, Löslichkeitsreaktionen oder Resorptionserscheinungen zur Vermeidung sekundärer Folgen im Organismus.

Diese Kriterien müssen prinzipiell auch von Materialien der Rekonstruktionssysteme erfüllt werden, wobei diese im Gegensatz zu dentalen Implantaten nicht transmukosal einheilen und damit keine Verbindung zur keimbesiedelten Mundhöhle aufweisen.

2.3.2 Osteosynthesematerialien aus Metall

Metalle erfüllen die Anforderung bei genügender Festigkeit den hohen mechanischen Belastungen ohne Weiteres standzuhalten und eine dem Knochen angepasste Steifigkeit zu besitzen. Für den Knochenersatz erscheinen sie, auch aufgrund weiterer entsprechender mechanischer Eigenschaften wie das Verhältnis von Zugfestigkeit zu Elastizitätsmodul und zur Bruchdehnung, als Implantatwerkstoffe der Wahl. Ihre positiven werkstoffkundlichen Eigenschaften stehen den teilweise sehr komplexen Wechselwirkungen zwischen Implantat und Knochen gegenüber. Es kann zu einer Veränderung des Implantates und/oder des Organismus durch Korrosion, d. h. zu einem Übertritt von Metallionen in das Gewebe im Sinne einer Metallose kommen. Unter Korrosion versteht man die Schädigung von Metallen oder Legierungen durch chemische bzw. elektrochemische Reaktionen, die zu einem Herauslösen von Ionen aus der Metalloberfläche führen (Wagner, 1991). Die Korrosionsbeständigkeit der im Kieferbereich verwendeten Reinmetalle und Legierungen beruht ausschließlich auf der Beständigkeit ihrer Passivschicht. Eine Passivschicht wird normalerweise nur einige Atomlagen dick und besteht aus Oxid bzw. Oxidhydrat, vorwiegend jener Legierungsbestandteile, die die größte Affinität zu Sauerstoff besitzen. Die Beständigkeit der Passivschicht wird durch die möglichst geringe Auslösungsgeschwindigkeit und ihr Regenerationsvermögen nach einer Verletzung determiniert. Dabei wird die Resistenz der Passivschicht einer Legierung durch das unedelste Metall in der Legierung bestimmt (Plenk und Zitter, 1993).

Für die Osteosynthese kam anfänglich Stahl (INOX-Stahl oder 316L) zum Einsatz, wurde aber aufgrund der fraglichen Korrosion des Stahls seit den 80er Jahren fast vollständig durch Titan ersetzt (Luhr, 2000). Titan, ein Werkstoff, der auch in anderen Bereichen der Medizin als Implantat (z.B. Hüftgelenkersatz) zum Einsatz kommt, ist ein reaktives Metall, das selbst bei niedrigen Sauerstoffspannungen auf seiner Oberfläche eine sehr resistente Oxidschicht ausbildet. Diese Schicht, die sich nach mechanischen Verletzungen wieder regeneriert, bestimmt entscheidend die Eigenschaften des Implantates im biologischen Milieu mit. So dient sie infolge ihrer Unlöslichkeit

als Schutz gegen die Korrosion, indem sie einen Übertritt von Titanionen in das umliegende Gewebe weitgehend verhindert (Wagner, 1991). Des Weiteren stellt Titanoxid eine sehr reaktive, osteophile Oberfläche dar, die bei einheitlicher Oberflächenstochiometrie eine hohe Bindungskapazität zu Biomolekülen aufweist. Daher bezeichnete Weinländer (1993) Titanimplantate per se als natürliche Verbundwerkstoffe, bei denen die lasttragende Kapazität vom Metallkörper übernommen und die biologische Kompetenz von passivierenden Oxidschichten dargestellt wird.

Zwischenzeitlich konnten Schliephake et al. (1989) nach Implantation von Titanschrauben in Schweinekiefer im Vergleich zu einer Kontrollgruppe eine Anreicherung von Titanionen vor allem in Lunge, Leber und Nieren nachweisen. Es fanden sich allerdings nach der Titananreicherung keine morphologischen Veränderungen der Organe. Aufgrund fehlender Erkenntnisse über die Toxizität des Titans konnten die Verfasser die Wertigkeit ihrer Ergebnisse für die Humanpathologie nicht interpretieren. Eine abschließende Validierung der Ergebnisse muss noch erfolgen. Demgegenüber steht die nahrungsbedingte Titanaufnahme, so dass es zu einer lebenszeitlichen Titanakkumulation im Organismus kommen kann (Wagner, 1991).

Rosenberg et al. (1993) sahen die Indikation der Entfernung von Titanosteosynthesematerialien im Gegensatz zu anderen Materialien aufgrund einer klinisch-histologischen Studie für nicht gegeben. Sie fanden zwar Titanpartikel im periimplantären Weichgewebe, interpretierten dieses Phänomen aber als ein Herauslösen von Partikeln an den Biegestellen der Platten und haben ihm keinen pathologischen Stellenwert beigemessen. Diese Ergebnisse decken sich mit denen der Arbeitsgruppe um Acero et al. (1999), die ebenfalls Titanpartikel im periimplantären Weichgewebe fanden, ohne eine abschließende Bewertung der Resultate vorzunehmen.

Seine klinische Eignung und ausgezeichnete Biokompatibilität hat der Werkstoff Titan sowohl in der dentalen Implantologie als auch in der maxillofazialen Traumatologie und in der plastisch-rekonstruktiven Chirurgie inzwischen über mehrere Jahrzehnte eindrucksvoll bestätigt (Spencer et al., 1999; Luhr, 2000; Waldhart et al., 2000; Neukam und Esser, 2000).

2.3.3 Bioresorbierbare Osteosynthesematerialien

Seit den siebziger Jahren wird an bioresorbierbaren Osteosynthesewerkstoffen geforscht, die einerseits eine ausreichende mechanische Stabilität über einen entsprechenden Zeitraum und andererseits eine dazu adäquate Resorptionszeit im Organismus aufweisen sollen, ohne dabei die Frakturheilung negativ zu beeinflussen (Cutright et al., 1974; Pistner, 1999). Dadurch würde die bei Osteosynthesesystemen oftmals notwendige Materialentfernung im Rahmen eines Zweiteingriffes entfallen, da die Implantatwerkstoffe durch den Organismus selbst in ausscheidbare Metaboliten zerlegt werden können. Die bevorzugten Materialien stellen aliphatische Polyester, hier speziell die linearen Polyester der Milch- und Glykolsäuren (Polylaktid: PLA und Polyglykolid: PGA) dar, die sich bereits als resorbierbare Nahtmaterialien im klinischen Gebrauch bewährt haben. Die mechanischen Eigenschaften und das Resorptionsverhalten werden von der Höhe und Verteilung des Molekulargewichts und von der linearen oder verzweigten Anordnung der Molekülketten determiniert (Hutmacher et al., 1996).

Der Abbau der hydrolysierbaren Polymere geschieht in vier Phasen (Kronenthal, 1975):

1. durch Aufnahme von Gewebswasser (Hydratation) Implantatquellung mit Auflösung sekundärer und tertiärer Strukturen (van der Waals'sche Kräfte, Hydrogenverbindungen),
2. anschließender Festigkeitsverlust durch hydrolytische Auflösung kovalenter Bindungen,
3. fortgesetzte Aufspaltung kovalenter Bindungen mit konsekutivem Molekulargewichtverlust und einem daraus resultierenden Formverlust des Implantates,
4. Verflüssigung mit weiterem Massenverlust und Auflösung der oligomeren Polymerfragmente sowie Phagozytose kleinerer Fragmente und Absorption von Di- und Monomeren.

Die oben beschriebene Auflösung der Polymere läuft im Organismus durch Verstoffwechslung (Hydrolyse) zu Milchsäure und/oder Glykolsäure ab. Die Milchsäure wird im Zitronensäurezyklus zu Kohlendioxid und Wasser abgebaut, während Glykolsäure über den Urin ausgeschieden wird (Hutmacher et al., 1996; Heidemann et al., 2003).

Im internationalen Schrifttum wurden in den letzten Jahren erste Berichte über den klinischen Einsatz von bioresorbierbaren Osteosynthesewerkstoffen speziell in der maxillofazialen Traumatologie und in der Dysgnathiechirurgie publiziert (Gerlach, 1993; Eppley et al., 1997; Kallela et al., 1998; Pistner, 1999; Heidemann und Gerlach, 2002).

Auf dem Gebiet der plastisch-rekonstruktiven Chirurgie des Unterkiefers finden sich lediglich tierexperimentelle Studien, bei denen bioresorbierbare Gitter bzw. Gerüste zur reinen morphologischen Defektüberbrückung eingesetzt worden waren. Die eigentliche mechanische Stabilität wurde in diesen Fällen durch Osteosynthesysteme aus Metall gewährleistet (Hollinger und Schmitz, 1987; Merten, 1996; Kinoshita et al., 1997). In allen diesen Studien war die mangelnde mechanische Belastbarkeit der bioresorbierbaren Systeme der Schwachpunkt der Rekonstruktionsmethode, so dass hier speziell auf dem Gebiet der Stabilität noch Entwicklungsbedarf besteht (Pistner, 1999).

2.4 Verfahren zur Ermittlung der mechanischen Stabilität

Eine Vielzahl sehr unterschiedlicher in-vitro Testverfahren zur Bestimmung der mechanischen Stabilität diverser Osteosynthesysteme bzw. -materialien ist bekannt. Es werden verschiedenste Testkörper, die von Holz über diverse Kunststoffe, Schweine- bzw. Rinderknochen bis hin zu humanen Knochen reichen, angewandt (Bredbrenner und Haug, 2000). Auch die Testmethodik reicht von einfachen Dreipunkt-Biegeversuchen an Schweinekiefern (Wittenberg et al., 1991) über spannungsoptische Untersuchungen an Kunststoffunterkiefern (Rudman et al., 1997) bis zur Simulation der Kaubelastung mittels einer komplexen Apparatur an Leichenunterkiefern (Meyer et al., 2000).

Allerdings beschäftigten sich nur relativ wenige Arbeiten mit der Problematik der Rekonstruktion der Unterkieferkontinuität durch Osteosynthesysteme. Basierend auf den bereits erwähnten klinischen Problemen wurde mithilfe dieser experimentellen Untersuchungen vorrangig versucht, eine Verbesserung der mechanischen Belastbarkeit der Osteosynthesysteme zu erreichen.

So untersuchte Haug (1993) den Effekt der Schraubenanzahl auf die Stabilität der Osteosynthese bei der Verwendung von Titan-Rekonstruktionsplatten. Zu diesem Zweck osteotomierte er Rinderrippen und stabilisierte diese spaltfrei über Titan-Rekonstruktionsplatten, die mit einer unterschiedlichen Anzahl von Schrauben versehen worden waren. Er verwandte bikortikal inserierte Titanschrauben mit einem Durchmesser von 2,7 mm. Die Stabilitätsbestimmung erfolgte im Rahmen eines Dreipunktbiegeversuches. Hierbei fand er heraus, dass beim Einsatz von mehr als vier Osteosyntheseschrauben je Fragment keine statistisch nachweisbare Stabilitätszunahme eintrat. Daher sieht der Autor die Anzahl von drei Schrauben pro Fragment als ideal an.

Erste Ansätze zu einer computersimulierten kaufunktionellen Belastung des Unterkiefers nach kastenförmiger Resektion unter Erhalt der Kontinuität stellten die Arbeiten von Wittkamp und Starmans (1995) dar. Es erfolgte die virtuelle Belastungssimulation an einem digitalisierten virtuellen humanen Unterkiefer mit Defekt im Bereich der rechten unteren Molaren. Die Autoren variierten

dabei die Gestaltung des Defektes, speziell der senkrechten Resektionsgrenzen. In einer Finite-Elemente-Berechnung zeigten sie, dass die günstigste Defektgestaltung in Hinblick auf die intramandibulären Spannungsverteilungen neben der Resektion des ipsilateralen Processus coronoideus eine Abrundung der Resektionsecken darstellt. In einer weiteren Untersuchung verglichen die Autoren die Ergebnisse ihrer Computersimulation mit einer in-vitro Belastungsstudie an Hundeunterkiefern in Form eines Dreipunktbiegeversuches bis zum Versagen der Strukturen in herkömmlicher Weise (Wittkampff et al., 1995). In Übereinstimmung mit der Computersimulation erwies sich auch hierbei die flachere Resektionsrandgestaltung als mechanisch resistenter.

Angeregt durch die oben beschriebenen Arbeiten und eigene frühere Erfahrungen auf dem Gebiet der virtuellen Belastungssimulation erschien der Einsatz der Finite-Elemente-Methode (FEM) als Untersuchungsmethode für die Ziele dieser Arbeit sinnvoll.

2.4.1 Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode stellt ein numerisches Verfahren der Ingenieurmechanik dar, bei dem die zu berechnende Struktur in eine endliche (finite) Anzahl von Elementen zerlegt wird, die über sogenannte Knoten miteinander verbunden sind (Korioth et al., 1992). Sie hatte ihren Ursprung vor ungefähr vierzig Jahren und findet Anwendung als Simulationsmethode vor allem im Bereich der Strukturmechanik. Sie ist im Automobil- und Flugzeugbau und vielen anderen industriellen Anwendungsbereichen nicht mehr wegzudenken (Abb. 6)

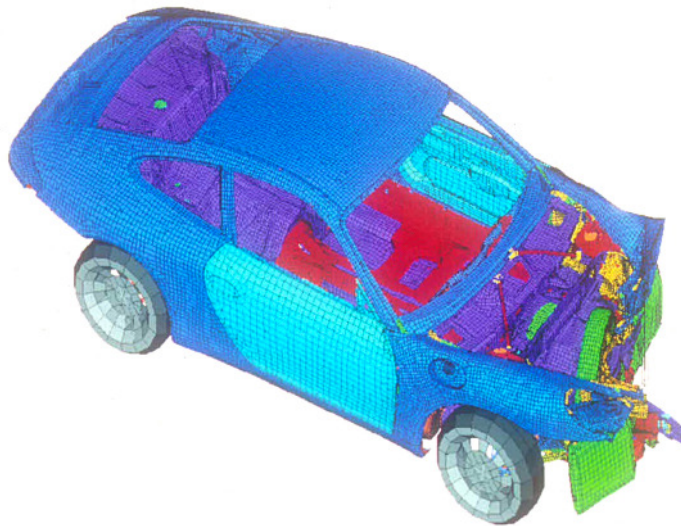


Abb. 6: Anwendungsbeispiel der Finite-Elemente-Methode in der Automobilindustrie

In der klassischen Mechanik können komplexe Zusammenhänge in realen Systemen nicht unmittelbar und ganzheitlich erfasst werden. Normalerweise wird ein vereinfachtes Modell zur Problemlösung geschaffen, so dass die Übertragbarkeit kritisch zu bewerten ist. Basierend auf dieser Feststellung werden Lösungsverfahren gefordert, die universell und genau sind, reproduzierbaren Charakter aufweisen und möglichst exakte lokale Aussagen gestatten. Diese Forderungen erfüllt die Finite-Elemente-Methode zu einem großen Maße (Kober et al., 2001).

Bei bekannten Randbedingungen (Einspannbedingungen und Belastungen) sind die Verformungen dieser vielen einfachen Elemente berechenbar und durch die Verknüpfungsbedingungen (gleiche Verschiebung und Verdrehungen der Knoten in allen Raumrichtungen) dann auch die Verformung der Gesamtstruktur und der abgeleiteten Größen (Spannungen und Dehnungen).

Die mechanische Beanspruchung eines Körpers wird nicht nur durch die Belastungsgröße und Belastungsverteilung innerhalb des Körpers, sondern auch durch seine Geometrie und seine mechanischen Eigenschaften bestimmt. Ferner werden die Belastungen durch die Interaktion des Körpers mit seiner Umgebung und die physikalischen Eigenschaften an den Grenzflächen zwischen verschiedenen Körpern mitbestimmt. In einer theoretischen Belastungsanalyse wird ein mathematisches Modell angewandt, um die Belastungsverteilung innerhalb des Körpers zu simulieren. In einem solchen Ansatz werden bis zu einer gewissen Genauigkeit die strukturellen Aspekte (Form, Geometrie, Belastungssituation, mechanische Eigenschaften) mathematisch unter Berücksichtigung der Grundsätze der Festkörpermechanik beschrieben (Huiskes und Chao, 1983).

In den letzten 2 Jahrzehnten hat sich die Finite-Elemente-Methode (FEM) auch auf dem Gebiet der Biomechanik und Biomedizin mehr und mehr als wertvolles Untersuchungsinstrument komplexer Belastungssituationen vornehmlich im Bereich knöcherner Strukturen entwickelt. Besonders geeignet ist diese Untersuchungsmethode wegen ihrer Fähigkeit, die mechanischen Belastungssituationen gerade in irregulär geformten Körpern unter gegebener Last und bekannten Materialeigenschaften zu simulieren (Huiskes und Chao, 1983). Die ersten Anwendungsberichte der Finite-Elemente-Methode in der Medizin findet man im Bereich der Orthopädie bereits vor fast dreißig Jahren (Brekelmans et al., 1972).

Auf dem Gebiet der dentalen Implantologie wurden in letzter Zeit verstärkt Finite-Elemente-Analysen zur Belastungssimulation der dentalen Implantate selbst und der periimplantären knöchernen Strukturen eingesetzt (Hart et al., 1992; Koriath et al., 1992). Auch zur Simulation der Belastung natürlicher

Zähne unter kieferorthopädischer Therapie (Hempowitz, 1999) fand die Finite-Elemente-Methode ihre Anwendung.

Baiamonte et al. (1996) unterzogen dentale Implantate nach 2jähriger Einheilungsphase im Affenunterkiefer einer biomechanischen in-vitro Studie. Diese Untersuchungen ergaben ähnliche Werte wie eine adäquate Finite-Elemente-Simulation im virtuellen Unterkiefer. Die Autoren schlussfolgerten, dass die Finite-Elemente-Methode geeignet erscheint, tatsächliche Belastungssituationen im Kiefer mit einer guten Übereinstimmung zu simulieren.

3. Eigene Untersuchung

3.1 Patientenauswahl

Insgesamt wurden 102 fortlaufende Patienten, die mit einer Unterkieferkontinuitäts- bzw. Kastenresektion behandelt worden waren, in die vorliegende Untersuchung einbezogen und deren Krankenakten retrospektiv ausgewertet. Dabei konnten die Diagnosen und Krankheitsverläufe analysiert werden. Folgende Parameter wurden erfasst: Alter, Geschlecht, Grunderkrankungen, Alkohol- und Nikotinabusus, Diagnose, Zeitpunkt der Operation, Lebensalter zum Operationszeitpunkt, Art des Eingriffes, Art und Ausdehnung des Unterkieferkontinuitätsdefektes, Art der hart- und weichgewebigen Defektrekonstruktion, Art der Osteosynthese mit Anzahl der eingebrachten Osteosyntheseschrauben, Dauer des stationären Aufenthaltes, Strahlentherapie, Chemotherapie, hyperbare Sauerstofftherapie, postoperativer Wundheilungsverlauf mit Art und zeitlichem Auftreten der Komplikationen, Status des Osteosynthesematerials (in-situ, geplante Entfernung, vorzeitige Entfernung), Nachbeobachtungszeitraum.

Zur Klassifikation der therapiebedingten Unterkiefer- und angrenzenden Weichgewebsdefekte wurde die von Jewer et al. (1989) vorgeschlagene, international gebräuchliche Klassifikation modifiziert (Abb. 7) angewendet (Boyd et al., 1993; Spencer et al., 1999; Hidalgo und Pusic, 2002). Ein Defekt C umfasst das zentrale Unterkiefersegment zwischen dem Zahn 33 und Zahn 43, ein Defekt L reicht vom Eckzahn bis zur Gelenkfortsatzbasis unter Aussparung des Kondylus, ein Defekt H umfasst den Unterkiefer von der Symphyse bis einschließlich Kondylus. Damit sind die häufigsten klinischen Defektlokalisationen berücksichtigt.

Folgende Kriterien wurden in der vorliegenden Arbeit als osteosyntheseplattenassoziierte Misserfolge gewertet: extraorale Exposition, intraorale Exposition, extra-intraorale Exposition, Plattenfraktur, gelockerte Osteosyntheseschrauben und Re-Implantation.

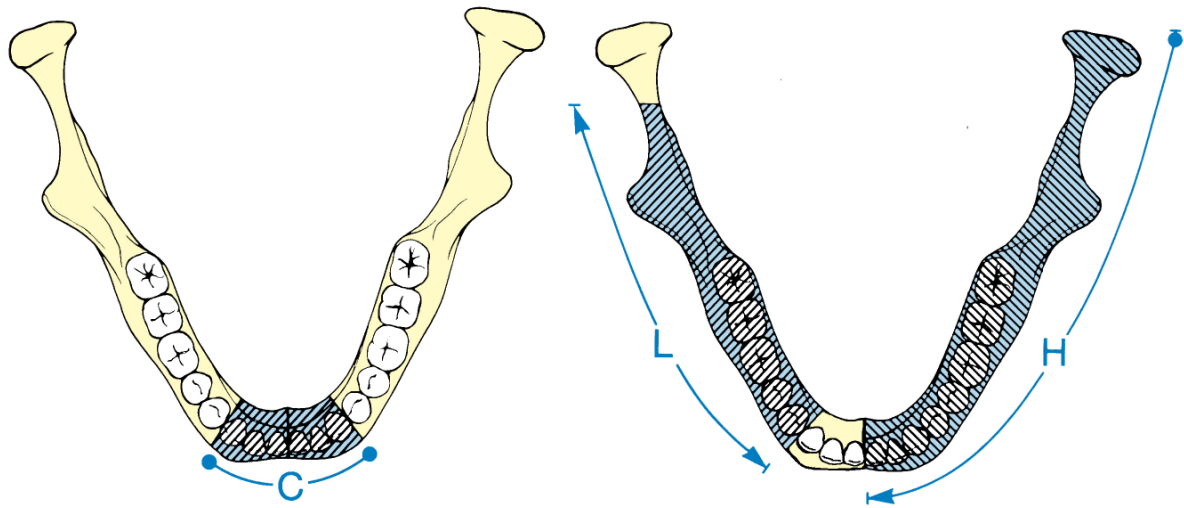


Abb. 7: Unterkieferdefekte entsprechend der HCL-Klassifikation nach Jewer et al. (1989)

H = hemimandibulärer Kontinuitätsdefekt

C = zentraler Kontinuitätsdefekt

L = lateraler Kontinuitätsdefekt

3.2 Methodik der Kaukraftanalyse

Zur Kaukraftmessung wurde ein miniaturisiertes Piezo-Kraftmesselement mit einem Durchmesser von 7 mm und einer Höhe von 3 mm (Quarzkristall-SlimLine-Sensor, Typ 9131A21) und ein Miniatur-Ladungs-verstärker (Typ 5039 A 332 Kistler) verwendet. Diese Apparatur war zum besseren Handling in eine kleine Dose mit angebrachtem gebogenem Metallgriff integriert, was zu einer Dickenzunahme um 2 mm führte.

Piezoelektrische Sensoren arbeiten beinahe perfekt linear und zeichnen sich durch eine weglose Messung aus, da die Kristallscheiben als ideale Federn mit einer sehr hohen Steifigkeit aufgefasst werden können. Diese beinahe Null-Deformation des Messkörpers bedingt den geringsten Störfaktor auf die Größe der Kraft. Die Ansprechschwelle ist mit 0,01 N sehr gering (Goertz, 1987).

Da der Messsensor eine Temperaturabhängigkeit besitzt, wurde seine Temperatur durch eine mikroprozessorgestützte Heizung konstant auf 32°C gehalten.

Außer dem Sensor, dem Heizelement und dem Temperaturfühler wurden alle elektronischen Einheiten in ein stabiles Gehäuse integriert, an dem sich Anschlüsse für den Sensor, den Rückstell-Fußschalter sowie analoge und digitale Sichtgeräte befinden. Zur Vermeidung eventueller Störgrößen wurden für den Verstärker, den Temperaturregler und die Heizvorrichtung drei getrennte Spannungsquellen verwendet. Das analoge Sensorsignal wurde über einen Analog-Digital-Wandler geleitet, so dass die Auflösung der gesamten Messkette im verwendeten Messbereich auf 0,46 N anstieg. Die Kalibrierung im Bereich von 0-800 N erfolgte einmalig an einer Zwick-Universalprüfmaschine (Zwick-Materialprüfung 1445, Ulm) in 10 N-Schritten.

Die beim Messvorgang aus der Ladungsverstärkung erzeugte Spannung konnte entweder als momentane Größe oder als Spitzenwert abgenommen werden. Die Justierung des Nullpunktes vor jeder Einzelmessung erfolgte mit einem Rückstell-Fußschalter. Möglicherweise auftretende kleinere Temperaturschwankungen während der Kaukraftmessung wurden bei der Auswertung berücksichtigt und computergestützt ausgeglichen. Diese Art der Auswertung gestattete die Echtzeitdarstellung der Messwerte auf dem

Computerbildschirm sowie die Speicherung der Daten als Einzelwerte, Mittelwerte und Standardabweichungen in einer Datenbank (Abb. 8) (Pistner und Kukiz, 1998). Der schematische Aufbau ist in Abbildung 9 dargestellt.

Nach einer Erklärung der Messmethodik mit 2 Probemessungen wurden die maximalen Kaukräfte in je 5 Messserien an operierten Patienten aufgezeichnet. Der Proband befand sich während des Messvorgangs in einer aufrecht sitzenden, entspannten Position. So fern es die vorhandene Dentition der Patienten zuließ, erfolgte die Messung zwischen antagonistischen Zahnpaaren vornehmlich den ersten Molaren und den mittleren Schneidezähnen im Ober- und Unterkiefer (Abb. 10). Die Patienten wurden aufgefordert (mit eventl. vorhandenem Zahnersatz) bis zum Einsetzen eines moderaten Schmerzreizes zusammenzubeißen. Aufgrund der Lokalisation der Unterkieferkontinuitätsdefekte konnte bis auf einen Patienten (Nr. 15) die Kaukraftmessung nur einseitig durchgeführt werden, so dass ein Seitenvergleich nicht möglich war.

Die maximalen Kaukräfte in habitueller Okklusion von 5 Messzyklen mit 5 Messvorgängen wurden registriert und deren Mittelwerte gebildet.



Abb. 8: Computergestützte Kaukraftmessapparatur im messbereiten Zustand

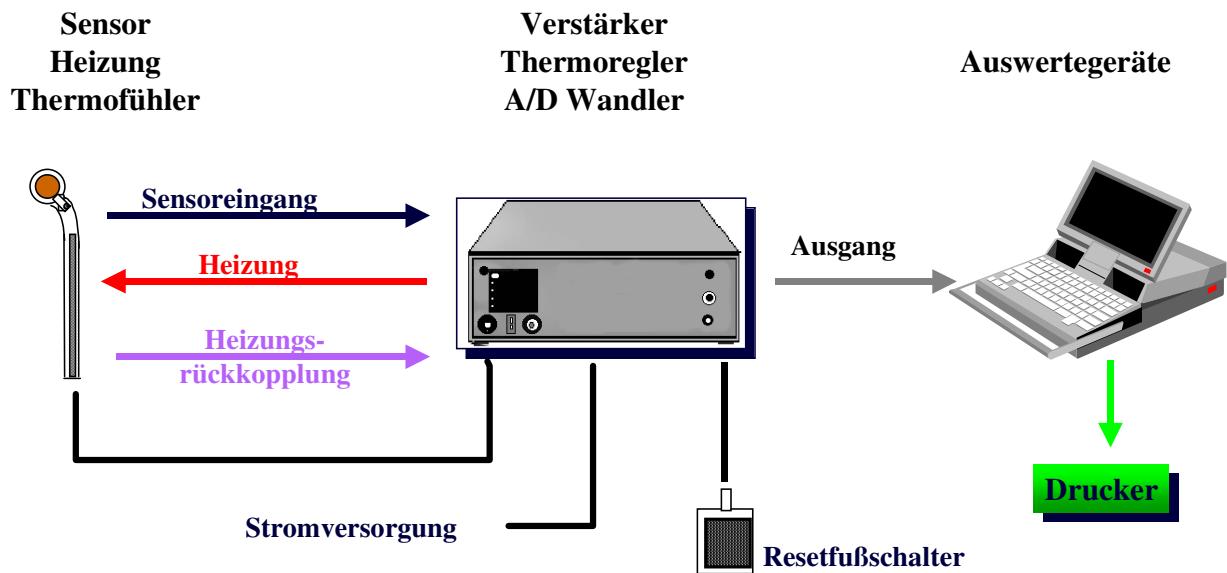


Abb. 9: Schematischer Aufbau der Kaukraftmessapparatur nach Pistner und Kukiz (1998)



Abb. 10: Intraorale Kaukraftmessung

3.3 Computergestützte Analyse der mechanischen Belastungen

Mithilfe der Finite-Elemente-Methode erfolgte eine realitätsnahe Modellierung des Unterkiefers, der Osteosyntheseschrauben und -platten, wobei für alle Untersuchungen von einem Modell gleicher Grundstruktur (Form, Größe, struktureller Aufbau) ausgegangen wurde. Zur Bestimmung der geometrischen Form und Größe sowie zur Verteilung der einzelnen Komponenten (Spongiosa und Kompakta) dienten die CT-Aufnahmen eines vollbezahnten Unterkiefers eines 37jährigen Mannes.

Die FE-Analyse kann in folgende Arbeitsschritte gegliedert werden:

1. Erstellung eines 3-D-Modells des Unterkiefers (Grundmodell) (Abb. 11)
2. Zerlegung in finite Elemente, die über Knoten miteinander verbunden sind
3. Zuordnung der Materialeigenschaften und Definition der Randbedingungen (Einspannbedingungen und mechanische Belastungen)
4. Berechnung am Grundmodell
5. Modellierung des Submodells für die Untersuchung des jeweiligen Kieferdefekts
6. Übertragung der Randbedingungen von der Grundstruktur auf das Submodell
7. Berechnung am Submodell
8. Darstellung und Auswertung der Ergebnisse

Die für die Berechnung erforderlichen mechanischen Daten wurden aus der Literatur entnommen und sind in Tabelle 1 dargestellt.

Die Spongiosa, mit einem Elastizitätsmodul von $E = 200 \text{ Nmm}^{-2}$, kann nur wenig Last aufnehmen (Terheyden et al., 1999) und wurde in den Simulationen vernachlässigt. Für die Unterkieferkompakta wurde von einer zulässigen Zugfestigkeit von $\sigma_{zul} = 85 \text{ Nmm}^{-2}$ und von einem E-Modul von 8700 Nmm^{-2} ausgegangen (Schneider, 1988). Als dritte entscheidende Größe, die die mechanische Eigenschaft eines Körpers beschreibt, wurde die Querkontraktionszahl (Poisson-Zahl) in die Berechnungen implementiert. Diese beschreibt die Änderung des Querschnittes eines Körpers bei Dehnung.

Das Verhalten der beteiligten Materialien wurde als isotrop, homogen und linear elastisch idealisiert. Für Rekonstruktionsplatte und Osteosyntheseschrauben wurde als Werkstoff Titan zu Grunde gelegt.

Die Finite-Elemente Modellation und die Berechnung der mechanischen Beanspruchungen wurde in interdisziplinärer Zusammenarbeit mit dem Institut für Umwelttechnik, Abteilung Anlagen- und Apparatebau der Martin-Luther-Universität vorgenommen.

Tab. 1: Mechanische Parameter der verwendeten Werkstoffe [nach Arendts und Sigolotto (1990), Goldstein (1987), Schneider (1988) und Terheyden et al. (1999)]

Material	E-Modul [Nmm⁻²]	Querkontraktionszahl [-] (Poisson-Zahl)	Zugfestigkeit [Nmm⁻²]
Reko-Platte	105 000	0,3	640
Schrauben	105 000	0,3	640
Kortikalis	8700	0,3	85
Spongiosa	200	0,3	1-13

Da die Lasteinleitung (Ort und Größe) im Unterkiefer Spannungsverteilung und Spannungsspitzen wesentlich beeinflusst, wurde versucht, auch diese möglichst realitätsnah zu gestalten. Ausgehend von der Überlegung, dass im Gelenk nur Druck entsteht und durch Muskeln nur Zugkräfte übertragen werden können, wurde das in Abbildung 11 dargestellte Belastungsmodell zu Grunde gelegt. Die in ihrer Größe nicht bekannten Muskel- und Gelenkkräfte wurden aus statischen Gleichgewichtsbedingungen unter der Annahme eines torsionsfreien Symphysenbereichs bestimmt. Wichtig für die Finite-Elemente-Analyse bzw. die Simulation der mechanischen Belastung sind die Kaukräfte, die an den beiden klinisch häufig auftretenden Kieferdefekten der Klasse L und C nach Jewer et al. (1989) angreifen.

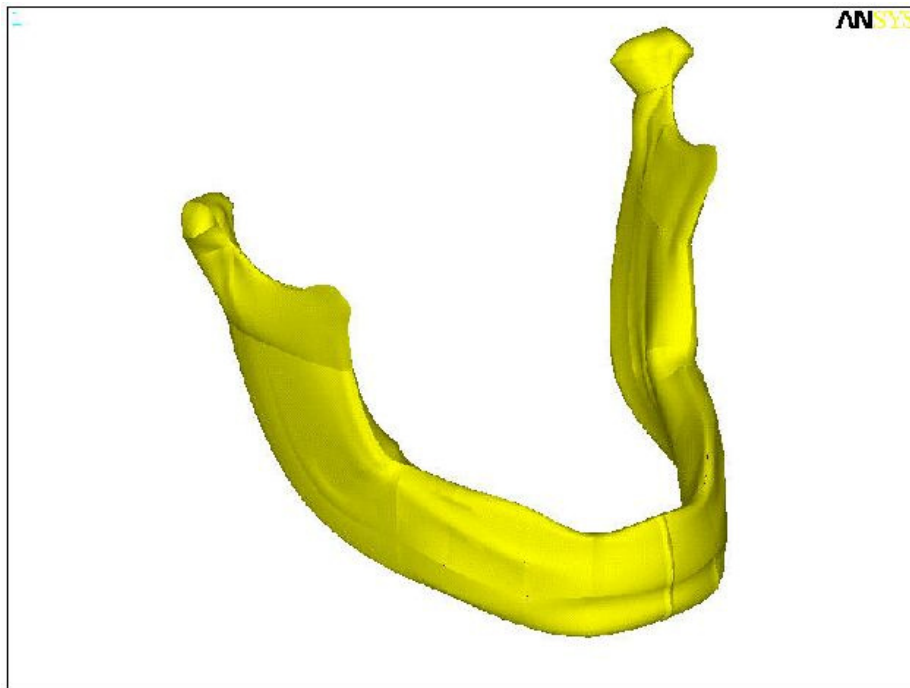


Abb. 10: Grundform im 3-D-Modell eines virtuellen zahnlosen Unterkiefers

Bei der Annahme der Torsionsfreiheit im Symphysenbereich handelt es sich um eine modellhafte Vorgehensweise. Außerdem gilt es, die Resektionssituation nach radikalchirurgischer Therapie bei Malignomerkrankungen zu berücksichtigen. Diese verursacht eine deutlich eingeschränkte Beweglichkeit des Unterkiefers, so dass ein stark verändertes Kaumuster resultiert (Atkinson und Shepherd, 1969). Um eine möglichst realitätsnahe Simulation zu gewährleisten, wurde eine flächige, unilaterale (auf der gesunden Seite) Kaukrafteinleitung von 135 N im Bereich der Prämolaren und des ersten Molaren angenommen.

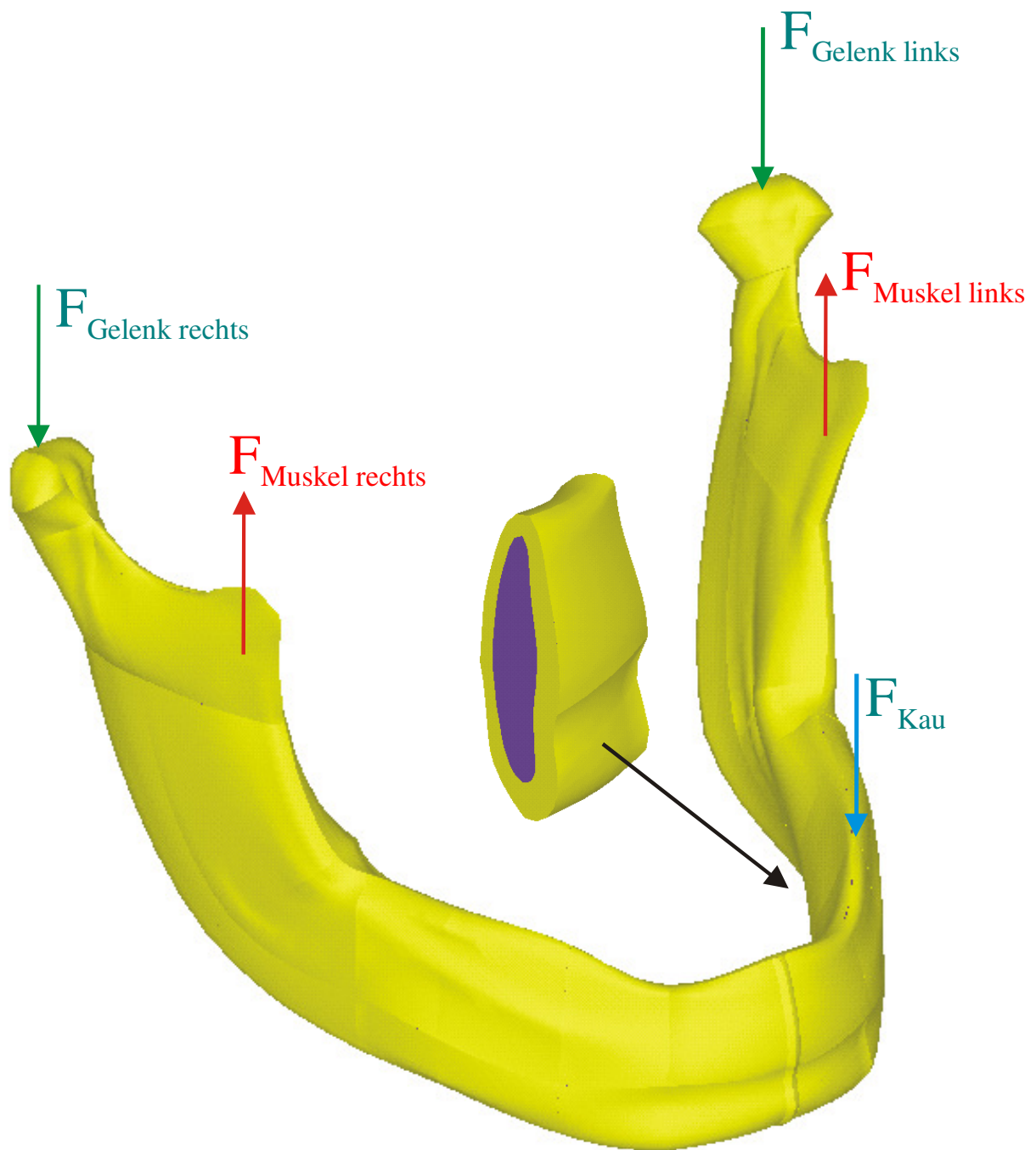


Abb. 11: Darstellung des virtuellen Unterkiefermodells mit den angreifenden Kräften und dem strukturellen Aufbau (Kompakta-gelb, Spongiosa-violett); F_{Muskel} : Vertikalkomponente der resultierenden Muskelkräfte aus M. temporalis, M. masseter, M. pterygoideus med.; $F_{\text{-Gelenk}}$: Vertikalkomponente der resultierenden Reaktionskraft im Kiefergelenk; F_{Kau} : Kaukraft

Unter Anwendung der Submodelltechnik (Separieren und verfeinertes Diskretisieren eines interessierenden Teilstücks aus der Gesamtstruktur) wurde dann aus dem Unterkiefermodell (Grundmodell) ein Submodell mit dem jeweiligen Kontinuitätsdefekt des Unterkiefers erstellt. Dieses Modell bestand virtuell aus einer Kompaktaschicht, die entsprechend der anatomischen Verhältnisse eine Dicke zwischen 2,5 mm und 3,5 mm hatte und einen darunterliegenden Spongiosakern aufwies. Für die Defektüberbrückung wurden verschiedene Titan-Rekonstruktionsplattensysteme simuliert. Dadurch war ein optimaler Kompromiss zwischen Genauigkeit und Rechenaufwand erreichbar (Knoll und Otte, 2002).

Nach der virtuellen Resektion, die die klinisch relevante Situationen widerspiegelt, wurden das distale und proximale Fragment durch eine modellierte Titan-Rekonstruktionsplatte der Firma Mondeal Medizin Technik GmbH (Tuttlingen) als Beispiel für die gegenwärtig etablierten Systeme verbunden. Die drei beidseitig des Defektes inserierten Osteosyntheseschrauben wurden als spielfrei eingepasste, zylindrische Stifte mit der Größe des Gewindenenddurchmessers modelliert. Die Verbindung der Schrauben mit der Platte und dem kortikalen Knochen erfolgte über Kontaktelemente. Diese Elemente stellen modellinterne Verbindungen der Strukturen her, die sich eigentlich nur berühren. Druckbeanspruchungen werden übertragen, während Zugbeanspruchungen zum Auseinanderklaffen der Teile führen. Außerdem berücksichtigen sie die Coulombsche Reibung in Form der auftretenden Reibungskräfte (F_R) und der daraus resultierenden Schubspannung (Coulombsches Reibungsgesetz: $F_R = \mu \times F_N$). Hierbei sind μ der Reibungskoeffizient und F_N die Normalkraft.

Neben der handelsüblichen Form der Rekonstruktionsplatte (vgl. Abb. 14 und 16), befestigt mit Osteosyntheseschrauben M 2,7 (Gewindenenddurchmesser), wurden entsprechend der Zielstellung der Arbeit auch eine Plattenform mit flächenhaftem Design gleicher Dicke modelliert und Schraubenanordnungen und Schraubenzahl variiert (Abb. 14 und 16). Darüber hinaus wurde die Untersuchung mit einem auf den etwa 1,5fachen Wert erhöhten Schraubendurchmesser (M 4) durchgeführt. Hierbei handelt es sich um die

nächstgrößeren, marktüblichen Durchmesser für Knochenschrauben nach DIN 58810.

Für die optimale theoretische Anpassung der Auflageflächen der Osteosyntheseplatten an die nicht koplanaren Oberflächen der zu verbindenden Kieforteile wurde ein Programm mit den Kriterien minimaler Durchdringung und minimalen Abstand von Platten- und Kieferoberfläche entwickelt.

Die Ermittlung der Beanspruchung des Knochengewebes und des Titans erfolgte entsprechend der Gestaltänderungsenergiehypothese nach Huber (1904), von Mises (1913) und Hencky (1924). Mithilfe dieser Hypothese wird es möglich, die in einachsigen Zugversuchungen ermittelten mechanischen Kenndaten der Körper auf realistische dreidimensionale Belastungssituationen zu übertragen.

Die Festigkeitshypothese ordnet jedem mehrachsigen Spannungszustand einen festigkeitsmäßig gleichwertigen einachsigen Spannungszustand zu. Die sogenannte Vergleichsspannung σ_v (auch Anstrengung genannt) ist dem Festigkeitskriterium bei einachsiger Beanspruchung gegenüberzustellen. Das bedeutet, dass die Simulation gegen Versagen durch unzulässiges plastisches Verformen, Dauerbruch, Gleitbruch oder Trennungsbruch jeweils mit einer anderen Festigkeitshypothese durchgeführt wird.

Für das Versagen durch plastisches Verformen und gegen Dauer- bzw. Ermüdungsbruch zeigt die Gestaltänderungsenergiehypothese die beste Übereinstimmung zwischen Versuch und Rechnung. Sie lautet:

$$\sigma_v = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}$$

($\sigma_{1,2,3}$ – Hauptspannungen in allen 3 Raumrichtungen innerhalb eines Körpers)

und besagt, dass eine Verformung bzw. ein Ermüdungsbruch zu erwarten ist, wenn der berechnete Spannungsvergleichswert (σ_v) den Festigkeitskennwert des

Werkstoffs (Zugfestigkeit) erreicht hat. In der vorliegenden Arbeit wurde das Auftreten einer plastischen Verformung in der Struktur als Versagen gewertet. Mithilfe einer Farbskala, die in Spannungswerte unterteilt ist, kann eine quantitative Abschätzung der Spannungsverteilung in den Osteosyntheseplatten und -schrauben und in dem umgebenden Knochen vorgenommen werden. Wird für die jeweilige Struktur die zulässige Zugspannung σ_{zul} überschritten (rote Farbkodierung), kann es zum Versagen der Struktur bzw. des Körpers kommen.

3.3.1 Kieferwinkeldefekt (Defektklasse L)

Es wurde ein Defekt im Kieferwinkelbereich geschaffen, der nach der Klassifikation von Jewer et al. (1989) innerhalb der Defektklasse L liegt. Die anatomische Lokalisation des Kieferwinkeldefektes ist aus der Abbildung 13 ersichtlich. Die Titanrekonstruktionsplatte wurde jeweils über 3 bikortikal inserierte 2,7 mm starke Titanosteosyntheseschrauben verankert.

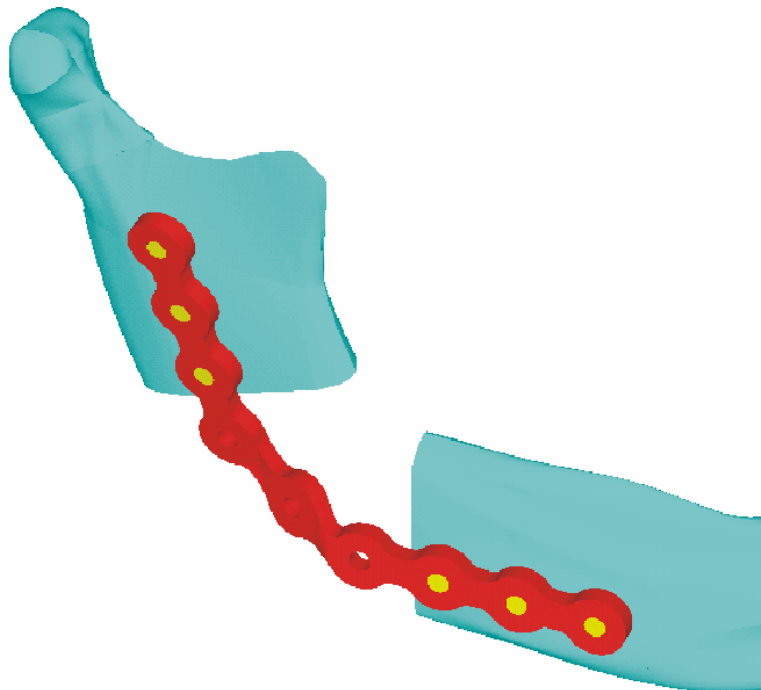


Abb. 13: Lokalisation und Ausdehnung des Kieferkontinuitätsdefektes innerhalb der Klasse L nach Jewer et al. (1989)

In Abbildung 14 sind alle zur Defektüberbrückung virtuell eingesetzten Rekonstruktionssysteme dargestellt.

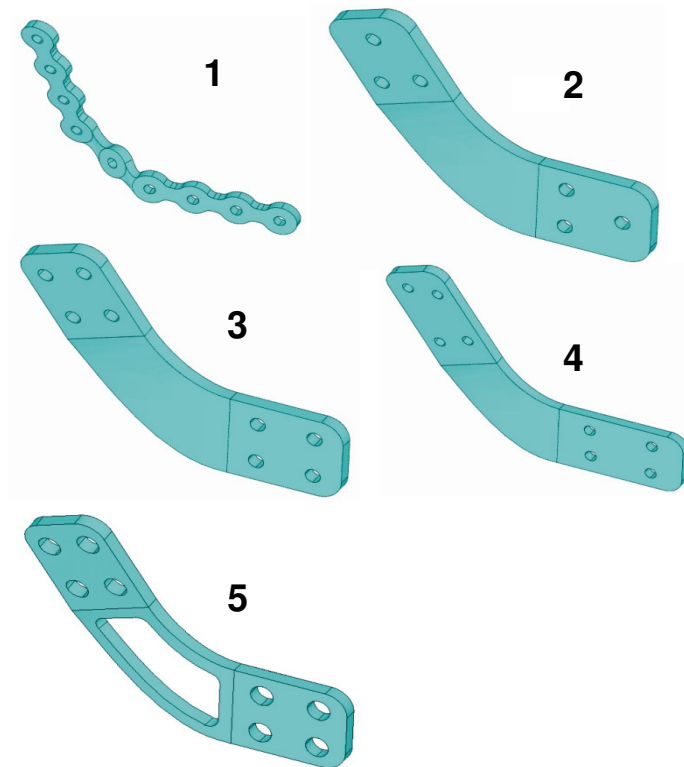


Abb. 14: Die verschiedenen zur Defektüberbrückung eingesetzten Titan-Rekonstruktionssysteme: Standardrekonstruktionsplatte (1), ebene Rekonstruktionsplatte mit dreieckiger Schraubenanordnung (2), mit quadratischer Schraubenanordnung (3), mit rechteckiger Schraubenanordnung (4), Tandem-Rekonstruktionsplatte mit ebenem Auflagebereich und quadratischer Schraubenanordnung (5)

3.3.2 Kinndefekt (Defektklasse C)

Ein Defekt, der das Unterkiefermittelstück umfasste und der Defektklasse C nach Jewer et al. (1989) entsprach, wurde virtuell simuliert. Aus Abbildung 15 geht die Defektausdehnung und die Anordnung der Rekonstruktionsplatte hervor. Dieser Kontinuitätsdefekt wurde durch eine Titanrekonstruktionsplatte überbrückt, die jeweils in den beiden Kieferstümpfen über vier bikortikal inserierte Titanschrauben mit dem Durchmesser 2,3 mm stabilisiert ist.

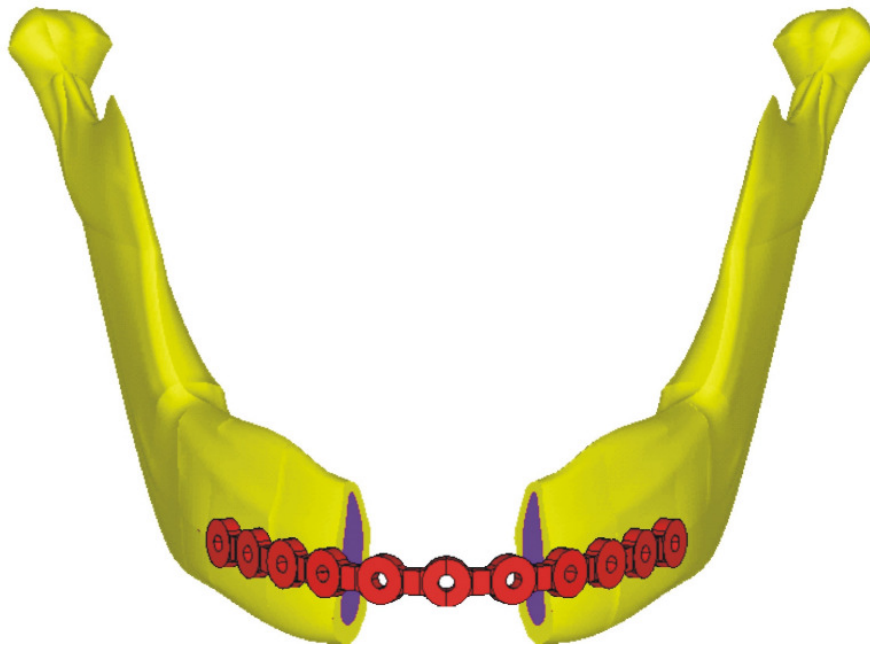


Abb. 15: Lokalisation und Ausdehnung des Unterkieferkontinuitätsdefektes der Defektklasse C nach Jewer et al. (1989)

In Abbildung 16 sind alle zur Defektüberbrückung virtuell eingesetzten Rekonstruktionssysteme dargestellt.

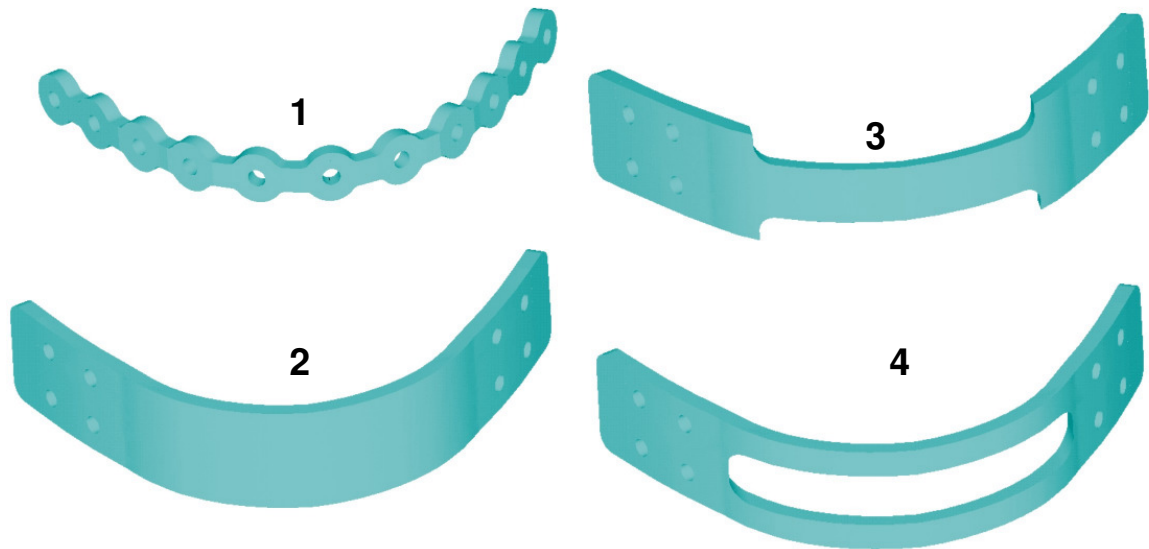


Abb. 16: Die verschiedenen zur Defektüberbrückung eingesetzten Titan-Rekonstruktionssysteme: Standardrekonstruktionsplatte (1), ebene Rekonstruktionsplatte mit quadratischer Schraubenordnung (2), mit quadratischer Schraubenanordnung und verjüngtem Überbrückungsteil (3), Tandem-Rekonstruktionsplatte mit ebenem Auflagebereich und quadratischer Schraubenanordnung (4)

3.4 Statistische Methoden

Die statistische Auswertung der Daten der retrospektiven Krankenaktenanalyse erfolgte mithilfe des Computer-Programms SPSS (Vers. 9). Neben einer deskriptiven Auswertung wurden die aus den Krankenakten erhobenen Parameter auf ihren potentiellen erfolgsprädiktiven Einfluss bezüglich des plattenassoziierten Behandlungserfolges untersucht. Die Erfolgswahrscheinlichkeit für eine Unterkieferkontinuitätsrekonstruktion unter Berücksichtigung verschiedener Parameter wurde durch eine Verweildaueranalyse nach Kaplan und Meier (1958) berechnet. Für die biometrische Bewertung von Risikofaktoren für eine rekonstruktionsplattenassoziierte postoperative Komplikation, wurden die Faktoren mithilfe des Log-Rank-Tests überprüft (Cox, 1984). Hierbei wurde bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von kleiner 5% ($p < 0,05$) von einer statistischen Signifikanz (*)ausgegangen. Bei p-Werten von $p < 0,01$ war ein hochsignifikanter Unterschied gegeben(**).

Die Beurteilung des Einflusses mehrerer Parameter auf den Behandlungserfolg einer Unterkieferkontinuitätsdefektrekonstruktion mittels Rekonstruktions-systemen wurde statistisch mithilfe einer Regressionsanalyse nach Cox und Oakes (1984) zur Klärung multifaktorieller Einflüsse auf den Behandlungserfolg durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Auswertung der Krankenakten

4.1.1 Allgemeine Daten der retrospektiven Analyse

Die Mehrzahl (n = 73) der untersuchten und behandelten 102 Patienten waren Männer (72%). 86 der 102 behandelten Patienten waren 40 Jahre und älter (Abb. 17). Das Durchschnittsalter des Patientenkollektivs betrug zum Resektionszeitpunkt 55 Jahre (11-83 Jahre) (Abb. 17). Die mittlere Nachbeobachtungszeit war 66 Monate.

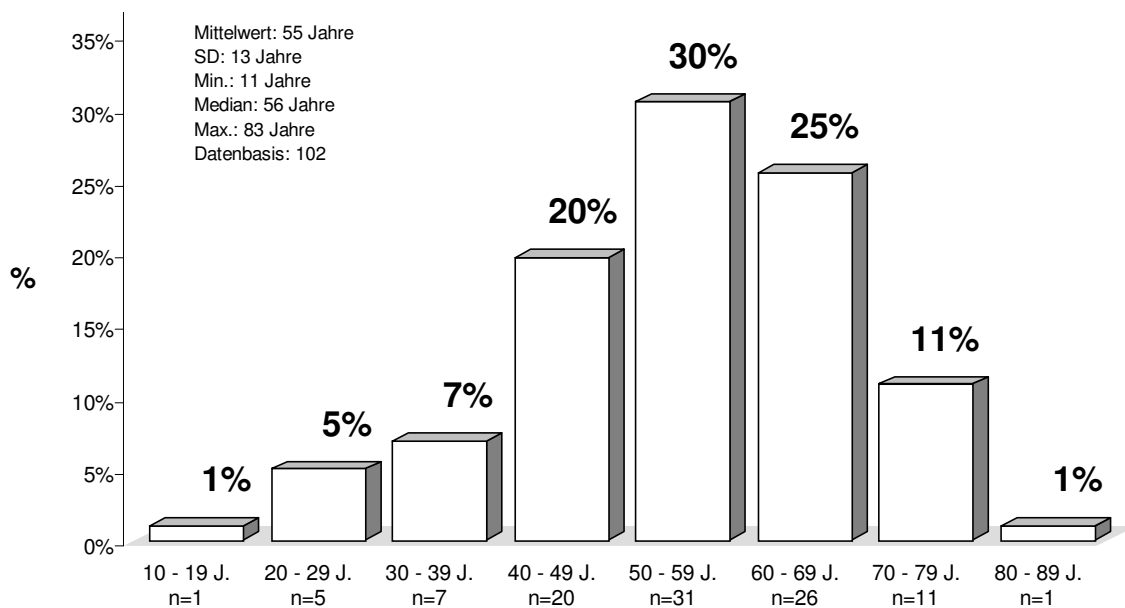


Abb. 17: Altersverteilung im Patientenkollektiv (n = 102; m = 73, w = 29)

Im Folgenden sind die verschiedenen Diagnosen, die den operativen Eingriff erforderlich machten, in ihrer Häufigkeit aufgelistet (Tab. 2). Ein Plattenepithelkarzinom bzw. das Rezidiv eines Plattenepithelkarzinoms war in der Mehrzahl der Fälle der Grund zur Resektion und anschließenden Defektüberbrückung. Bei etwa einem Drittel der Patienten lagen weitere 15 verschiedene, meist tumoröse Diagnosen als Grund für eine Kieferresektion vor.

Tab. 2: Diagnosen der Patienten mit Unterkieferkontinuitätsdefekten

Diagnose	Häufigkeit (n)	Häufigkeit (%)
Plattenepithelkarzinom	64	62,8
Keratozyste	7	6,9
Ameloblastom	6	5,9
Osteoradionekrose	5	4,9
Rezidiv eines Plattenepithelkarzinoms	4	3,9
odontogenes Myxom	3	2,9
Adenoidzystisches Karzinom	2	2,0
ossifizierendes Fibrom	2	2,0
chronische Osteomyelitis	2	2,0
adenoides Karzinom	1	1,0
Chondrosarkom	1	1,0
Basalzellkarzinom	1	1,0
Metastase eines unbekanntem Primärtumors	1	1,0
Myxofibrom	1	1,0
Riesenzellgranulom	1	1,0
Schussverletzung	1	1,0
gesamt	102	100

Die Häufigkeiten der Resektionsformen sind entsprechend der Klassifikation nach Jewer et al. (1989) in Tabelle 3 dargestellt. Am häufigsten (52,0%) lagen Defekte zwischen Eckzahn und Gelenkfortsatzbasis (Klasse L) vor und mussten mittels geeigneter Maßnahmen überbrückt werden.

Tab. 3: Häufigkeiten der Unterkieferkontinuitätsdefekte entsprechend der HCL-Klassifikation nach Jewer et al. (1989) (vgl. Abb. 7)

Art des Knochendefektes	Häufigkeit (n)	Häufigkeit (%)
L	53	52,0
CL	24	23,5
LCL	14	13,7
C	6	5,8
H	4	4,0
CH	1	1,0
gesamt	102	100

Die zur Rekonstruktion der Knochendefekte angewandten Verfahren sind in ihrer Häufigkeit in Tabelle 4 aufgelistet. Bedingt durch die bestehenden Grunddiagnosen und Defektausdehnungen wurde in der Mehrzahl der Fälle eine Rekonstruktionsplatte eingesetzt.

Tab. 4: Häufigkeiten der jeweiligen Rekonstruktionen der Knochendefekte

Rekonstruktion	Häufigkeit (n)	Häufigkeit (%)	Primäre Osteoplastik
Reko-Platte	69	67,6	3
Titan-Miniplatte	29	28,4	18
Endoprothese	4	4,0	0
gesamt	102	100	21

Sie wurde bei 69 Patienten mit bikortikalen Osteosyntheseschrauben des Durchmessers von 2,7 mm im Knochen verankert. Im Durchschnitt wurden pro Kieferstumpf drei Osteosyntheseschrauben verwandt. Bei 29 Patienten wurden 2,0 mm Titan-Miniplatten inseriert. Diese kamen meist in Verbindung mit einer Osteoplastik zum Einsatz (n = 26).

Eine primäre Überbrückung des knöchernen Defektes durch ein Knochentransplantat wurde in 30 Fällen des Patientenkollektivs vorgenommen (Beckenkamm n= 26, Fibula n= 4). Dabei erfolgte die Stabilisierung der Transplantate in 21 Fällen mittels Miniplatten und in 9 Fällen über Rekonstruktionsplatten. Kontinuitätsresektionen, die das Kiefergelenk mit einschlossen, waren bei 4 Patienten aufgrund des fortgeschrittenen Tumorwachstums indiziert. Es erfolgte in diesen Fällen der Immediatersatz durch eine Titan-Endoprothese, die ebenfalls durch 2,7 mm Osteosyntheseschrauben an dem verbliebenen distalen Unterkieferstumpf befestigt worden war. Alle Osteosyntheseplatten waren gemäß den allgemeinen Richtlinien vor der eigentlichen Resektion des Knochens entsprechend der vestibulären Kontur angebogen worden (Klotch et al., 1998).

4.1.2 Kriterien des Misserfolges

Ein vorzeitiger Verlust der Rekonstruktionsplatte wurde bei 40 Patienten beobachtet. Die verschiedenen Indikationen zu einer vorzeitigen Entfernung der jeweiligen Rekonstruktionsplatte waren in 27 Fällen extra- (Abb. 18) oder intraorale (Abb. 19) Expositionen mit konsekutiven entzündlichen Erscheinungen, in 5 Fällen gelockerte Osteosyntheseschrauben (Abb. 20), in 4 Fällen Brüche der Rekonstruktionsplatten (Abb. 21), in einem Fall ein Bruch der Miniplatte (Abb. 22) und in einem Fall die Reimplantation (Tab. 6). Die fünf Frakturen der Osteosyntheseplatten waren frühestens nach 6 Monaten aufgetreten, während Schraubenlockerungen (n= 5) bereits innerhalb der ersten 6 postoperativen Monate beobachtet werden mussten.

Bezüglich der Plattenexposition konnte bis zum 18. postoperativen Monat eine ähnliche Häufung zwischen intra- und extraoralen Expositionen beobachtet werden, während ab dem 18. postoperativen Monat ausschließlich extraorale Expositionen auftraten. Von den 27 Patienten, die eine extra- bzw. intraorale Exposition aufwiesen, hatten lediglich 9 Patienten keine postoperative Bestrahlungstherapie erhalten.



Abb. 18: Extraorale Exposition einer Standard-Titanrekonstruktionsplatte 15 Monate nach Überbrückung eines Defektes der Klasse C



Abb. 19: Intraorale Exposition einer Rekonstruktionsplatte in der vierten postoperativen Woche

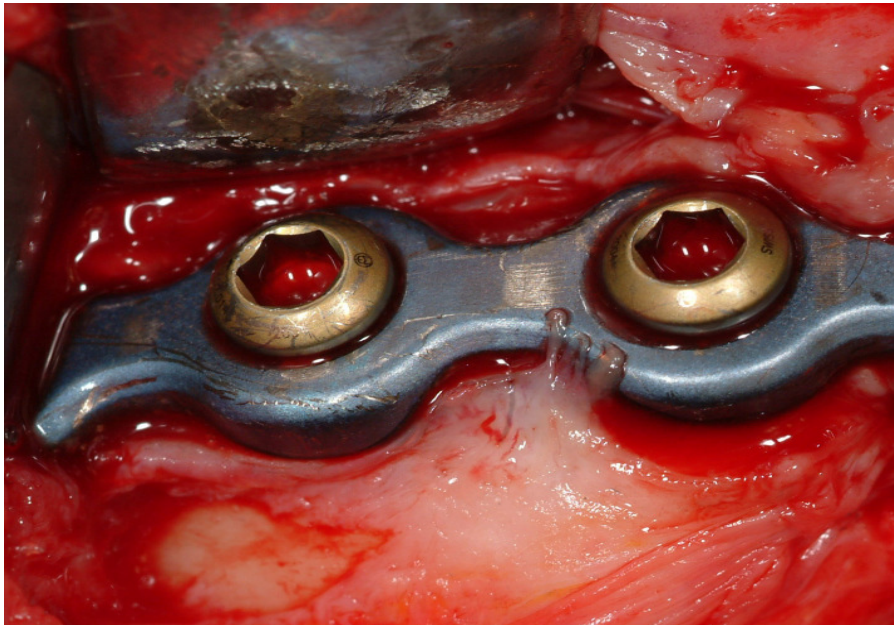


Abb. 20: Intraoperative Ansicht von 2 gelockerten bikortikal inserierten Osteosyntheseschrauben

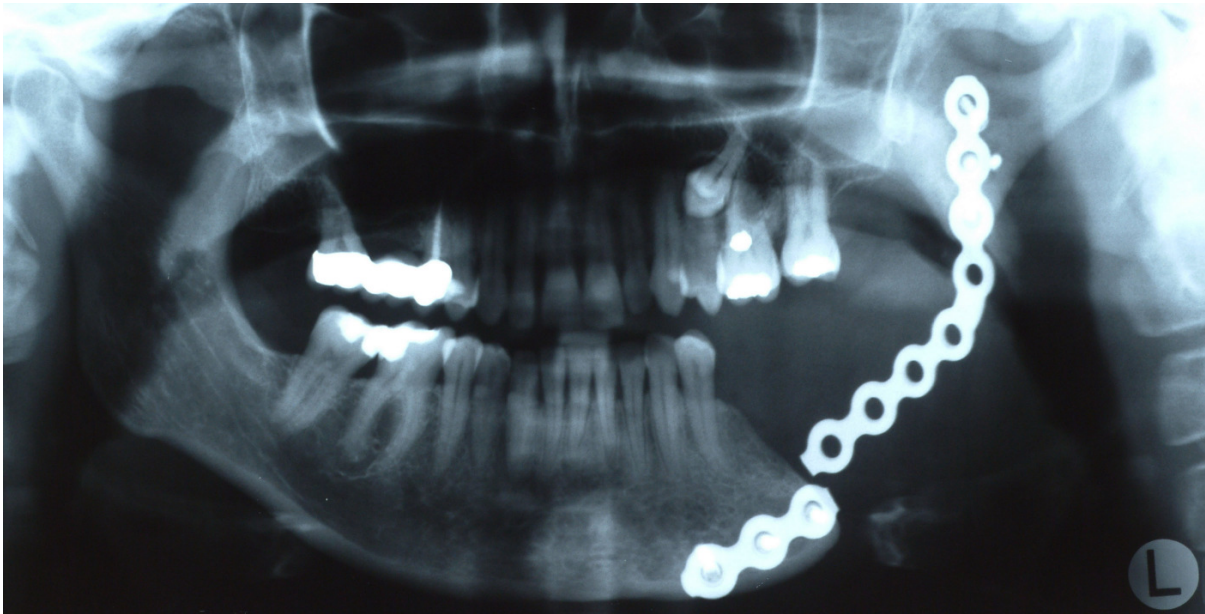


Abb. 21: Fraktur einer Standard-Titanrekonstruktionsplatte 14 Monate nach Überbrückung eines Defektes der Klasse L mit Schraubenlockerung der kranialen Schraube im proximalen Fragment



Abb. 22: Frakturen paarig angelegter Titanminiplatten 6 Monate nach Überbrückung eines Defektes der Klasse L mit primärer Osteoplastik und Insertion von 4 dentalen Implantaten interforaminal

Alle oben aufgeführten Ereignisse wurden in der vorliegenden Arbeit als Misserfolg (n = 39) der Defektüberbrückung gewertet. Als Erfolg wurde lediglich das Verbleiben der Osteosynthese- bzw. Rekonstruktionsplatten ohne extra- bzw. intraorale Exposition bis zur geplanten Entfernung gewertet. Unter Zugrundelegung dieser Erfolgsdefinition konnte von einem Erfolg in 62% der Fälle (Rekonstruktionsplatte 61 %, Miniplatte 66 %) ausgegangen werden (Tab. 5).

Tab. 5: Erfolgsraten der Osteosynthesysteme

Osteosynthese -material	Patienten (n)	Misserfolg		Erfolg	
		n	%	n	%
Reko-Platte	69	27	39	42	61
Titan-Miniplatte	29	10	34	19	66
Total	98	37	38	61	62

In Abbildung 23 ist die Erfolgsprognose dargestellt. Die 1-Jahres-Erfolgsrate, berechnet im Verfahren nach Kaplan-Meier, liegt für das Gesamtkollektiv bei 74%, für die Defektüberbrückung mit Miniplatten bei 85 %, während sie sich für die Defektüberbrückung mit Rekonstruktionsplatten bei 66 % bewegt. Allerdings ist dieser Unterschied zwischen den einzelnen Rekonstruktionen über den gesamten Nachbeobachtungszeitraum statistisch nicht signifikant ($p = 0,48$). Ferner muss berücksichtigt werden, dass 66 % der Miniplatten, aber nur 12 % der Rekonstruktionsplatten gleichzeitig mit einer autologen knöchernen Überbrückung angewandt wurden waren.

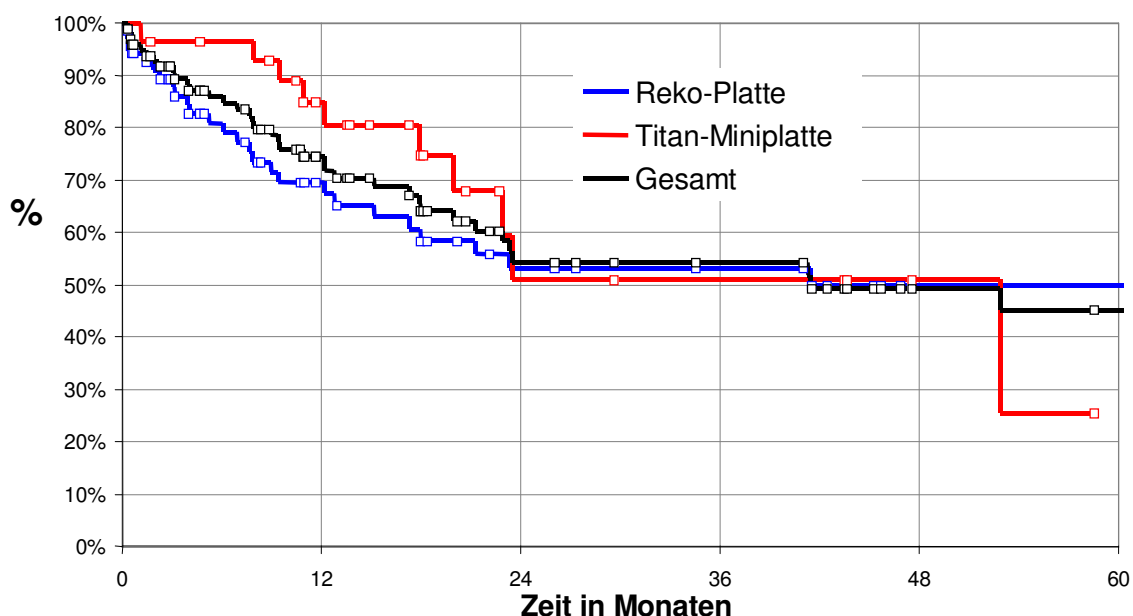


Abb. 23: Erfolgsprognose nach Kaplan und Meier (1958) der Osteosynthesesysteme

Tabelle 6 gibt einen Überblick über den Status der Osteosynthesesysteme zum Nachuntersuchungszeitpunkt.

Tab. 6: Status der Osteosyntheseplatten (n=102)

Status	Häufigkeit (n)	Häufigkeit (%)
In-situ	39	38,2
Entfernung geplant	25	24,5
Exposition extraoral	16	15,7
Exposition intraoral	10	9,8
Gelockerte Schrauben	5	4,9
Fraktur	5	4,9
Exposition extra-intraoral	1	1,0
Re-Implantation	1	1,0

Die im postoperativen Verlauf aufgetretenen Komplikationen werden in Tabelle 7 dargestellt. Vor allem Wundinfektionen bzw. –dehiszenzen, die oft zur Explantation führten, erschwerten den Heilungsverlauf.

Tab. 7: Komplikationen im postoperativen Wundheilungsverlauf (n=65)

Art der Komplikation	Häufigkeit (n)	Häufigkeit (%)
Wundinfektion	29	44,6
Wunddehiszenz	18	27,7
Rezidiv	8	12,3
Lappen-(teil)nekrose	6	9,2
Nachblutung	2	3,1
Tod	2	3,1

4.1.3 Erfolgsprognose

Im Folgenden wurden verschiedene Faktoren und deren Einfluss auf den Misserfolg der alloplastischen Unterkiefer-Kontinuitätsdefektüberbrückung betrachtet und der statistische Zusammenhang zwischen den einzelnen Faktoren und dem Misserfolgsereignis überprüft.

Hinsichtlich des Auftretens des Misserfolges und der anatomischen Ausdehnung und Lokalisation des Defektes nach Jewer et al. (1989) konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang nachgewiesen werden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 8 zusammengefasst. L-Defekte zeigten mit 63 % die höchsten Erfolgsraten. Die 1-Jahres-Erfolgswahrscheinlichkeit im Verfahren nach Kaplan und Meier (1958) ist in Abbildung 24 dargestellt.

Tab. 8: Erfolgsraten in Abhängigkeit vom Knochendefekt nach Jewer et al. (1989)

HCL-Klasse	Patienten (n)	Misserfolg		Erfolg	
		n	%	n	%
L	53	19	37	34	63
CL, CH, LCL	45	20	44	25	56
Total	98	39	39	59	61

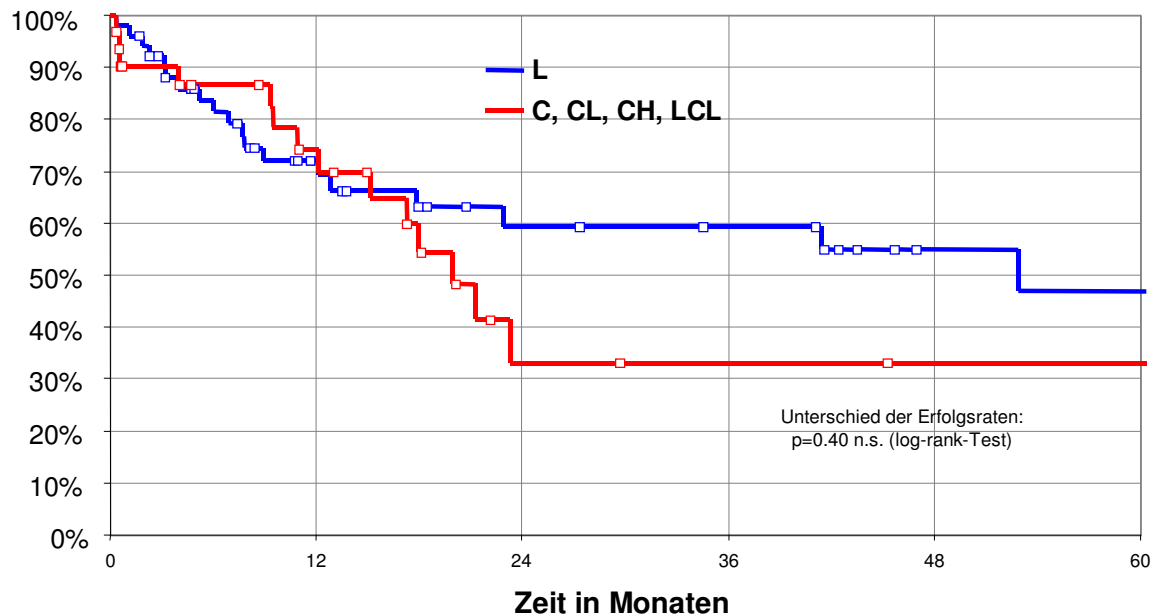


Abb. 24: Erfolgsprognose der Defektüberbrückung durch Rekonstruktionssysteme nach Kaplan und Meier (1958) in Abhängigkeit vom Knochendefekt nach Jewer et al. (1989)

53 Patienten erhielten postoperativ eine radiologische Anschlusstherapie, die bei 8 Patienten eine zusätzliche Chemotherapie einschloss. Bei der Betrachtung des Einflusses der Radiatio auf die Erfolgsaussichten zeigt sich bei Vergleich der Erfolgsprognose (Abb. 25) der nicht bestrahlten Patienten mit solchen, die eine Radiatio erhielten, ein statistisch signifikanter prognostischer Unterschied ($p = 0,04$).

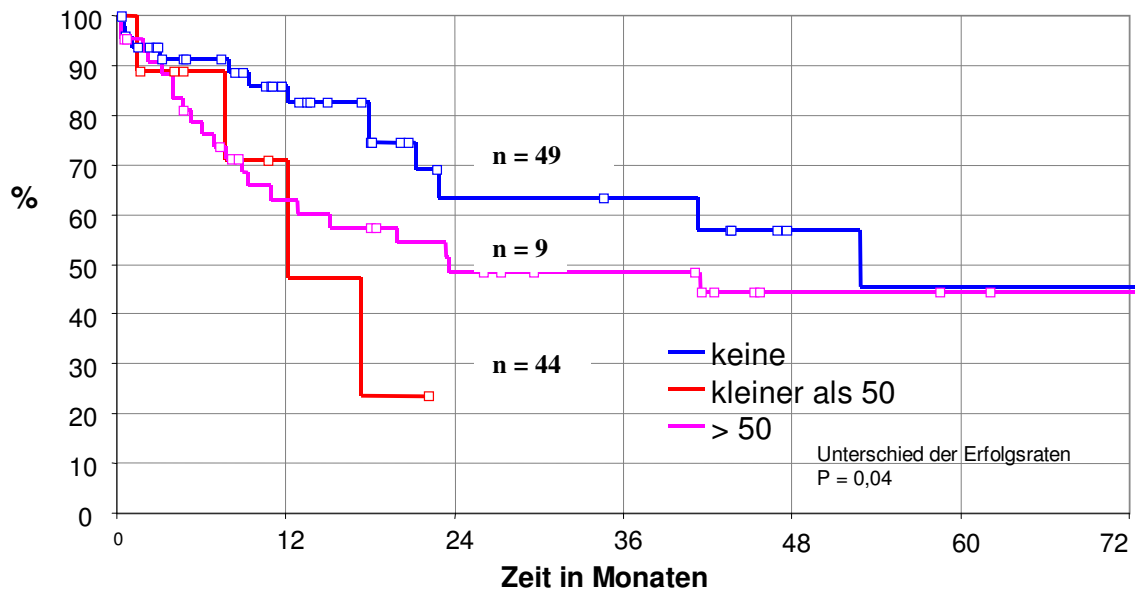


Abb. 25: Erfolgsprognose der Defektüberbrückung durch Rekonstruktionssysteme in Abhängigkeit von der Gesamtstrahlendosis nach Kaplan und Meier (1958)

Die Häufigkeitsverteilung der Osteosyntheseschrauben, die in das proximale Fragment implantiert wurden, sind Abbildung 26 dargestellt.

Die Zahl der Schrauben im proximalen Fragment wurde fallzahlbedingt mittels zweier Gruppen geprüft (bis 3 Schrauben; 4 und mehr Schrauben). Bei der Betrachtung der Erfolgsprognose der Osteosyntheseplatten in Abhängigkeit dieser Anzahl ergab sich für kein statistisch signifikanter Einfluss auf den plattenassoziierten Misserfolg ($p = 0,76$).

Bei der Erfolgsprognose der osteosyntheseplattengestützten Unterkieferrekonstruktion bezüglich der im distalen Fragment eingebrachten Osteosyntheseschrauben bei gleicher Gruppenbildung fand sich ebenfalls kein statistisch signifikanter Einfluss auf den Misserfolg ($p = 0,58$).

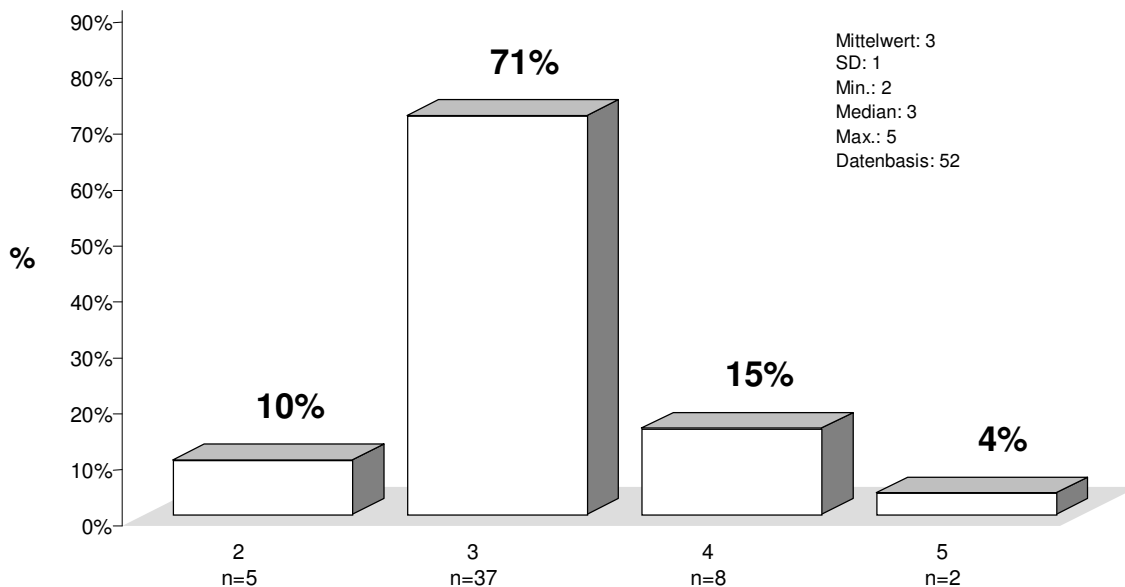


Abb. 26: Häufigkeitsverteilung der Anzahl je Fragment inserierter Osteosyntheseschrauben

Ein statistisch hochsignifikanter Zusammenhang zwischen Erfolgsrate der plattengestützten Defektüberbrückung und dem Geschlecht der Patienten wurde mittels log-rank-Test aufgezeigt ($p = 0,002$). Die Erfolgsprognose im Verfahren nach Kaplan und Meier (1958) ist in Abbildung 27 dargestellt und macht deutlich, dass Frauen eine 1-Jahres-Erfolgsprognose von mehr als 90% aufweisen, während Männer eine 1-Jahres-Erfolgsprognose von lediglich 66% zeigen.

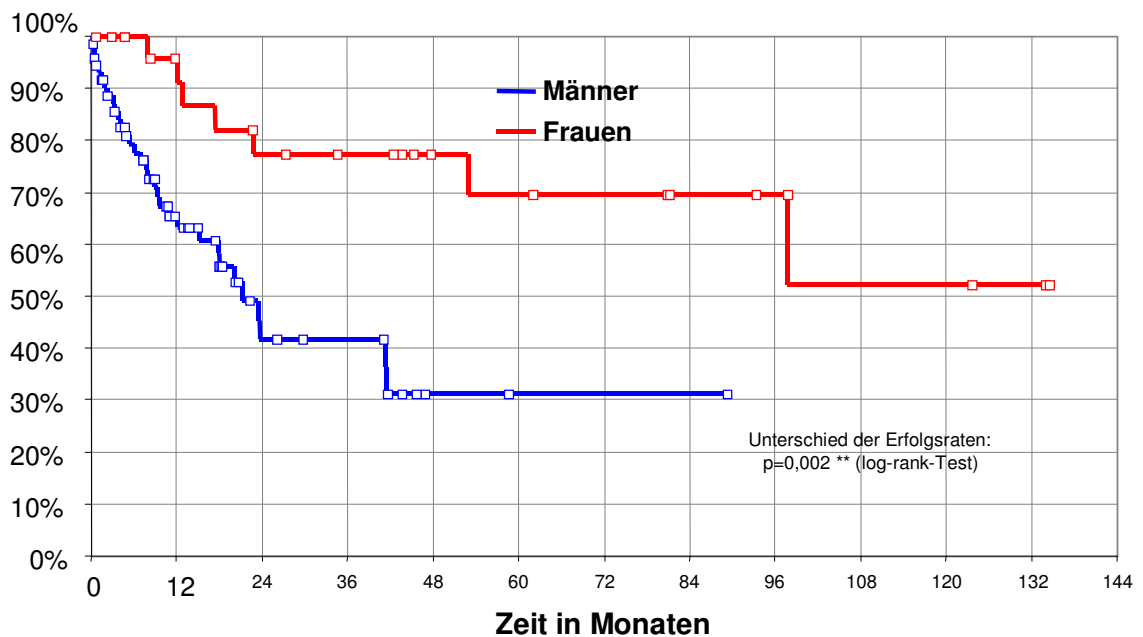


Abb. 27: Die Erfolgsprognose der Unterkiefer-Defektrekonstruktion in Abhängigkeit vom Geschlecht nach Kaplan und Meier (1958)

Ein Drittel der Patienten waren Nichtraucher. In dieser Patientengruppe war die Behandlung bei 78,8% der Fälle erfolgreich. Misserfolge traten bei Nichtrauchern nicht nur wesentlich seltener, sondern vor allem deutlich später als bei Rauchern ein.

Unter den Rauchern war die Behandlung nur bei etwa der Hälfte (52%) dieser Patienten erfolgreich, während die Behandlung bei Nichtrauchern in 78,8 % erfolgreich war (Tabelle 9 und Abbildung 28). Im log-rank-Test konnte ein statistisch hochsignifikanter Unterschied hinsichtlich der Erfolgsprognosen zwischen Rauchern und Nichtrauchern nachgewiesen werden ($p = 0,004$).

Tab. 9: Deskriptive Statistik zur Erfolgsprognose in Abhängigkeit vom Nikotinkonsum

Nikotin- konsum	Patienten (n)	Misserfolg		Erfolg	
		n	%	n	%
Nichtraucher	33	7	21,2	26	78,8
Raucher	69	33	47,8	36	52,2
Total	102	40	39,2	62	60,8

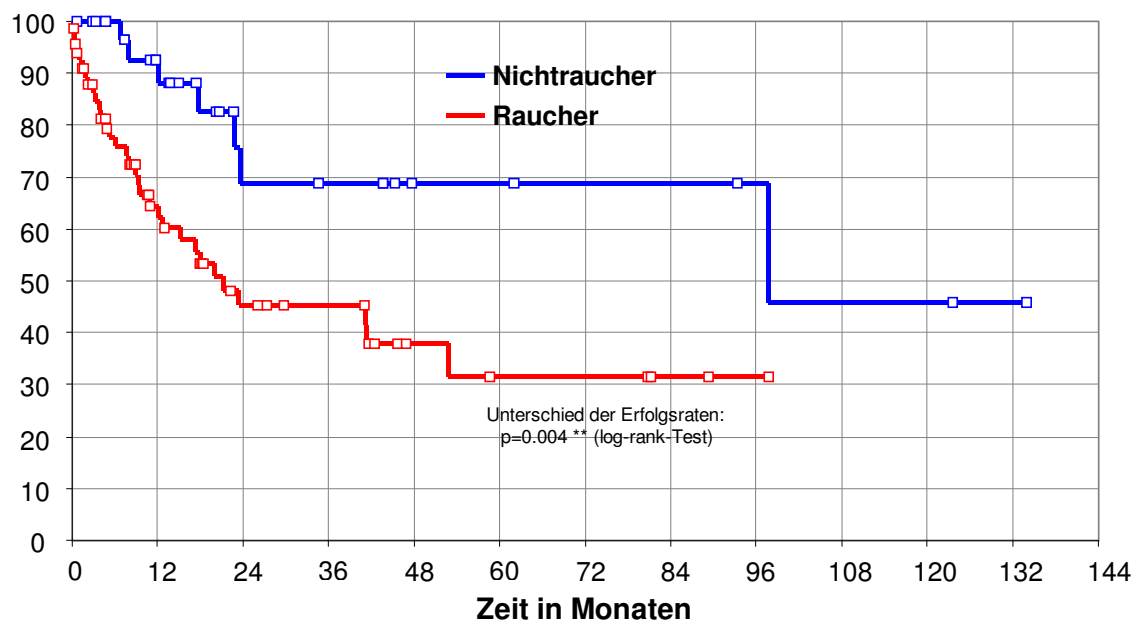


Abb. 28: Erfolgsprognose der plattengestützten Unterkieferkontinuitätsdefektüberbrückung bei Rauchern und Nichtrauchern

Bei der Betrachtung der Kombination zwischen Geschlecht und Rauchverhalten zeigen sich folgende statistisch signifikante Unterschiede in bezug auf die Erfolgsrate der alloplastische Unterkieferrekonstruktion (Tab. 10).

Tab. 10: Explorative Vergleiche der Gruppen mittels log-rank-Test

Geschlecht & Nikotinkonsum	Männer & Nichtraucher (p-Wert)	Männer & Raucher (p-Wert)	Frauen & Nichtraucher (p-Wert)
Männer & Raucher	0,05		
Frauen & Nichtraucher	0,8	0,004 (*)	
Frauen & Raucher	0,4	0,04	0,2

Nach Bonferoni-Korrektur der p-Werte lässt sich nur zwischen weiblichen Nichtrauchern und männlichen Rauchern ein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich des Behandlungserfolges belegen.

Bei der Betrachtung der 1Jahres-Erfolgsprognose zwischen dem Gesamtkollektiv und der Gruppe der über 60-jährigen Patienten mit anannestischen Alkohol- und Nikotinabusus findet sich eine hoch signifikant schlechtere Erfolgsprognose für letztere ($p = 0,005$) (Abb. 29).

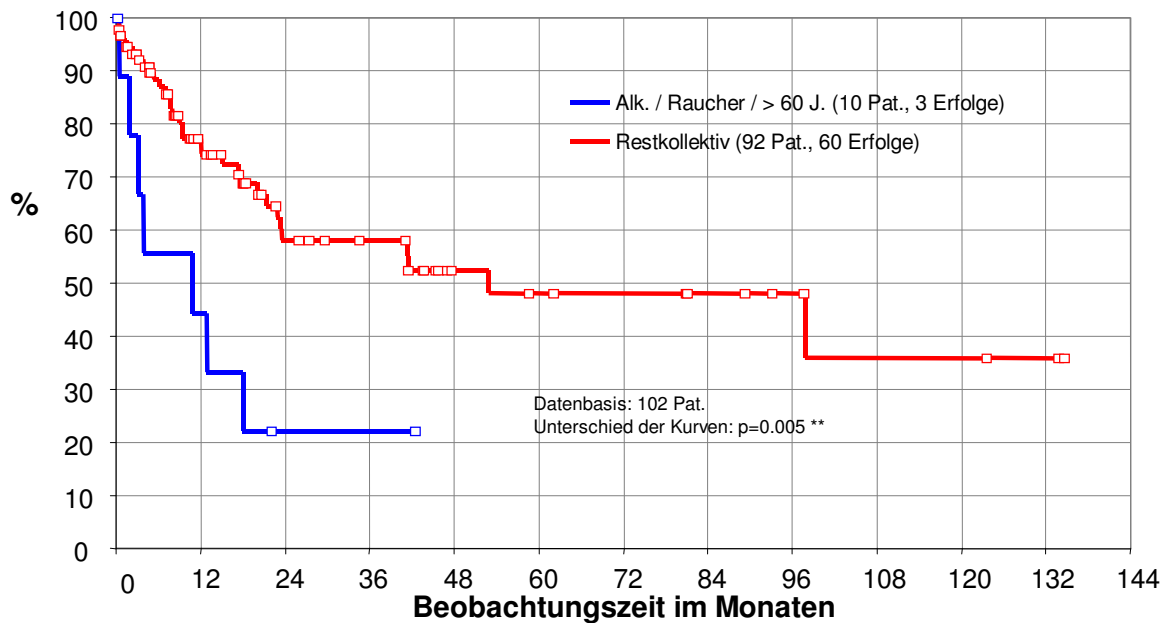


Abb. 29: Erfolgsprognose der plattengestützten Unterkieferkontinuitätsdefektüberbrückung bei über 60-jährigen Patienten mit Alkohol- und Nikotinabusus gegenüber dem Restkollektiv

Eine abschließende statistische Betrachtung zur Fragestellung, welcher der bisher diskutierten Faktoren einen statistisch nachweisbaren Einfluss auf den Behandlungserfolg einer osteosyntheseplattengestützten Unterkieferkontinuitätsdefektrekonstruktion hat, erfolgte mittels eines multifaktoriellen Regressionmodell. Die Ergebnisse sind in Tabelle 11 dargestellt.

Insgesamt zeigte sich, dass über 60jährige Patienten ein 1,16fach erhöhtes Risiko besitzen einen plattenassoziierten Misserfolg zu erleiden als unter 60jährige Patienten ($p = 0,028$). Ebenso steigert Nikotinabusus ($p = 0,037$) oder Alkoholabusus ($p = 0,045$) das Misserfolgsrisiko statistisch signifikant um den Faktor 3,006 bzw. 1,738. Eine Radiatio hat in der vorliegenden Studie das Misserfolgsrisiko um das 1,172 gesteigert. Ein statistisch gesicherter Einfluss auf den Behandlungserfolg besteht nicht ($p = 0,671$). Hierbei wurde von der obengenannten Misserfolgsdefinition ausgegangen.

Tab. 11: Ergebnisse der Cox Regression als statistisches Prädiktionsmodell zur Vorhersage eines Misserfolgs einer plattengestützten Unterkieferkontinuitätsrekonstruktion mit einer Standard-Titanrekonstruktionsplatte

Verlustprädiktive Faktoren	Koeffizient in der Regression	p-Wert	RR	unteres 95% CI	Oberes 95% CI
> 60 Jahre / ≤ 60 Jahre	0,15	0,028 *	1,162	1,016	1,330
Raucher/Nichtraucher	1,10	0,037 *	3,006	1,067	8,468
Alkoholabusus/sine	0,55	0,045 *	1,738	1,011	2,988
Geschlecht M/F	0,64	0,129 n.s.	1,891	0,831	4,304
Radiatio/sine	0,16	0,671 n.s.	1,172	0,563	2,443
HCL-Klassifik.		0,197 n.s.			
Weichgewebersatz ja/nein		0,156 n.s.			

4.2 Kaukräfte

Es wurden die Kaukräfte von 20 Patienten (w = 8, m= 12, Durchschnittsalter 59 Jahre) registriert, die eine Unterkieferkontinuitätsresektion erhalten hatten. In 16 Fällen wurde der knöcherne Unterkieferdefekt lediglich durch eine Standard-Titanrekonstruktionsplatte, in 3 Fällen durch ein mit Miniplatten stabilisiertes Beckenkammtransplantat und in einem Fall durch 2 Miniplatten ohne Osteoplastik überbrückt. Die Defektverteilung nach der Klassifikation nach Jewer et al. (1989) war folgende: 16 L-Defekte, 2 LC-Defekte und je 1 C- bzw. LCL-Defekt.

Die maximal gemessene Kaukraft für einen Unterkieferkontinuitätsdefekt, der mit einem Beckenkammtransplantat (entspricht dem Idealzustand einer Mandibularekonstruktion vor enossaler Implantation) überbrückt worden war, betrug 176 N im Bereich des ersten Molaren. Die geringste Kaukraft betrug 11 N im Schneidezahnbereich, bei einem LC-Defekt, der durch eine Titanrekonstruktionsplatte überbrückt wurde. Für einen Kontinuitätsdefekt, der lediglich durch eine Standardrekonstruktionsplatte stabilisiert worden war, betrug die maximale Kaukraft 135 N. Dieser Wert wurde später auch bei der Finiten-Elemente-Analyse als Kaukraft angenommen.

Die gemessenen mittleren Kaukräfte aus 5 Testzyklen sind in Tabelle 12 dargestellt.

Tab. 12: Mittelwerte der postoperativ gemessenen Kaukräfte bei Patienten mit Unterkieferkontinuitätsdefekten mit Angabe des Zahnstatus (Zahnersatz ZE, Restgebiss)

Patient	Defekt nach Jewer et al. (1989)	Defektüberbrückung	Follow-up (Monate)	Weichgewebsersatz	Zahnstatus	Kaukraft Molar(N)	Kaukraft Inzisiven (N)
1	L	Beckenkamm (Miniplatte)	1	End-zu-End	OK: Restgebiss UK: Ohne ZE	126	140
2	L	Beckenkamm (Miniplatte)	49	End-zu-End	OK: vollbezahnt UK: Restgebiss/ZE	186	126
3	L	Beckenkamm (Miniplatte)	24	End-zu-End	OK: Restgebiss UK: Restgebiss/ZE	176	98
4	L	Miniplatte	22	Nahklappen	OK: Totalprothese UK: Totalprothese	41	16
5	L	Reko-Platte	12	Unterarmklappen	OK: Restgebiss UK: Restgebiss	110	80
6	LCL	Reko-Platte	49	Unterarmklappen	OK: Restgebiss UK: zahnlos	38	21
7	L	Reko-Platte	62	Unterarmklappen	OK: Restgebiss UK: zahnlos	55	34
8	L	Reko-Platte	42	Unterarmklappen	OK: Restgebiss UK: zahnlos	86	31
9	L	Reko-Platte	36	Unterarmklappen	OK: Restgebiss UK: Restgebiss/ZE	92	33
10	L	Reko-Platte	27	Unterarmklappen	OK: vollbezahnt UK: Restgebiss	135	46
11	L	Reko-Platte	25	Unterarmklappen	OK: Restgebiss UK: Restgebiss	77	28
12	C	Reko-Platte	23	Unterarmklappen	OK: Restgebiss ZE UK: Restgebiss ZE	41	19
13	LC	Reko-Platte	20	Unterarmklappen	OK: vollbezahnt UK: Restgebiss	56	24
14	L	Reko-Platte	13	Unterarmklappen	OK: Totalprothese UK: Restgebiss	61	22

15	L	Reko-Platte	19	Nahlappen	OK: Restgebiss/ZE UK: Restgebiss/ZE	51	19
16	L	Reko-Platte	16	Nahlappen	OK: Totalprothese UK: Totalprothese	53	21
17	L	Reko-Platte	23	End-zu-End	OK: Restgebiss UK: Restgebiss/ZE	39	17
18	L	Reko-Platte	29	Unterarmklappen	OK: Restgebiss UK: Restgebiss/ZE	69	52
19	LC	Reko-Platte	21	Unterarmklappen	OK: Totalprothese UK: Totalprothese	28	11
20	L	Reko-Platte	32	Unterarmklappen	OK: Restgebiss UK: Restgebiss/ZE	91	34
	Mittelwert					80,7	43,6
	Standardabweichung					45,0	37,4

4.3 Computergestützte Analyse der mechanischen Belastungen

4.3.1 Kieferwinkeldefekt (Defektklasse L)

Es erfolgte in der computergestützten Simulation die Schaffung eines Unterkieferkontinuitätsdefektes der Klasse L nach Jewer et al. (1989), dessen Ausdehnung und Lokalisation in Abbildung 13 dargestellt ist. Der entstandene Defekt war mit denen in Abbildung 14 zusammengestellten Rekonstruktionssystemen aus Titan überbrückt und virtuellen Kaubelastungen von 135 N ausgesetzt worden. Diese Kaukraft entspricht dem maximalen, in der vorgeschalteten Untersuchung ermittelten Wert (135 N) bei unterkieferresezierten Patienten (siehe Kap. 4.2).

Die Abbildungen 30 und 31 zeigen die Beanspruchungen (v. Mises-Vergleichsspannung) bei funktioneller Belastung durch eine virtuelle Kaukraft dieser Größe zum einen in der Standard-Titanrekonstruktionsplatte, die zur Überbrückung des knöchernen Defektes implantiert wurde und zum anderen in der Kompakta des Unterkiefers im Bereich der Plattenbefestigung mit den Osteosyntheseschrauben M2,7. Mithilfe der in den Abbildungen 30 und 31 befindlichen Farbskalen gelingt eine semiquantitative Analyse der Größe und der Lokalisation der Spannungen innerhalb der periimplantären Kompakta als auch in den Osteosynthesematerialien. Das theoretische Beanspruchungsmaximum von 1363 Nmm^{-2} liegt im Bereich der unteren, distalen Schraubenbohrung der Titan-Rekonstruktionsplatte und ist etwa doppelt so hoch wie die Zugfestigkeit von Titan ($\sigma_{zul.} = 610 \text{ Nmm}^{-2}$) (Abb. 30). Diese örtliche Beanspruchungsspitze wird zwar nicht zu einer spontanen Beschädigung der Platte führen, wohl aber zur kumulierten Aufweitung der Bohrung und damit zur allmählichen Lockerung der Osteosyntheseschraube. Außerdem treten im Bereich der kerbintensiven Querschnittsverjüngungen der Rekonstruktionsplatte Beanspruchungen auf, die der Größe nach die Zugfestigkeit des Materials erreichen. Diese Bereiche sind aufgrund der hohen Lastwechselzahl einer besonders hohen dynamischen Beanspruchung ausgesetzt und stellen somit Prädilektionsstellen für Ermüdungsbrüche der Rekonstruktionsplatte dar.

Im Bereich der periimplantären Kompakta bauen sich Spannungen von maximal 175 Nmm^{-2} (Abb. 29) auf. Dieser Wert übersteigt deutlich die von Schneider (1988) ermittelte Zugfestigkeit von $\sigma_{zul.} = 85 \text{ Nmm}^{-2}$, so dass es zu Mikrorissbildungen in der Kompakta kommen kann, die unter klinischen Bedingungen konsekutiv zu Lockerungen der Osteosyntheseschrauben führen würden. Die periimplantäre Kompakta im Bereich der jeweils mittleren Schraubenlöcher erfährt im Vergleich zu beiden anderen Bohrlöchern lediglich eine erheblich reduzierte Belastung.

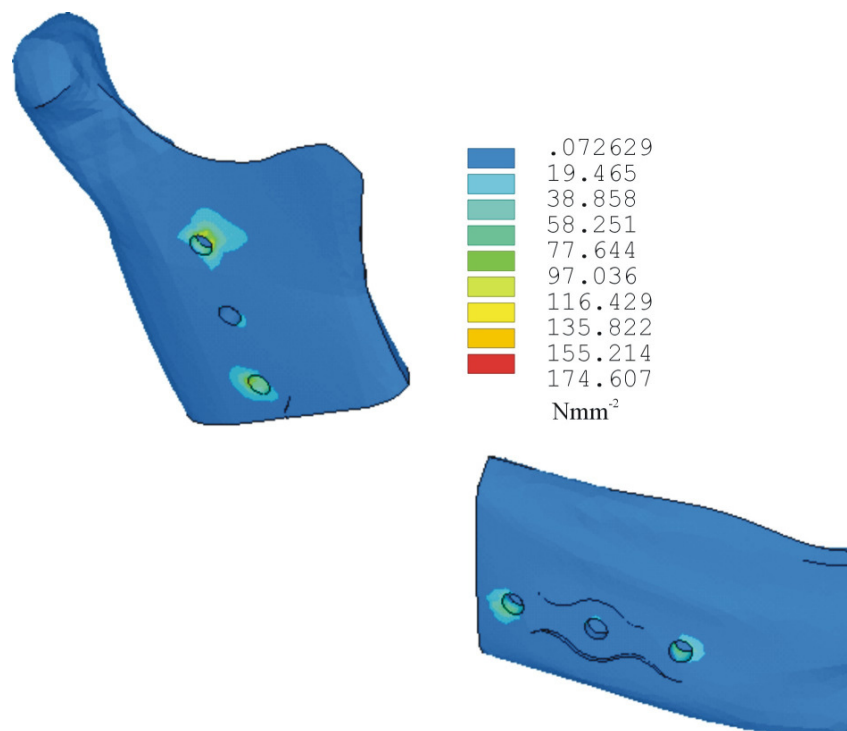


Abb. 30: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei eingeleiteter Kaukraftbelastung von 135 N innerhalb der Unterkieferkompakta, wenn ein Kontinuitätsdefekt der Klasse L nach Jewer et al. (1989) vorliegt, der mit einer konventionellen Titan-Rekonstruktionsplatte überbrückt und diese mit jeweils drei Osteosyntheseschrauben (2,7 mm) fixiert wurde

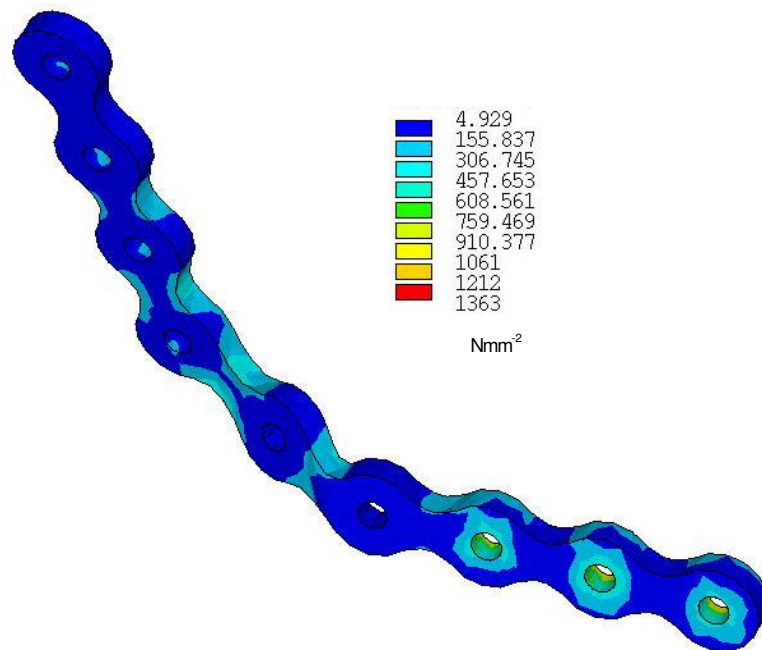


Abb. 31: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei eingeleiteter Kaukraftbelastung von 135 N in der zur Überbrückung des Defektes eingesetzten Rekonstruktionsplatte

Eine Vergrößerung des Gewindenenddurchmessers der Schrauben auf das 1,5fache (4 mm) bewirkt ein Absinken der Beanspruchungen in den Komponenten des Osteosynthesesystems auf weniger als die Hälfte (Abb. 31 und 32). In der periimplantären Kompakta tritt um das defektrandnahe Bohrloch im proximalen Segment eine Spannungsspitze von nur noch 47 Nmm^{-2} auf, die deutlich unter dem von Schneider (1988) ermittelten Schwellenwert von $\sigma = 85 \text{ Nmm}^{-2}$ liegt. In der Titan-Rekonstruktionsplatte selbst werden Spannungen von lediglich 525 Nmm^{-2} registriert (Abb. 32). Diese liegen deutlich niedriger als die für Titan zulässige Spannung von $\sigma_{\text{zul}}=610 \text{ Nmm}^{-2}$ (Tab. 13).

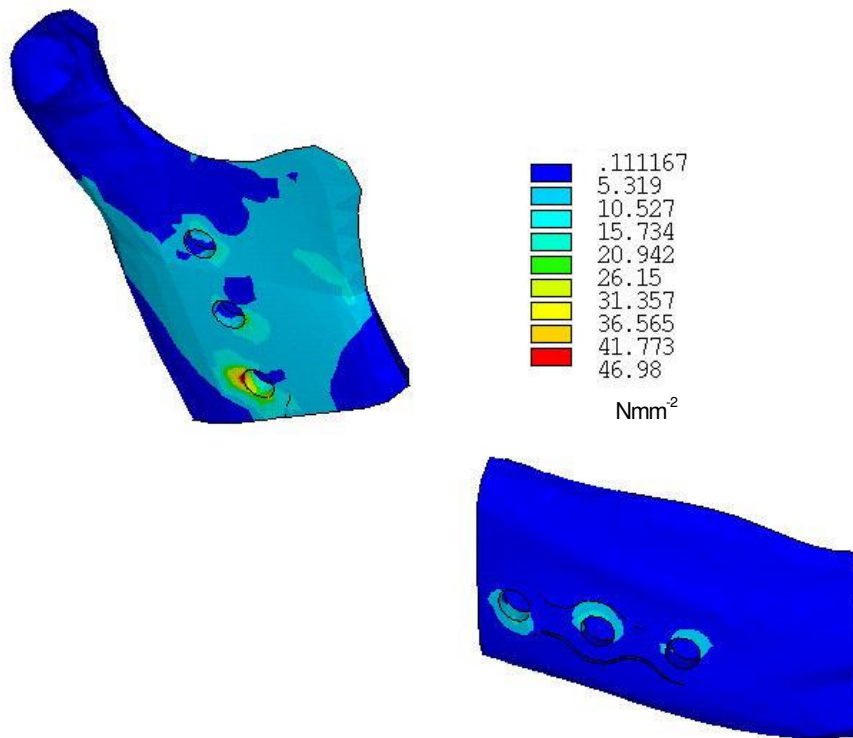


Abb. 32: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei eingeleiteter Kaukraftbelastung von 135 N innerhalb der Unterkieferkompakta, wenn ein Kontinuitätsdefekt der Klasse L nach Jewer et al. (1989) vorliegt, der mit einer Titan-Standard-Rekonstruktionsplatte und Osteosyntheseschrauben mit 4,0 mm Durchmesser überbrückt wurde

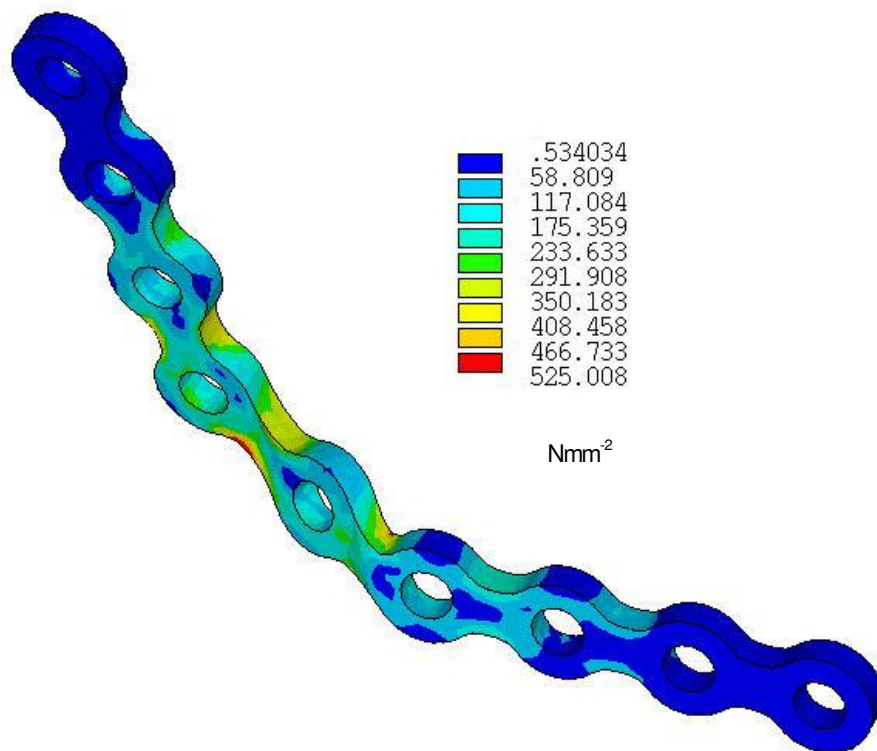


Abb. 33: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei eingeleiteter Kaukraftbelastung von 135 N in der zur Überbrückung des Defektes eingesetzten Rekonstruktionsplatte

Die Untersuchung der modifizierten Rekonstruktionsplatten mit flächenhaftem Design zeigt, dass die Form der Platte und die Anordnung der Schrauben wesentlichen Einfluss auf die Größe der Beanspruchungen haben (Tab. 13). Bei der modifizierten Platte mit quadratischer oder rechteckiger Schraubenanordnung liegt man selbst bei dem üblichen Gewindenenndurchmesser der Osteosyntheseschrauben von 2,7 mm bei allen Komponenten weit unter den Materialfestigkeiten (Tab. 1), so dass hier die Gefahr eines Ermüdungsbruches der Platte und/oder der Lockerung der Schrauben in der Kompakta wesentlich geringer ist. Noch günstiger werden die Beanspruchungsverhältnisse bei einer zusätzlichen Vergrößerung des Schraubennendurchmessers auf 4 mm (Abb. 34 und 35).

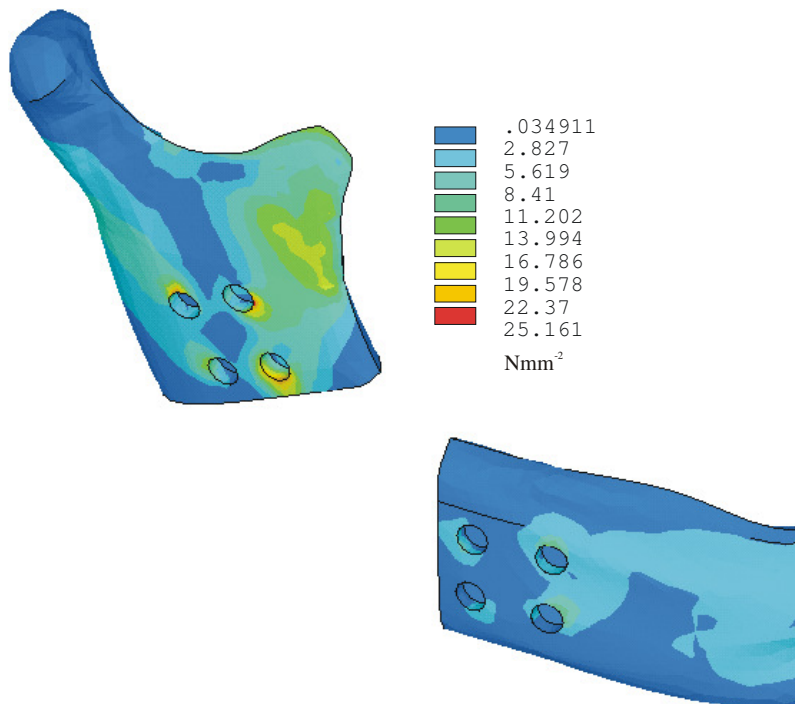


Abb. 34: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm⁻² bei einer Kaukraftbelastung von 135 N innerhalb der Unterkieferkompakta bei einem Defekt der Klasse L nach Jewer et al. (1989), der mit einer ebenen Platte mit quadratischer Schraubenkonfiguration (4,0 mm) überbrückt wurde

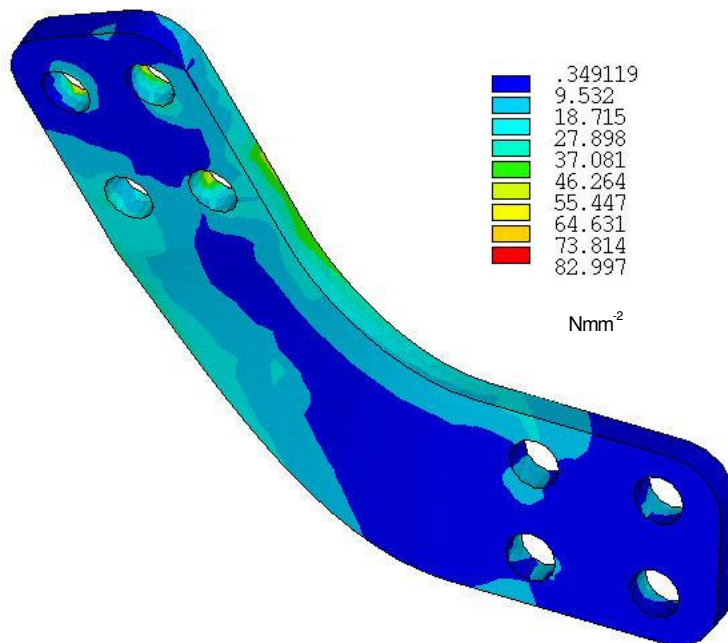


Abb. 35: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei eingeleiteter Kaukraftbelastung von 135 N in der zur Überbrückung des Defektes aus Abb. 34 eingesetzten Rekonstruktionsplatte

Die in Abbildung 34 dargestellten von Mises Spannungen lassen erkennen, dass der Körper der Rekonstruktionsplatte nicht stark belastet wird. Hier besteht noch die Möglichkeit, aus spannungsarmen Zonen Material zu entfernen, ohne dass die Stabilität der Platte leidet und die Beanspruchungen wieder kritische Werte erreichen. Einen ersten Versuch stellt die in Abbildung 36 eingesetzte so genannte Tandem-Platte mit rechteckiger Schraubenanordnung dar. Die errechneten Werte sind in Tabelle 13 aufgelistet.

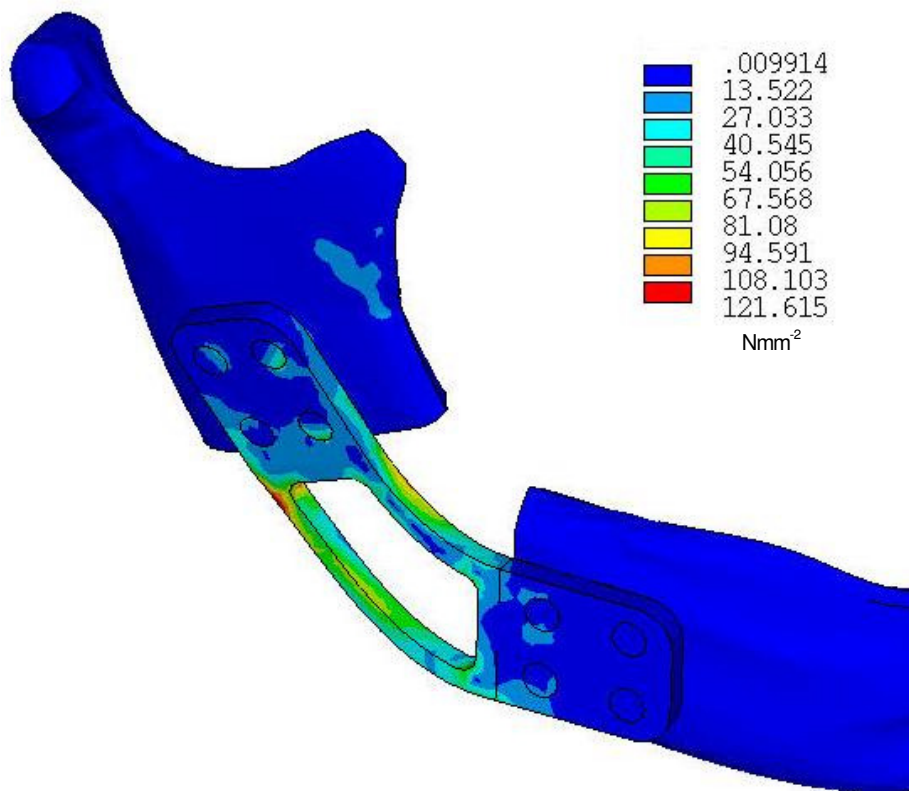


Abb. 36: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei eingeleiteter Kaukraftbelastung von 135 N innerhalb der Titan-Rekonstruktionsplatte mit rechteckiger Schraubenkonfiguration (4,0 mm), die zur Überbrückung eines Kontinuitätsdefektes der Klasse L nach Jewer et al. (1989) eingesetzt wurde

Die errechneten Spannungen innerhalb der Rekonstruktionsplatte steigen wieder auf einen Wert von fast 122 Nmm^{-2} an, bleiben aber damit deutlich unterhalb des kritischen Wertes von $\sigma_{\text{zul.}} = 610 \text{ Nmm}^{-2}$ für den Werkstoff Titan. Somit erscheint die Anwendung der Leichtbauweise, d.h. das Entfernen von Material aus spannungsarmen Zonen, durchaus gerechtfertigt, ohne dass es zu deutlichen Einbußen in der Stabilität des Verbundes Platte-Knochen kommt.

Tab. 13: Maximale Beanspruchungen (von Mises-Vergleichsspannungen in Nmm^{-2}) bei einer kaufunktionellen Belastung von 135 N in den Komponenten aller getesteten Rekonstruktionssysteme bei der Überbrückung eines Unterkieferkontinuitätsdefektes der Klasse L nach Jewer et al. (1989)

Variante der Reko-Platte und Schraubendurchmesser [mm]	Von Mises-Vergleichsspannung [Nmm^{-2}]			
	Reko-Platte	Schraube	Kompakta	
Standard-Platte mit linearer Schraubenanordnung	2,7	1363	1112	175
	4	525	199	47
Ebene Platte mit dreieckiger Schraubenanordnung	2,7	535	918	152
	4	157	191	130
Ebene Platte mit quadratischer Schraubenanordnung	2,7	141	109	46
	4	83	66	25
Ebene Platte mit rechteckiger Schraubenanordnung	2,7	102	74	42
	4	95	56	29

4.3.2 Kinndefekt (Defektklasse C)

Ein Unterkieferkontinuitätsdefekt der Klasse C nach Jewer et al. (1989) war mit den in der Abbildung 15 zusammengestellten Rekonstruktionssystemen aus Titan überbrückt und einseitigen virtuellen Kaubelastungen von 135 N im Molarenbereich ausgesetzt worden.

Die Abbildungen 38 und 39 zeigen die Beanspruchungen (v. Mises-Vergleichsspannung) bei funktioneller Belastung durch eine virtuelle Kaukraft von 135 N zum einen in der Standard-Titanrekonstruktionsplatte und zum anderen in der Kompakta des Unterkiefers im Bereich der Plattenbefestigung mit den Osteosyntheseschrauben M 2,7. Die Spannungsspitze innerhalb der Rekonstruktionsplatte erreicht lediglich einen Wert von 95 Nmm^{-2} (Abb. 39). Dieser Wert liegt deutlich unterhalb der zulässigen Spannung von $\sigma_{\text{zul}} = 640 \text{ Nmm}^{-2}$, so dass hier im Gegensatz zur Überbrückung von L-Defekten aus mechanischer Sicht bei einmaliger Belastung keine Veranlassung vorliegt, Designmodifikationen an der Rekonstruktionsplatte oder an den Osteosyntheseschrauben durchzuführen. Spitzenspannungen bauen sich in der periimplantären Kompakta um das mittlere Schraubenloch in der linken Kieferhälfte aufgrund der ipsilateralen linksseitigen Krafteinleitung auf (Abb. 38).

Die Abbildung 37 illustriert die plastischen Verformungen einer Standard-Titanrekonstruktionsplatte, die beim Anbiegen der ursprünglich geraden Rekonstruktionsplatte an die Krümmung der Kinnregion auftreten können. Es wurde der Biegevorgang durch eine Finite-Elemente-Simulation nachempfunden. Hierbei gelingt es mit Hilfe der Farbskala, das Ausmaß der Materialverformung innerhalb der Rekonstruktionsplatte zu quantifizieren. Diese Simulation zeigte über die gesamte Stegbreite an der Oberfläche eine Verformung von annähernd 20 %. Dieser Wert liegt für das verwandte Titan nahe der Bruchdehnung im einachsigen Zugversuch. Diese Vorschädigung des Materials kann gerade bei zyklischen Belastungen zum Versagen der Struktur führen. Ein industrielles „pre-bending“ erscheint deshalb sinnvoll.

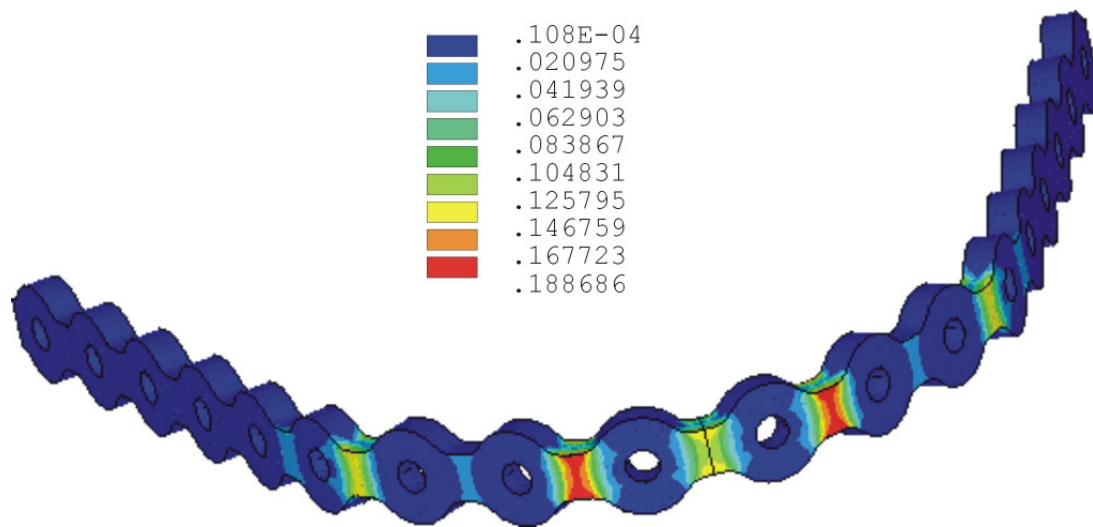


Abb. 37: Finite-Elemente-Analyse der plastischen Verformung von fast 20 % in den die Bohrlöcher verbindenden Stegen einer Standard-Titanrekonstruktionsplatte, die der Kinnkurvatur angebogen wurde

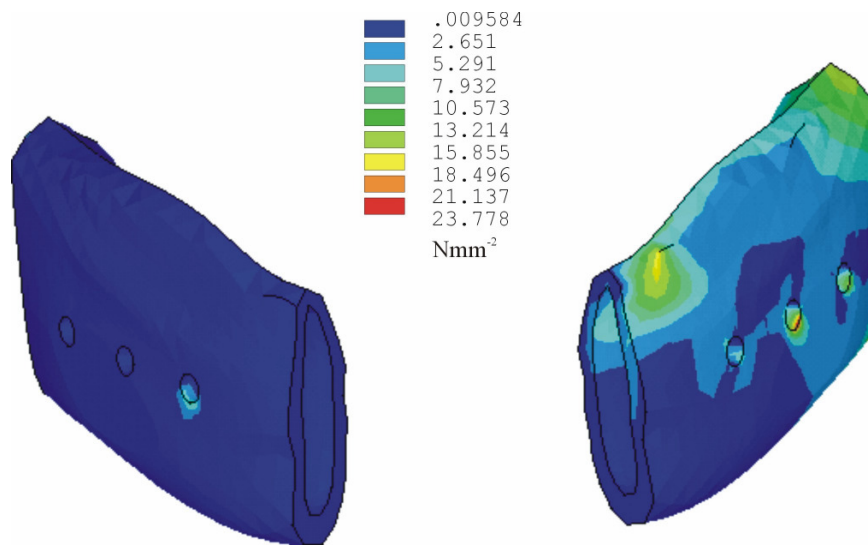


Abb. 38: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei einer kaufunktionellen linksseitigen Belastung von 135 N innerhalb der Unterkieferkompakta bei einem Kontinuitätsdefekt der Klasse C nach Jewer et al. (1989), der mit einer Standardrekonstruktionsplatte überbrückt und mit jeweils 3 Osteosyntheseschrauben (2,7 mm) fixiert wurde

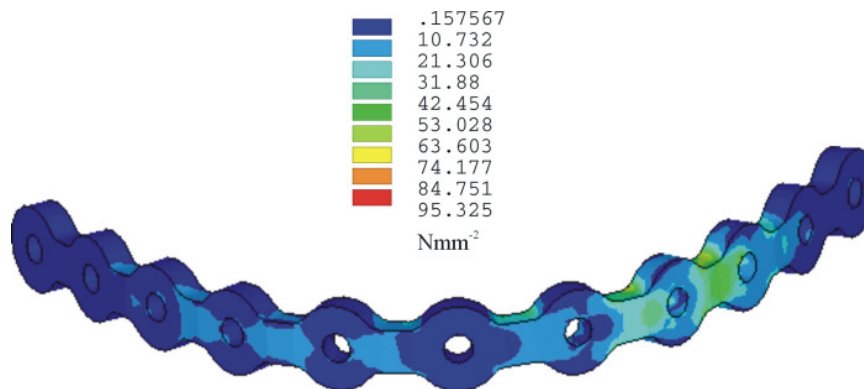


Abb. 39: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei einer unilateralen Kaukraftbelastung von 135 N in der zur Überbrückung des Defektes aus Abb. 38 eingesetzten Rekonstruktionsplatte

In Abbildung 38 wird die periimplantäre Kompakta um das linke mittlere Bohrloch am stärksten belastet. Die Werte erreichen aber nie die zulässige Zugfestigkeit der Kompakta (vgl. Farbkodierung). Diese asymmetrische Belastung in den Abbildungen 38 bis 42 ist durch die unilaterale methodenspezifische Krafteinleitung im Bereich der Prämolaren-Molaren bedingt.

Unter den angenommenen und bereits oben beschriebenen Randbedingungen konnten in allen Materialien (Rekonstruktionsplatte, Osteosyntheseschrauben und Unterkieferkompakta) keine grenzwertigen Spannungen errechnet werden. Die errechneten Werte sind in Tabelle 14 dargestellt. Aufgrund der anatomischen Verhältnisse im anterioren Unterkiefer wurde auf die Simulation von Osteosyntheseschrauben mit 4 mm verzichtet. Dieser Umstand wurde auch damit gerechtfertigt, dass sich in keinen Komponenten des Systems grenzwertige Spannungen aufgebaut haben. Für diesen Defektyp erscheint die Standardrekonstruktionsplatte aus biomechanischer Sicht gut geeignet, denn in den modifizierten Plattentypen kommt es nicht zu einer deutlichen Reduktion der Spannungen (Tab. 14).

Anders als beim Kieferwinkeldefekt sinken die Spannungen bei der Verwendung der in Abbildung 15 dargestellten Modifikationen der Rekonstruktionsplatte nicht. Lediglich bei der ebenen Tandem-Rekonstruktionsplatte mit quadratischer Schraubenkonfiguration waren die Spannungen innerhalb der Rekonstruktionsplatte bei kaufunktioneller Belastung etwas geringer als in der Standardrekonstruktionsplatte. Die Vergleichsspannungsverteilungen (v. Mises) für die Modifikationen der Rekonstruktionsplatten sind in den Abbildungen 40 bis 42 dargestellt.

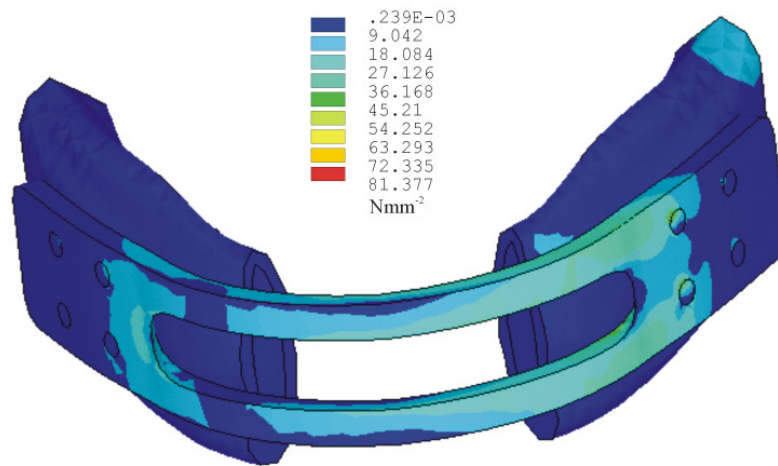


Abb. 40: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei einer kaufunktionellen Belastung von 135 N innerhalb der Unterkieferkompakta bei einem Kontinuitätsdefekt der Klasse C nach Jewer et al. (1989). Der Defekt wurde mit einer Titan-Rekonstruktionsplatte (Tandem), die mit jeweils 4 Osteosyntheseschrauben (2,7 mm) in rechteckiger Anordnung fixiert wurde, überbrückt.

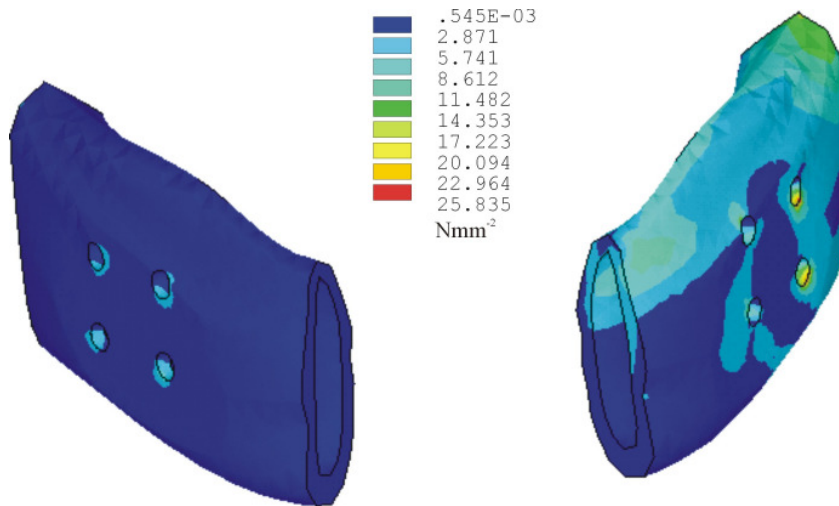


Abb. 41: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei einer kaufunktionellen Belastung von 135 N innerhalb der Unterkieferkompakta bei einem Defekt der Klasse C nach Jewer et al. (1989). Der Defekt wurde mit einer Titan-Rekonstruktionsplatte (Tandem), die mit jeweils 4 Osteosyntheseschrauben (2,7 mm) in rechteckiger Anordnung fixiert wurde, überbrückt.

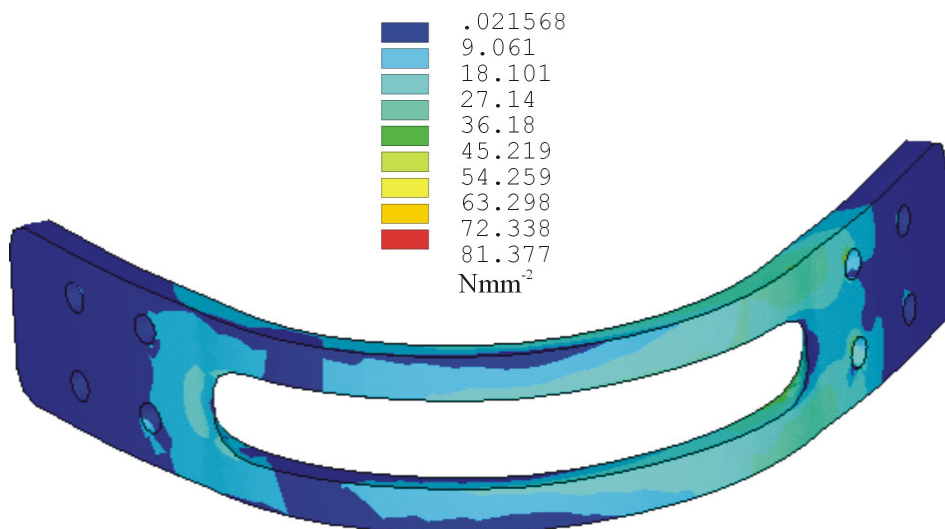


Abb. 42: Vergleichsspannungsverteilung (v. Mises) in Nmm^{-2} bei einer Kaukraftbelastung von 135 N in der zur Überbrückung des Defektes aus Abb. 41 eingesetzten Rekonstruktionsplatte.

Tab. 14: Maximale Beanspruchungen (von Mises-Vergleichsspannungen in Nmm^{-2}) in den Komponenten des Rekonstruktionssystems bei einer kaufunktionellen Belastung von 135 N bei der Überbrückung eines Unterkieferkontinuitätsdefektes der Klasse C nach Jewer et al. (1989)

Variante der Reko-Platte und Schraubendurchmesser [mm]	Von Mises-Vergleichsspannung [Nmm^{-2}] in		
	Reko-Platte	Schraube	Kompakta
Standard-Platte mit linearer Schraubenanordnung 2,7	95,3	53,9	23,8
Ebene Platte mit quadratischer Schraubenanordnung 2,7	135,6	90,7	38
Ebene Platte mit quadratischer Schraubenanordnung und verjüngtem Querschnitt 2,7	108,6	72,9	32,6
Ebene Tandem-Platte mit quadratischer Schraubenanordnung 2,7	81,4	51,7	25,8

5. Diskussion

5.1 Klinische Nachuntersuchung

Aufgrund der zentralen Rolle des Unterkiefers für die Funktion und Ästhetik im Kiefer-Gesichtsbereich stellt ein Kontinuitätsverlust des Unterkiefers einen schwerwiegenden Einschnitt in die körperliche Unversehrtheit des Patienten dar. Er hat einen nachhaltigen negativen Einfluss auf die Selbstwahrnehmung und auf das Selbstvertrauen, so dass heute die Rekonstruktion des Unterkiefers eine allgemein akzeptierte Behandlungsforderung darstellt (Hausamen, 2000).

Lange Zeit dominierte das Bestreben, die ungefähre anatomische Form der Mandibula nach Resektionen wieder herzustellen. Heute hingegen kommt nicht zuletzt aufgrund neuerer Behandlungsverfahren wie z. B. des mikrovaskulären Gewebetransfers in Verbindung mit dentalen Implantaten der funktionellen, komplexen Rehabilitation des stomatognathen Systems eine entscheidende Bedeutung zu (Hausamen und Neukam, 1994). Vor allem geht es um die Wiederherstellung der mastikatorischen Kompetenz, um so eine hinreichende Lebensqualität für den Patienten sicherzustellen. Diesen heute allgemein akzeptierten Therapiemaßgaben folgend, sehen manche Autoren sogar die Immediatrekonstruktion der knöchernen Strukturen durch mikrovaskulär anastomosierte Knochentransplantate als das Therapiekonzept der Wahl an (Cordeiro und Hidalgo, 1995; Zwetyenga et al., 2002).

Einschränkungen müssen diese Therapieforderungen zum einen bei Patienten mit fortgeschrittenem Tumorwachstum und damit einer fraglichen Prognose und zum anderen bei Patienten mit Begleiterkrankungen, die das Narkoserisiko nachhaltig erhöhen, erfahren. Hier erscheint die sofortige Rekonstruktion durch Überbrückungsplatten aus Metall, heute vornehmlich aus Titan, angezeigt, da diese Vorgehensweise eine geringere operative Belastung u.a. durch Wegfall der Transplantathebung für diese Patienten bedeutet (Freitag et al., 1991) bzw. bei Tumorrezidiven während der Folgebehandlung kein wertvolles Transplantatmaterial geopfert werden muss. Die alloplastische Rekonstruktion gestattet ebenfalls eine Konturierung des bedeckenden Weichgewebes und eine Stabilisierung der Unterkieferstümpfe in einer anatomisch annähernd

korrekten Position. Damit wird die spätere knöcherne Rekonstruktion im Rahmen eines Zweiteingriffes wesentlich erleichtert.

Die Geschlechtsverteilung von 3:1 zu Gunsten der Männer im klinischen Teil der Studie entspricht den Literaturangaben. Sie ist dem Überwiegen der Defekte nach Karzinomen geschuldet und spiegelt deshalb auch die gegenwärtige prozentuale Geschlechterverteilung bei Mundhöhlenkarzinomen wider (Boyd et al., 1995; Bloching, 2001; Zwetyenga et al., 2002).

Bei 69 Patienten der vorliegenden Studie wurde aus den diskutierten Gründen primär eine Rekonstruktionsplatte als Immediatersatz bei malignombedingten Unterkieferresektionen eingesetzt. Der nach Tumorresektion entstandene Weichgewebedefekt war entweder durch End-zu-End-Vereinigung der Wundränder, durch einen gefäßgestielten Myokutanlappen oder einen mikroanastomosierten fasziokutanen bzw. myokutanen Lappen erfolgt.

Die Analyse von Misserfolgen nach Plattenimplantationen zeigte, dass diese in 30 % (n=21) durch persistierende extra- bzw. intraorale Fisteln und Plattenexpositionen oder dislozierte Osteosyntheseschrauben bedingt waren. Bei den oben beschriebenen postoperativen Ereignissen handelt es sich um Komplikationen, die auch im internationalen Schrifttum als solche akzeptiert werden.

Lindqvist et al. (1992) beobachteten bei 35% ihrer Patienten plattenassoziierte Komplikationen, die eine Entfernung der Platten erforderlich machten, wobei eine Zuordnung zur anatomischen Lokalisation nicht durchgeführt worden war. Im Gegensatz dazu finden Shibahara et al. (2002) eine Erfolgsrate von 93,5 %. Diese Autoren hatten lediglich eine Plattenfraktur als Misserfolgsereignis gewertet, obwohl diese Definition nicht der klinischen Situation entspricht. Unter Zugrundelegung dieses Kriteriums wäre in der vorliegenden Studie eine Erfolgsrate von 95,1% (97 von 102) erreicht worden.

Tab. 15: Literaturübersicht - Misserfolgsraten bei alloplastischen Defektrekonstruktionen nach Unterkieferkontinuitätsresektionen (gemäß Definition Seite 43)

Publikation	Patienten (n)	Rekonstruktionssystem	Nachbeobachtungszeit (Monate)	Misserfolgsrate (%)
Lavertu et al. (1994)	27	Rekonstruktionsplatte	20	56
Klotch et al. (1999)	309	Rekonstruktionsplatte, THORP-System, Locking-Reconstruction Platte	bis 264	45
Blackwell et al. (1996)	15	Rekonstruktionsplatte THORP-System	18	40
Schöning und Emshoff (1998)	51	Rekonstruktionsplatte	keine Angaben	38
Lindquist et al. (1992)	34	Rekonstruktionsplatte	29	35
Stoll et al. (1992)	112	Rekonstruktionsplatte THORP-System	10,5	33 7
Wei et al. (2003)	65	Rekonstruktionsplatte	22	30
Arden et al. (1999)	31	Rekonstruktionsplatte	37	29
Spencer et al. (1999)	21	Rekonstruktionsplatte	7	29
Nicholson et al. (1997)	92	Rekonstruktionsplatte	30	27
Schustermann et al. (1991)	20	Rekonstruktionsplatte	16	25
Freitag et al. (1991)	54	Rekonstruktionsplatte	24	24
Boyd et al. (1995)	40	Rekonstruktionsplatte Thorp-System	20	24 16
Zwetygena et al. (2002)	38	Dynamic-Bridging-Platte	50	22
Kim et al. (1992)	37	Rekonstruktionsplatte	12	22
Shpitzer et al. (2000)	57	Rekonstruktionsplatte	29	19
Klotch et al. (1990)	29	THORP-System	13	13
Shibahara et al. (2002)	110	Rekonstruktionsplatte	50	6
Eigene Untersuchung	69	Rekonstruktionsplatte	66	39

Bei der Durchsicht des internationalen Schrifttums fällt eine relativ große Spannbreite der angegebenen Misserfolgsraten auf (Tab. 15). Es finden sich hierbei Werte zwischen 7,5% und 45% (Freitag et al., 1991; Schusterman et al., 1991; Spencer et al., 1999; Arden et al., 1999; Zwetyenga et al., 2002; Shibahara et al., 2002). Als mögliche Erklärung für diesen Umstand sind sicherlich neben den bereits beschriebenen unterschiedlichen Erfolgsparametern die unterschiedlichen anatomischen Defektlokalisationen zu nennen.

Das Phänomen der **Fraktur** von Rekonstruktionsplatten, das in der vorliegenden Arbeit bei 5 Patienten auftrat, wird auch von anderen Autoren beschrieben (Tab. 16). Es finden sich allerdings nur selten Angaben über den Zeitpunkt des Frakturereignisses. In der vorliegenden Studie traten die Frakturen der Rekonstruktionsplatten zwischen dem 6. und 19. postoperativen Monat auf. Aufgrund des zeitlichen Abstandes des Frakturereignisses zur Operation (zwischen 6-19 Monaten) muss von einem Ermüdungsbruch ausgegangen werden, der unter wiederkehrenden submaximalen Belastungen auftritt. Shibahara et al. (2002) hatten dagegen eine Fraktur ausschließlich in den ersten sechs postoperativen Monaten bei 8 von 110 Patienten beobachten müssen. Brüche werden durch ein übermäßiges Biegen der Platten beim Anlegen begünstigt, da hierbei Mikrorisse auftreten. Diese Beobachtung wird durch die überwiegende (3 von 5 Frakturen) Lokalisation der Frakturen der Rekonstruktionsplatten im Eckzahnbereich, der Stelle einer starken Krümmung, auch in der vorliegenden Arbeit bestätigt. Zusätzlich wirken an dieser Lokalisation nicht nur senkrechte Kräfte auf den Unterkiefer, sondern auch Torsionskräfte (Champy und Lodde, 1976). Die klinischen Beobachtungen werden durch die Ergebnisse der Finite-Elemente-Simulation bestätigt. Die Simulation konnte zeigen, dass eine konventionelle Rekonstruktionsplatte mit 1363 Nmm^{-2} im Bereich der Bohrlöcher im distalen Stumpf deutlich über ihrer zulässigen Zugfestigkeit ($\sigma_{\text{zul.}} = 610 \text{ Nmm}^{-2}$) belastet wird, so dass es zum Versagen der Struktur kommen kann.

Es herrscht im internationalen Schrifttum Übereinstimmung darüber, dass die Fraktur der Rekonstruktionsplatte eine klare Indikation zur Entfernung der

Platte darstellt (Schöning und Emshoff, 1998; Yi et al., 1999; Spencer et al., 1999; Zwetyenga et al., 2002). Lediglich die Arbeitsgruppe um Lavertu et al. (1994) sah, trotz einer postoperativen Komplikationsrate von 44% einschließlich einer Plattenfraktur, keine Indikation zur frühzeitigen Entfernung der Platte, ohne aber näher auf diese Vorgehensweise einzugehen.

Tab. 16: Literaturübersicht – Häufigkeiten von Frakturen von Rekonstruktionsplatten bei unterkieferresezierten Patienten

Publikation	Patienten (n)	Plattenfraktur	
		Häufigkeit (n)	Häufigkeit (%)
Schöning und Emshoff (1998)	51	5	9,8
Freitag et al. (1991)	52	4	7,7
Shibahara et al. (2002)	110	8	7,3
Klotch et al. (1999)	309	12	3,9
Arden et al. (1999)	31	1	3,2
Van Minnen et al. (2002)	36	1	2,8
Eigene Untersuchung	102	5	4,9

Das oftmals beobachtete Problem **gelockerter Osteosyntheseschrauben**, das in dieser Studie bei 5 Patienten auftrat, ist nach Auffassung von Lavertu et al. (1994) durch eine mangelhafte Osseointegration, gerade bei der Verwendung von Schrauben aus Stahl, bedingt. Ausgehend von diesen Erkenntnissen versuchte das Entwicklerteam des THORP-Rekonstruktionssystems (Titanium-Hollow-Screw-Reconstruction-Plate) die Prinzipien der Osseointegration, die seit mehreren Jahren erfolgreich in der dentalen Implantologie angewandt werden, auf den alloplastischen Unterkieferersatz zu transponieren (Raveh et al., 1983). Bei diesem System handelt es sich um ein zweigeteiltes Verfahren. Die eigentliche knöcherne

Verankerung erfolgt über titan-plasma-beschichtete Titanhohlschrauben mit einem Durchmesser von 4,5 mm, die einen den dentalen endossalen Hohlschraubenimplantaten ähnlichen Aufbau aufweisen. Durch Wandperforationen soll das Einwachsen von Knochen in den Schraubenhohlraum ermöglicht werden und ein noch stabilerer Knochen-Implantat-Verbund ermöglicht werden. Die eigentliche Überbrückung erfolgt über Titan-Rekonstruktionsplatten, die über Titanschrauben mit normalem Gewinde in die Hohlschrauben eingedreht werden. Somit erfährt das periimplantäre Knochengewebe im Gegensatz zu herkömmlichen Systemen keine Kompression aufgrund der fehlenden Pressklemmung, so dass die eigentliche Rekonstruktionsplatte mit einem geringen Abstand über der Knochenoberfläche schwebt.

Auch eine zu starke Hitzeentwicklung mit einer konsekutiven Knochennekrose beim Setzen der Bohrlöcher sollte als eine weitere mögliche Ursache für die Lockerung der Verankerungsschrauben in Betracht gezogen werden. Hierbei handelt es sich lediglich um Einzelfälle, die aber das in der Literatur beschriebene Phänomen der häufigen Schraubenlockerung (19%) nicht schlüssig erklären können (van Minnen et al., 2002).

Obwohl ausschließlich Titanschrauben mit ihrer bekannten Fähigkeit zur Osseointegration verwandt worden waren, wurden auch in der vorliegenden Arbeit Schraubenlockerungen beobachtet. Dabei erscheint die wiederkehrende mechanische Überbelastung des periimplantären Knochens wahrscheinlich, die dann eine fibröse Einscheidung der Schraube bedingt.

Bei konventionellen Rekonstruktionsplattensystemen, wie sie auch bei den 69 Patienten der vorliegenden Arbeit angewendet wurden, entsteht durch die Kompression der Schrauben initial eine statische Reibung, die die Platte gegen den Knochen drückt. Bei Verlust dieses innigen Kontaktes zwischen Knochen und Platte kann durch Knochenresorption eine Schraubenlockerung resultieren. Die dadurch begünstigten Mikrobewegungen der Platte führen zu einer funktionellen Instabilität. Um diesem unerwünschten Ereignis entgegenzuwirken, hat man versucht, eine stabile Verankerungsmöglichkeit zwischen Platte und Schraube im Sinne eines Fixateur interne herzustellen.

Das Gewinde der Osteosyntheseschraube greift in ein bereits vorhandenes Gewinde im Schraubenloch der Platte und führt somit zu einer Versteifung des Schrauben-Platten-Verbundes (Wiltfang, 2002). Diese Methode wird als „locking-screw-/ plate-system“ bezeichnet. Hierbei „schwebt“ die Osteosyntheseplatte über der Knochenoberfläche, wie bereits vorne erwähnt. Eine abschließende Evaluierung dieser „locking“-Systeme kann aufgrund der publizierten Ergebnisse nicht erfolgen. Exemplarisch zu nennen sind folgende Rekonstruktionssysteme: THORP-System (AO, Fa. Stratec, Waldenburg, Schweiz), Thread-Lock-System (Fa. Martin, Tuttlingen, Deutschland), BMR-Rekonstruktionssystem (Fa. Mondeal, Tuttlingen, Deutschland), Modus-Reco-System (Fa. Medartis, Basel, Schweiz) und Uni-Lock-System (Fa. Stratec, Waldenburg, Schweiz).

Als mögliche Erklärung für die verminderte Erfolgsrate nach Strahlentherapie (Schöning und Emshoff, 1998) wäre die Strahlenschädigung des Knochens zu nennen. Der Knochen verliert eine wesentliche Voraussetzung, auf funktionelle Reize zu reagieren, und die Resistenz gegenüber Infektionen ist herabgesetzt, was das Auftreten von infizierten Osteoradionekrosen begünstigen kann (Wannfors und Gazelius, 1991). Gründe hierfür sind vaskuläre Schädigungen und Osteozytentod (Grimm, 1969; Grimm, 1970; Marx et al., 1987).

Bei der Evaluierung der **Bestrahlungstherapie** und ihres Einflusses auf die Komplikationsrate nach Sofortrekonstruktion zeigen sich Unterschiede zwischen den in der vorliegenden Studie ermittelten Werten und den publizierten Ergebnissen. So fanden Arden et al. (1999) keinen statistisch gesicherten Zusammenhang zwischen diesen beiden Ereignissen. Diese Auffassung wurde auch von Davidson und Gullane (1992) geteilt. Diese Erfahrungen decken sich ebenso mit denen, die Nicholson et al. (1997) und Zwetyenga et al. (2002) machen konnten. Ein statistisch gesicherter Zusammenhang zwischen Plattenexposition und postoperativer Bestrahlungstherapie konnte nicht herausgearbeitet werden.

Hingegen ließ sich in der vorliegenden Studie sehr wohl ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen einer Strahlendosis kleiner 50 Gray und

unbestrahlten Patienten in bezug auf Misserfolg bei der Überbrückung von Unterkieferkontinuitätsdefekten durch Osteosyntheseplatten nachweisen, allerdings nur bei univarianter Betrachtung. Dieser tendenziell negative Einfluss der Bestrahlung auf die Behandlung von Unterkieferkontinuitätsdefekten mittels Rekonstruktionsplatten wird auch durch die Ergebnisse von Schöning und Emshoff (1998) und Yi et al. (1999) bestätigt.

Hinsichtlich des Zusammenhangs zwischen **anatomischer Defektlokalisierung** und Auftreten einer plattenassoziierten Komplikation bzw. Plattenbrüchen scheint die Überbrückung eines lateralen Kontinuitätsdefektes ohne Beteiligung der Kondylen (Typ L) mit geringer Größe einen günstigen Heilungsverlauf zu haben. In der vorliegenden Studie konnte eine Erfolgsrate von 63% (n= 52) zu Grunde gelegt werden. Betrachtet man die Defekte, die die Kinnregion einschließen (C, CL, LCL und CH), so wiesen diese mit 56% (n=37) eine deutlich niedrigere Erfolgsrate auf, wobei sich ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen Erfolgsrate und Defektlokalisierung nicht herleiten ließ.

Schusterman et al. (1991) sahen beim Immediatersatz eines medianen Unterkieferfragmentes (Kinnbereich) in lediglich 2 von 6 Fällen einen Erfolg, während 93% der Rekonstruktionsplatten in anderen Defektlokalisationen erfolgreich waren. Daher schlussfolgerten sie, dass Titan-Rekonstruktionsplatten als Immediatersatz im anterioren Bereich als nicht geeignet erscheinen. Weitere Autoren bestätigen diese tendenziell schlechtere Erfolgsrate für anteriore Kontinuitätsdefekte im Vergleich zu anderen Defektlokalisationen (Gullane und Holmes, 1986; Kim und Donoff, 1992; Boyd et al., 1993; Nicholson et al., 1997; Schöning und Emshoff, 1998; Blackwell und Lacombe, 1999; Spencer et al., 1999).

Im Gegensatz dazu fanden Shibahara et al. (2002) in ihrer Studie mit 110 Patienten keine erhöhte Misserfolgsrate für Kinndefekte, sondern sahen vielmehr den lateralen Defekt mit einer erhöhten Komplikationsrate behaftet. Als mögliche Erklärung gaben die Autoren das stärkere Biegen der AO-Rekonstruktionsplatte gerade im Bereich des Kieferwinkels an. Ähnlich wie in

der vorliegenden Studie kam es auch in dem japanischen Kollektiv zu Plattenbrüchen bei Patienten mit fortgeschrittenem Tumorstadium, bei denen umfangreichere Kontinuitätsresektionen indiziert waren.

Als mögliche Ursachen für gehäuft auftretende Komplikationen beim alloplastischen Ersatz des Kinns durch Rekonstruktionsplatten aus Metall sind auch weichteilassozierte Probleme zu identifizieren. Als Folge der Dislokation der Mundbodenmuskulatur nach ablativer Tumorchirurgie kommt es zu einer Denervation der Unterlippe mit konsekutivem inkomplettem Lippenschluss und Speichelinkontinenz. Des Weiteren ist aufgrund der fehlenden knöchernen Abstützung durch den Unterkieferknochen eine Ptosis der Unterlippe zu beobachten. Begünstigend für diesen Umstand wirkt die Ausbildung von Narbensträngen (Boyd et al., 1995). Aufgrund der statistisch bestätigten erhöhten Komplikationsraten für Kontinuitätsdefekte im Kinnbereich forderten Boyd und seine Mitarbeiter (1995) diese durch freie oder mikrovaskulär anastomosierte osseomyokutane Transplantate zu überbrücken. Diese Einschätzung wird auch von der Arbeitsgruppe um Schusterman et al. (1991) geteilt.

Ein solches Therapiekonzept trägt auch der häufig simultanen radiogenen Weichteilschädigung Rechnung. Denn es herrscht eine große Übereinstimmung im internationalen Schrifttum über die Tatsache, dass eine suffiziente **weichgewebige** intra- als auch extraorale **Bedeckung** eine *Conditio sine qua non* für den Behandlungserfolg eines plattengestützten Unterkieferimmediatersatzes darstellt (Freitag et al., 1991; Cordeiro und Hidalgo, 1995). In unserem Patientenkollektiv kam es in 27 Fällen zur vorzeitigen Entfernung der Rekonstruktionsplatte wegen extra- (n = 17) und/oder intraoraler (n = 1 / n = 10) Exposition. 25 dieser Patienten hatten eine Bestrahlungstherapie erhalten. Nicholson et al. (1994) untersuchten bei 92 unterkieferresezierten Patienten, die eine Immediatplattenrekonstruktion erhielten, die Faktoren, die eine Exposition begünstigen. Die Autoren konnten keinen Zusammenhang zwischen anatomischer Lokalisation des Defektes und Exposition aufzeigen. Jedoch fanden sie, dass ein intraorales Freiliegen der Platte häufiger (64%) und früher auftrat als das extraorale (36%), das

durchschnittlich erst nach 10 Monaten beobachtet wurde. Keine Unterschiede hinsichtlich der Exposition konnten in bezug auf die verwendete Plattenart festgestellt werden.

In diesem Zusammenhang erwähnenswert erscheint eine neuere Studie aus Bordeaux. Dabei wurden die Behandlungsverläufe von 28 Patienten, die zum Ersatz eines Unterkieferkontinuitätsdefektes eine sogenannte „dynamic bridging plate“ aus Titan erhielten, analysiert (Zwetyenga et al., 2002). Dieser Plattentyp wurde ebenfalls bikortikal mit 2,7 mm Schrauben im Knochen verankert. Die Exposition der Platte wurde lediglich in 3 Fällen beobachtet, wobei bei 2 Patienten das Ereignis extraoral erst nach 23 bzw. 27 Monaten aufgetreten war. Die Autoren fanden dabei keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Exposition von Rekonstruktionsplatten mit bzw. ohne Weichgewebstransfer. Als mögliche Erklärung für dieses günstige Ergebnis wird die besondere Form der verwandten Platte genannt, die die Belastung auf das periimplantäre Weichgewebe deutlich verringern soll. In der vorliegenden Arbeit kam es bei 17 Patienten zu einer extraoralen Exposition, die eine Explantation bedingte. Das intraorale Freiliegen der Platte trat bei 10 Patienten in den ersten 18 Monaten auf, danach nicht mehr.

Die von Raveh et al. (1985) angegebene linguale Applikation der Rekonstruktionsplatte sollte eine direkte subkutane Platzierung vermeiden, um dadurch die extraorale Exposition nach Radiatio zu verhindern. Als Nachteil war die technisch aufwändige Operation zu nennen, die mit dazu beitrug, dass dieses Verfahren keine große klinische Verbreitung fand.

Zur Optimierung des Plattenprofils bezüglich der günstigeren Belastung des Weichgewebes verwendeten Barsekow und Ullrich (1988) die Armierung der Platte mit Palacos, einem in der Orthopädie häufig eingesetzten Knochenfüllmaterial auf Methacrylatbasis. In den ausgewerteten 30 Fällen kam es bei 18 Patienten zu einer Infektion, die die Entfernung des Materials im Rahmen eines erneuten chirurgischen Eingriffes erforderlich machten. Daher rieten die Autoren vom Gebrauch einer Palacos-Armierung ab und empfahlen den alleinigen Gebrauch einer alloplastischen Rekonstruktionsplatte.

Einen weiteren Versuch der Minimierung der Traumatisierung des umgebenden Weichgewebes stellt die Modifikation des Profils bei verschiedenen Platten dar. Durch sogenannte „low-profile“-Rekonstruktionsplatten soll die Traumatisierung der periimplantären Gewebe vermindert und damit die konsekutive Exposition der Rekonstruktionsplatte gesenkt werden. Erste positive Ergebnisse wurden bereits publiziert, wobei eine abschließende Beurteilung aufgrund von längeren fehlenden Nachbeobachtungszeiträumen noch aussteht (Zwetyenga et al., 2002).

Betrachtet man die oben aufgeführten klinischen Ergebnisse, so kann folgendes konstatiert werden: Der plattenassoziierte Behandlungserfolg bzw.-misserfolg setzt sich mosaikartig aus **mechanischen** Faktoren, die mit der Finite-Elemente-Methode beleuchtet werden können und **biologischen**, patientenimmanenten Faktoren zusammen. Unter den biologischen Faktoren sind zu berücksichtigen: Alter des Patienten, Grunddiagnose, Nikotin- bzw. Alkoholabusus, Bestrahlung, Defektausdehnung und weichgewebige Bedeckung der Rekonstruktionsplatte. Der biologische Part kann durch den Operateur nur teilweise beeinflusst werden, allenfalls bei der Behandlungsplanung Berücksichtigung finden.

Mechanische Einflussgrößen sind: Art der gewählten Osteosynthese, Rekonstruktionsplatten- und Osteosyntheseschraubendesign. Sie bieten noch Potenzial zur Verbesserung und damit zur Optimierung des Therapieergebnisses. Daher erschien es sinnvoll, die funktionellen Belastungen, die nach Unterkieferkontinuitätsresektionen auftreten, zu registrieren. Hierbei stellt die Kaukraft den größten Beitrag zur mechanischen Beanspruchung des Platten-Schrauben-Kiefer-Verbundes dar. Daher wurde in einer gesonderten Untersuchung die Kaukraft bei unterkieferresezierten Patienten erhoben, um so über praxisnahe, relevante Richtgrößen bei der sich anschließenden Finite-Elemente-Analyse zur Optimierung des Designs von verschiedenen Unterkieferrekonstruktionsystemen zu verfügen.

5.2 Kaukräfte

Bereits Wustrow (1923) unterschied zwischen einer theoretisch möglichen, einer praktisch möglichen und der physiologisch notwendigen Kraft. Die theoretisch mögliche Kaukraft definierte er als die Kraft, mit der die am Unterkiefer ansetzende Muskulatur im Stande ist, den hier als Hebel zu betrachtenden Unterkiefer gegen den Oberkiefer zu heben. Hierbei wurden die Widerstandskräfte der einzelnen Zähne, des Periodonts etc. und die daraus resultierenden Einschränkungen nicht berücksichtigt. Es handelt sich hierbei um die maximale Kaumuskelkraft, die anhand der Vermessung des Muskelquerschnittes abgeschätzt werden kann. Die Literaturangaben für die muskelquerschnittsabhängige Kraft schwanken bei verschiedenen Autoren zwischen 600 N und 4000 N (Carlsöö, 1952; Schuhmacher, 1961; Uhlig, 1953; Pruim et al., 1980).

Bezüglich des Verhältnisses der Kraftentwicklung der einzelnen Muskeln konnte Schuhmacher (1961) ein Kraftverhältnis $M. temporalis : M. pterygoideus medialis : M. masseter$ wie $1,2 : 0,5 : 1$ angeben. Bereits Carlsöö (1952) hatte auf dieses Verhältnis hingewiesen.

Die praktisch mögliche Kaukraft definierte Wustrow (1923) als die Kraft, mit der die am Unterkiefer ansetzende Muskulatur im Stande ist, den Unterkiefer gegen den Oberkiefer zu heben unter Berücksichtigung aller Momente, die bei der theoretisch möglichen Kaukraft nicht betrachtet worden sind.

Als physiologisch notwendige Kaukraft versteht Wustrow (1923) die Kraft, die aufgebracht werden muss, um gewöhnliche Nahrungsmittel zu zerkleinern, ohne jede Rücksicht auf die Hebellänge des Unterkiefers, die Widerstandskraft des Zahnkörpers, des Parodonts usw.. Nur diese Letztere besitzt für die klinischen Verhältnisse eine Relevanz.

Bei der Durchsicht der internationalen Literatur fällt die Vielzahl der **Messmethoden** zur Erfassung der Kaukraft auf, die teilweise die Unterschiede in den Werten erklären. So basierten frühere Messmethoden auf rein mechanischen Wirkprinzipien. Instrumente, die auf der Grundlage eines Hebelsystems (Haber, 1926) und des Manometerprinzips arbeiteten,

registrierten hauptsächlich die maximal erreichbaren Kaukräfte. Auch hier war eine große Varianz der Messergebnisse zu beobachten (Burzlaff, 1968).

Eine bessere Registrierung der Kaukräfte, in Verbindung mit einer geringeren Fehlerquelle, ermöglichen Messverfahren, die auf dem Induktionsprinzip (Ludwig, 1975), auf Dehnungsmessstreifen (Eichner, 1963) oder auf piezoelektrischen Quarzkristallen (Pistner und Kukiz, 1998) beruhen. Beim piezoelektrischen Verfahren kommt es aufgrund der durch die Kaukraft hervorgerufenen Verformung der Quarzkristalle im Kraftaufnehmer zu einer Ladungsänderung, die proportional zur Kaukraft ist. Diese Ladungsänderung wird durch eine geeignete elektronische Schaltung erfasst und computergestützt gespeichert. Der Vorteil dieser Methode liegt in der direkten Erfassung der auftretenden Kaukraft, und sie eignet sich auch zur Erfassung der maximalen Kraftwerte.

Die maximal gemessenen Kaukräfte wurden in der Literatur für den Molarenbereich mit Werten über 1000 N angegeben (Ludwig, 1975).

Aufgrund dieser Diskrepanz zwischen theoretisch möglicher und tatsächlich gemessener Kaukraft schlug Schwickerath (1976) vor, von Belastbarkeit der einzelnen Zähne und des Zahnhalteapparates zu sprechen. Eichner (1963) konnte zeigen, dass die zur Nahrungsaufnahme notwendigen Kaukräfte lediglich 10 % der maximal möglichen Kaukräfte betragen. Diese Aussage wurde durch die Ergebnisse von Wang und Stohler (1990) bestätigt, die eine durchschnittliche physiologische Kaukraft von lediglich 40 N bei normaler westlicher Kost registrierten. Auch Dette et al. (1972) konnten zeigen, dass die funktionelle Kaukraft lediglich ein Drittel der maximal möglichen Kaukraft beträgt.

Eine kurze Übersicht über die publizierten Ergebnisse von Kaukraftmessungen bei verschiedenen Probanden ist in Tabelle 17 dargestellt.

Tab. 17: Literaturübersicht – Kaukräfte bei verschiedenen Probandengruppen

Probanden	Kaukraft (N) Mittelwert	Publikationen
Physiologisch	473	Gerlach und Nußbaum (1984)
	331	Pistner und Kukiz (1998)
	250	Gerlach und Schwarz (2002)
Totalprothesenträger	292	Suzuki et al. (2000)
	54	Miyaura et al. (2000)
	46	Hardtmann et al. (1983)
Unterkieferresezierte	80	Eigene Untersuchung
	76	Curtis et al. (1997)
	47	Marunick et al. (1992)

Marunick et al. (1992) untersuchten die tatsächlich möglichen Kaukräfte bei 4 unterkieferresezierten Patienten. Beim Vergleich der prä- und postoperativen, computergestützt gemessenen Kieferschließkräfte fand sich ein Verlust der Kraft von bis zu 78 %, wobei unter den Vollprothesenträgern (n=3) lediglich ein Rückgang der Kraft um 33 % zu beobachten war. Die absoluten Werte bewegten sich zwischen 33 N und 57 N. Die postoperativen Messungen fanden während des 5. und 20. Monats statt. Kritisch bleibt anzumerken, dass aufgrund der äußerst begrenzten Fallzahl eine abschließende Wertung schwierig erscheint. Ferner war die Art der Defektrekonstruktion sehr unterschiedlich, lediglich ein Patient wurde durch eine Rekonstruktionsplattenosteosynthese versorgt. Dieser Patient erreichte eine Kaukraft von 49 N.

Curtis et al. (1997) untersuchten die mastikatorischen Fähigkeiten von 10 unterkieferresezierten Patienten mit ossärer Rekonstruktion durch mikrovaskulär reanastomosierte Fibula- bzw. Beckenkammtransplantate. Als Kontrollgruppe dienten 10 Patienten ohne knöcherne Rekonstruktion. Hierbei blieb es offen auf welche Art und Weise der Defekt überbrückt worden war. Die

Kaukräfte im Bereich der ersten Molaren der gesunden Seite wurden mittels einer baugleichen Messapparatur wie Marunick et al. (1992) registriert. Die Untersucher konnten zwar Unterschiede in den erzielten Kaukräften messen, aber es gelang ihnen nicht, einen statistisch gesicherten Zusammenhang zwischen Kaukraft und Art der Unterkieferdefektrekonstruktion herzustellen. Folgende durchschnittliche Werte für die Kaukräfte konnten ermittelt werden: 314 N für die gesunde Kontrollgruppe, 148 N für die Patienten mit Unterkieferrekonstruktion und 76 N für die Patienten ohne Defektrekonstruktion. Da tumorbedingte Unterkieferresektionen häufig die benachbarten Weichgewebsstrukturen wie z.B. Zunge, Mundboden oder Wange miteinschließen, untersuchten sie auch die Zungen- und Wangenfunktion mithilfe skalierten Fragebögen. Es fand sich sehr wohl eine bessere Zungen- bzw. Wangenfunktionalität für Patienten mit mikrochirurgischen Unterkieferdefektrekonstruktionen im Vergleich zum Kollektiv ohne Rekonstruktion.

In der vorliegenden Studie wurden Mittelwerte für die Kaukräfte von 82,5 N (\pm 49 N) im Bereich der ersten Molaren ermittelt. Der Maximalwert bei alloplastischer Unterkieferrekonstruktion durch eine Rekonstruktionsplatte betrug 132 N. Im Bereich der Schneidezähne wurden Werte im Mittel von 43,6 N (\pm 37,6 N) gemessen.

Bei der Interpretation dieser Daten gilt zu berücksichtigen, dass bei unterkieferresezierten Patienten das Ausbleiben einer Pause zwischen den einzelnen Kauzyklen beim Erreichen der Schlussbisslage, die entscheidend für die Entwicklung der maximalen Kaukraft ist, nicht beobachtet wird (Atkinson und Shepherd, 1969). Dieser Umstand wird durch das Fehlen entsprechender Propriozeptoren in der Kaumuskulatur nach ablativer Tumorchirurgie begünstigt. Die Autoren konnten ferner zeigen, dass die Lateralbewegungen des Unterkiefers stark eingeschränkt sind und es somit zu einer deutlich verminderten Torsionsbelastung des Unterkiefers kommt.

Beim Vergleich der in der Literatur angegebenen Kaukräfte gilt zu beachten, dass sich die angewandten Messmethoden, wie vorn beschrieben, stark unterscheiden. Des Weiteren sind die Kollektive nur bedingt hinsichtlich

Geschlechts- und Altersverteilung vergleichbar. Auch die anatomische Lokalisation der Messung sowie die Durchführung der eigentlichen Messung variieren doch beträchtlich. Dennoch lässt sich die Tendenz ableiten, dass die erreichten Kaukräfte nach Unterkieferresektion im Vergleich zu Gesunden deutlich herabgesetzt sind. Vergleicht man die Mittelwerte, die in der vorliegenden Studie ermittelt wurden, mit denen von Pistner und Kukiz (1998), so ergibt sich eine Reduktion auf 23 % im Molarenbereich und auf 45 % der ursprünglichen Werte im Frontzahnbereich. Die beiden Autoren verwendeten die gleiche Messapparatur wie in der vorliegenden Untersuchung. Somit ist eine Vergleichbarkeit der Werte gegeben.

5.3 Computergestützte Analyse der mechanischen Belastungen

Wie bereits in früheren Studien beschrieben, erlaubt die dreidimensionale Finite-Elemente-Methode eine realistischere Darstellung der Spannungsverteilungen innerhalb von Implantaten und dem umgebenden Knochengewebe, als dies mit einem zweidimensionalen Modell möglich wäre (Baiamonte et al., 1996; Lenz et al., 2000). Sie gestattet es, neben den mechanischen Eigenschaften auch die Geometrie der zu untersuchenden Strukturen realitätsnah zu simulieren, denn die Belastungen und deren Verteilung innerhalb eines Körpers werden neben seinen mechanischen Eigenschaften auch von seiner Geometrie bestimmt werden.

Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass die Finite-Elemente-Methode (FEM) nur ein Näherungsverfahren zur Berechnung der Verformungen und der räumlichen Spannungskomponenten belasteter Körper darstellt (Bathe, 1990). Die Genauigkeit der Ergebnisse ist u. a. von der Feinheit der Vernetzung abhängig. Mit dem Vernetzungsgrad (Anzahl der finiten Elemente einer Struktur) steigt auch die Rechnerzeit. Hier wird bei der Modellierung meist ein Kompromiss zwischen Aufwand und Nutzen eingegangen. Bei der Untersuchung der Spannungsverteilung nach von Mises im Unterkieferknochen, in dem ein enossales dentales Implantat kaufunktionellen Belastungen ausgesetzt wurde, fanden Sato et al. (1999) heraus, dass die Größe der errechneten Spannungen jedoch unabhängig von dem Vernetzungsgrad des Unterkiefermodells waren. Somit empfahlen die Autoren, den Vernetzungsgrad auf ein vernünftiges Maß zu begrenzen, um so die Modellations- und Rechnerzeit zu reduzieren und damit zu optimieren.

Gerade unter dem Aspekt der effektiven Rechnerzeitbegrenzung und unter Beachtung der Symmetrie erschien es zudem zulässig, in den eigenen Untersuchungen für die Defektklasse L lediglich eine Unterkieferhälfte modelliert zu haben und konsequent das Verfahren des Submodellings mit einer höhergradigen Vernetzung anzuwenden.

Die geometrischen Daten des errechneten Unterkiefermodells und die Kompaktastärke wurden mit Hilfe von CT-Datensätzen eines 37jährigen Patienten ermittelt und besitzen somit eine große Realitätsnähe. Diese

Vorgehensweise wird auch in anderen Studien angewendet (Meyer et al., 2000; Nagasao et al., 2002; Cox et al., 2003).

Ein weiterer wichtiger Aspekt bei der Finite-Elemente-Methode ist neben einer realitätsnahen Geometrie der Körper auch die Zuordnung ihrer Materialeigenschaften.

Die Voraussetzung, dass sich die betrachteten Strukturen bzw. Körper homogen, isotrop und linear elastisch verhalten, trifft nur in Bezug auf das Titan uneingeschränkt zu. Bezüglich des Knochens gilt dies nur bedingt. Hierbei handelt es sich allerdings um eine methodische Vereinfachung. Das Knochengewebe ist zwar größtenteils homogen, jedoch andererseits hochgradig anisotrop, d.h., seine mechanischen Eigenschaften sind nicht in allen Raumrichtungen identisch. Bis zu einer Dehnung von 0,3 % verhält sich der Knochen elastisch, darüber hinaus tritt viskoelastisches Verhalten auf. Bei „normaler“ Belastung wird der Wert von 0,3 % allerdings nicht erreicht (Cox et al., 2003; Kober et al., 2000).

Die Reaktion des Knochens auf mechanische Belastungen resultiert aus zwei sich überlagernden Komponenten, einer elastischen und einer viskoelastischen. Das Verhalten des Knochens wird daher nicht nur alleine von der Last bzw. Belastung bestimmt, sondern auch von der Belastungsgeschwindigkeit. Auch bei zeitlich konstanter Beanspruchung verhält sich der Knochen wie ein zähes Material und versucht durch Fließen, Spannungen abzubauen (Arendts und Sigolotto, 1990). Diese Eigenschaften wurden in der vorliegenden Studie nicht simuliert. Weiterhin fanden Arendts und Sigolotto (1990) in ihren Untersuchungen an 13 Leichenunterkiefen heraus, dass sich die mechanischen Eigenschaften der Kompakta interindividuell unterscheiden, aber doch in einer gewissen Bandbreite bewegen. Sie hängen ferner vom Alter, vom Geschlecht, von der Rasse und vom Mineralgehalt des Knochens ab (Korioth und Versluis, 1997).

In der vorliegenden Arbeit wurde der in unserer Einrichtung durch Schneider (1988) ermittelte Wert für die mechanischen Eigenschaften der Unterkieferkompakta angewandt. Es handelte sich dabei um die mechanischen Eigenschaften des Knochens von jungen, gesunden Individuen. In dieser

Untersuchung hatte der Autor intraoperativ Kompaktastücke, die im Rahmen der bilateralen sagittalen Unterkieferosteotomie zur Bisslagenkorrektur einer Progenie anfielen, einer mechanischen Untersuchung unterzogen. Er fand hierbei eine zulässige Zugfestigkeit für die Unterkieferkompakta von 85 Nmm^{-2} . Torsien et al. (1994) untersuchten an Leichenunterkiefern die mechanischen Eigenschaften, wobei die Werte mit $97,5 \text{ Nmm}^{-2} (\pm 23 \text{ Nmm}^{-2})$ für die zulässige Spannung im Bereich der von Schneider (1988) ermittelten Ergebnisse lag. Des Weiteren konnten die Forscher genau wie Ashman und Van Burkirk (1987) die Symmetrie in bezug auf die mechanischen Eigenschaften der Unterkieferkompakta bestätigen, was die in den vorliegenden Berechnungen gewählte Randbedingung der halbseitigen Unterkiefermodellation unterstützt.

Hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften (E-Modul) der Spongiosa wurde ein Wert von 200 Nmm^{-2} angenommen. Die verwendeten Werte für das E-Modul der Spongiosa differieren in der Literatur sehr stark. So fanden Rice et al. (1988) am Leichenfemur einen Wert von 1000 Nmm^{-2} als E-Modul, während Mailath et al. (1989) einen Wert für das E-Modul der Spongiosa von 2000 Nmm^{-2} angaben. Oftmals werden die mechanischen Werte von ähnlichen Knochen wie z.B. Femur oder Tibia für die Mandibula in der Finite-Elemente-Simulation eingesetzt, da genaue Daten gerade in Hinblick auf die Spongiosa fehlen (Korioth und Versluis, 1997). So übernahmen Hart et al. (1992) die mechanischen Eigenschaften der Tibia zur FE-Berechnung eines Modellunterkiefers, indem sie von einem mechanisch ähnlichen Verhalten der Mandibula ausgingen, da es sich ihrer Meinung nach um einen vergleichbaren langen Röhrenknochen handelt.

In den vorgelegten Berechnungen wurde weiter davon ausgegangen, dass die Osteosyntheseschrauben einen festen, kraftschlüssigen und homogenen Verbund mit der umgebenden Kompakta eingehen, obwohl aus dem oben beschriebenen Transformationsverhalten des Knochens deutlich wird, dass es sich hierbei um eine zulässige Simplifikation unter besonderer Berücksichtigung des modellhaften Charakters handelt (Sato et al., 1999).

Diese oben beschriebenen methodischen Vereinfachungen hinsichtlich der Materialeigenschaften sind auch allen früheren Finite-Elemente-Analysen zur

Belastung von dentalen enossalen Implantaten eigen, ohne dass dadurch die Genauigkeit der errechneten Werte litt (Clelland et al., 1995; Baiamonte et al., 1996; Maurer et al., 2002a; Menicucci et al., 2002; Nagasao et al., 2002).

Hinsichtlich der Validierung der Ergebnisse der durch die Finite-Elemente-Methode simulierten Belastungen in einem Unterkiefermodell und einer Belastungssituation in-vitro hat die Münsteraner Arbeitsgruppe um Meyer et al. (2000) einen entscheidenden Beitrag geleistet. Die Forscher führten an explantierten humanen Unterkiefern unter in-vitro Bedingungen Messungen der mechanischen Belastungen durch, die durch Dehnungsmessstreifen aufgezeichnet wurden. Der Vergleich zwischen den in-vitro gemessenen Formveränderungen und den mittels der Finite-Elemente-Analyse simulierten Verformungen ergab eine gute Übereinstimmung des Verformungsverhaltens unter Belastung. Ferner konnten die Autoren ein ideal elastisches Verhalten des Leichenunterkiefers bis zu einer Kaukraft von 170 N registrieren. Zudem wies das Verformungsverhalten der Mandibula eine ausgeprägte Seitensymmetrie auf. Die stärkste Verformung war am Pogonion (am weitesten anterior liegender Punkt des knöchernen Kinns), die geringste Verformung am Kieferwinkel zu registrieren. Diese geringe Verformung am Kieferwinkel war durch die als stabilisierender Faktor wirkende Muskelschlinge der Mm. pterygoidei mediales et masseter mitverantwortet.

Solche unter in-vitro Bedingungen gemessenen Ergebnisse bestätigten folgende, in der eigenen Studie als Randbedingungen postulierten Eigenschaften der Mandibula:

1. das symmetrische Materialverhalten unter Belastung,
2. das linear elastische Materialverhalten,
3. die ausschließliche Scherbelastung der Osteosyntheseschrauben,
4. die rigide Lagerung des Gelenkes,
5. die Übertragbarkeit der Simulationsdaten auf in-vitro Messungen.

Bei den Angriffspunkten der Kräfte der Kaumuskeln wurde auf eine anatomisch korrekte Lage und Beziehung zwischen den vier großen Kaumuskeln geachtet, um so eine möglichst realitätsnahe physiologische Simulation der Belastungen zu gewährleisten. Die Angriffspunkte der Kräfte haben einen wesentlichen Einfluss auf die Spannungsverteilung innerhalb des Unterkiefers und innerhalb der Osteosynthesematerialien. In Übereinstimmung mit früheren Untersuchungen wurde der Hauptkraftvektor im Verlauf des M. temporalis, der den stärksten Mundschließer darstellt, gewählt (Meyer et al., 1998; Meyer et al., 2000). Aufgrund der in der Größe nicht bekannten Muskelkräfte wurde von einer Gleichgewichtsreaktion und einer festen Lagerung im Bereich beider Kondylen und einer torsionsfreien Symphysenregion ausgegangen. Gerade diese letzte Annahme steht scheinbar im Widerspruch zu klinischen Beobachtungen und den Ergebnissen von Champy und Lodde (1976), die sich an einem gesunden Patientenkollektiv orientieren. Ausgehend von der klinischen Situation, bei der es beim radikalchirurgischen Vorgehen auch zu partiellen Resektionen der Kaumuskulatur und einem konsekutiven Funktionsverlust auf der betroffenen Seite kommen kann, erschien eine asymmetrische Kaukräfteinleitung auf der gesunden Seite im Bereich der Prämolaren bei der Finite-Elemente-Simulation realitätsnah. Ferner wiesen Van Eijden et al. (1990) auch bei gesunden Patienten eine asymmetrische Kraftentwicklung in der Kaumuskulatur nach. Aufbauend auf den Ergebnissen der Kaukraftmessung, der klinischen Situation und den Literaturangaben wurden folgende weitere Randbedingungen für die Finite-Elemente-Methode angenommen: vertikale, unilaterale, flächenhafte Kaukräfteinleitung auf der gesunden Seite von 135 N (vgl. Kap. 4.2), die die Hauptwirkungsrichtung der drei großen Kaumuskeln imitiert, wobei hier der M. temporalis als stärkster Kaumuskel dominiert, und der Ausschluss von Torsionsmomenten.

In der vorliegenden Studie waren die Vergleichsspannungen erstmalig sowohl in den verschiedenen Rekonstruktionsplatten, in den Osteosyntheschrauben als auch in der periimplantären Kompakta für zwei klinisch häufig auftretende Unterkieferkontinuitätsdefekte (Kieferwinkel und Kinn) ermittelt worden. Hierbei

wurden die Spannungen auch bei Designmodifikationen qualitativ als auch quantitativ erfasst.

Bei der Betrachtung des **Kieferwinkeldefektes** (Defektklasse L) fiel auf, dass sowohl in der herkömmlichen Rekonstruktionsplatte selbst als auch in der periimplantären Kompakta die jeweils zulässigen Zugfestigkeiten der Materialien deutlich überschritten wurden (Tab. 1 und 13). Diese hohen Spannungen in der Rekonstruktionsplatte (1368 Nmm^{-2}) würden zwar nicht zu einem spontanen Versagen der Struktur führen, jedoch können sie bei dynamischen Belastungen (Kaubewegungen) auf kurz oder lang zu Ermüdungsbrüchen in der Platte und/oder zur Lockerung der Osteosyntheseschrauben im Knochen führen. Die kerbintensiven Querschnittsverjüngungen innerhalb der Rekonstruktionsplatte sind besonders hoch belastet (Abb. 36). Eigene klinische Beobachtungen bestätigen diese Zonen der Rekonstruktionsplatten als „Sollbruchstellen“ (Abb. 21 und 41).



Abb. 41: Frakturierte Rekonstruktionsplatte mit typischer Frakturlokalisierung im Bereich des Plattensteiges

In der vorliegenden Arbeit wurden in der periimplantären Kompakta beim virtuellen Kieferwinkeldefekt Spannungen von bis zu 175 Nmm^{-2} berechnet, die damit weit über der zulässigen Zugfestigkeit von 85 Nmm^{-2} lagen (Schneider, 1988). Hierbei kann von einer Schädigung der Kompakta ausgegangen werden, die zu einer fibrösen Einscheidung des Implantates bzw. der Schraube und konsekutiv zu einem Implantatverlust führt (Abb. 29).

Die alleinige Vergrößerung des Schraubendurchmessers auf das 1,5-fache (4mm) bewirkte ein Absinken der Beanspruchung in allen Komponenten des Osteosynthesystems um nahezu die Hälfte. Klinisch wäre das vorhandene Knochenangebot des Restunterkiefers zu berücksichtigen. So ist diese Forderung der Durchschnittsvergrößerung gerade bei atrophischen Verhältnissen nur bedingt realisierbar.

Die getesteten Designmodifikationen mit einer flächenhaften Gestaltung, quadratischer Schraubenkonfiguration und vergrößertem Schraubendurchmesser (4 mm) bewirkten eine 92 %ige Reduktion der Spannungen in der Rekonstruktionsplatte und eine 61 %ige Reduktion in der periimplantären Kompakta (Tab. 13).

Ausgehend von dieser deutlich geringeren mechanischen Belastung erscheint eine weitere Designmodifikation durchaus möglich. Es bietet sich hierbei an, aus spannungsarmen Zonen Material im Sinne einer Leichtbauweise zu entfernen, ohne dass die Stabilität der Platte nachhaltig sinkt und die Beanspruchungen in der periimplantären Kompakta wieder in die Nähe kritischer Bereiche steigen. Einen ersten Versuch zeigt die in Abbildung 36 dargestellte Rekonstruktionsplatte. Hier wurde aus spannungsarmen Bereichen in der Mitte der Platte mit quadratischer Schraubenanordnung Material entfernt. Der Vorteil der großflächigen Auflage und damit der deutlichen spannungsmäßigen Entlastung des kortikalen Knochens bleibt erhalten, und die Spannungen in der Platte selbst erreichen noch keine kritischen Werte. Ziel weiterer Untersuchungen muss es allerdings unter anderem noch sein, die Spannungsspitze am unteren Steg durch eine weitere Designoptimierung zu minimieren, da diese Stelle bei hoher dynamischer Beanspruchung ermüdungsbruchgefährdet sein dürfte.

Etwas anders stellte sich die mechanische Belastungssituation für den **Kinndefekt** (Klasse C) dar. Hier wurden bei der gewählten unilateralen Kaukrafteinleitung bei keiner der getesteten Rekonstruktionsplattenmodifikationen weder in der Platte selbst noch in der periimplantären Kompakta kritische Werte erreicht, so dass für diesen Defektyp ein Stabilitätsgewinn durch eine Designmodifikation der Rekonstruktionsplatte nicht realisiert werden konnte. Jedoch offenbarte die Finite-Elemente gestützte Simulation des Biegevorganges eine plastische Verformung von fast 20 % (Abb. 36). Dieser Wert liegt für das verwendete Titan nahe der Bruchdehnung im einachsigen Zugversuch. Aufgrund dieser Tatsache kann es bei zyklischen Belastungen (Kaubewegungen) zum Versagen der Struktur im Sinne von Ermüdungsfrakturen kommen, zumal die Platten die beschriebenen Einkerbungen besitzen. Oftmals ist aufgrund der klinischen Situation ein Nachbiegen der Platte zum Anpassen an die Kinnkurvatur notwendig. Gerade für diese Defektklasse scheinen vorkonturierte, konfektionierte Plattensysteme, die nur ein geringes Anbiegen an die Knochenkonturen notwendig machen, einen deutlichen Stabilitätsgewinn zu bieten.

Andere Versuche zur Optimierung der Behandlungsergebnisse durch computergestützte Designoptimierung mit Rekonstruktionsplatten als alloplastischer Unterkieferersatz liegen in der Literatur nicht vor.

Diese virtuellen Ergebnisse bezüglich der mechanischen Belastung der periimplantären Kompakta wurden auch durch Beobachtungen im Tierexperiment bestätigt (Söderholm et al., 1996). Diese Arbeitsgruppe untersuchte den Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit verschiedener Osteosyntheseschrauben auf die ossäre Verankerung, die zur Befestigung von Rekonstruktionsplatten bei Unterkieferwinkeldefekten im Schafmodell angewandt worden waren. Es zeigte sich, dass bei 3 von 12 Fällen eine Lockerung der Osteosyntheseschrauben im aufsteigenden Ast eintrat. Als mögliche Erklärung wurde eine mechanische Überlastung der Schrauben angenommen. Es konnte beobachtet werden, dass eine raue (sandgestrahlte oder plasma-flame beschichtete) gegenüber einer glatt polierten Oberfläche

einen günstigeren Einfluss auf die knöcherne Verankerung besitzt, wobei aufgrund der begrenzten Anzahl der Versuchstiere (n= 12) keine statistische Beurteilung erfolgen konnte. Allerdings besaß das Einwachsen von Knochenzapfen in eine Osteosyntheseschraube mit Hohlschraubendesign keinen nachhaltig positiven Einfluss auf die Verankerung im Unterkiefer.

Prinzipiell gleicht die Osseointegration der Osteosyntheseschrauben einer primären Knochenbruchheilung (Donath und Röser, 1996). Bei der primären Knochenbruchheilung, wie sie von Schenk und Willenegger (1964) beschrieben wurde, kommt es nach suffizienter Stabilisierung und damit konsekutiver Ruhe am Frakturspalt zu einer direkten knöchernen Durchbauung. Beim Auftreten von Mikrobewegungen wird die Bildung von knöchernem Kallus ebenso wie die Differenzierung von Osteoblasten verhindert, so dass der Frakturspalt bindegewebig überbrückt wird und sich eine Pseudarthrose ausbildet. Ferner ist eine essentielle Voraussetzung für eine ungestörte Knochenbruchheilung neben der suffizienten Stabilität am Frakturspalt auch ein intaktes Periost, um ein Einsprossen von Granulationsgewebe in den Frakturspalt zu verhindern (Donath und Röser, 1996). Die Quantifizierung dieser überschwellig, die Osseointegration verhindernden, Mikrobewegungen, ist bis dato noch nicht gelungen (Windhagen und Thorey, 2000).

Die Frakturheilung bzw. Osseointegration hängt prinzipiell und entscheidend von der Fähigkeit des Knochens zur Regeneration bzw. Transformation ab, die wesentlich durch die mechanischen Belastungen, denen der Knochen ausgesetzt ist, mitbestimmt wird. Gerade diese Fähigkeit des knöchernen Gewebes zur permanenten Adaptation bzw. Transformation an mechanische Reize wurde bereits durch Wolff (1892) in seinem Transformationsgesetz postuliert. Frost (1983) konnte aufgrund seiner Studien eine heute allgemein akzeptierte Theorie der „Mechanostathypothese“ des Knochengewebes formulieren. Sobald der obere Schwellenwert des physiologischen Belastungsbereiches, der so genannte „maximum effective strain“ überschritten wird, kommt es zu Verzerrungen und zu Änderungen der Knochenstrukturen. Hierbei ist Strain definiert als Längenzuwachs dividiert durch die Originallänge und somit dimensionslos. Bei sehr großen Belastungen bilden sich

Faserknorpel und Bindegewebe mit einer geringeren mechanischen Widerstandskraft. Im Gegensatz dazu setzen bei Unterschreiten des Schwellenwertes, des „minimum effective strain“, im Knochen atrophische Veränderungen ein. Neuere Untersuchungen haben gezeigt, dass zyklische Dehnungen im Bereich von 1500-5000 strain zu einer regelrechten Osteoblastenfunktion führten, während andererseits sowohl höhere Dehnungen (> 5000 strain) als auch geringere Dehnungen (<1500 strain) zu einer verminderten bzw. fehlgeleiteten Knochenneubildung führen können (Meyer et al., 2001).

Einen weiteren Versuch zur Vermeidung gelockerter Osteosyntheseschrauben stellen die bereits erwähnten „locking“-Systeme dar, deren Anzahl sich in der jüngeren Vergangenheit stark erhöht hat (vgl. S. 82) und auf die hier unter dem Gesichtspunkt der Schraubenlockerung noch einmal theoretisch zurück gekommen werden muss. Hierbei schwebt die Rekonstruktionsplatte frei über der Knochenoberfläche und wird durch ein separates Gewinde in dem Schraubenloch durch die Osteosyntheseschraube stabilisiert. Einmal soll dadurch der praktische Einsatz erleichtert werden, indem ein exaktes Anbiegen der Rekonstruktionsplatte an die Knochenoberfläche entfällt. Ferner wird ein Anpressen der Osteosyntheseplatte an die Knochenoberfläche vermieden, der die Durchblutungssituation der Kompakta nachhaltig negativ beeinflussen soll und damit zu einer konsekutiven Knochenresorption führen kann. Kritisch bei diesen Osteosynthesesystemen bleibt anzumerken, dass hierbei der zusätzlich stabilisierende Faktor des Anpressdruckes der flächigen Rekonstruktionsplatte auf die Unterkieferkompakta gänzlich wegfällt. Die gesamte Last der Verbindung wird allein durch die Knochenschraube im Besonderen durch deren Verankerung in der Kompakta, getragen. Diese kritische theoretische Betrachtung wird durch die Arbeit von Lindqvist et al. (1992) bestätigt. Die Autoren verglichen vier auf dem Markt befindliche „locking“-Systeme in einer tierexperimentellen Studie an Schafen. Hierbei wurden Unterkieferwinkeldefekte mit diesen Plattensystemen überbrückt. Die Autoren mussten schlussfolgern, dass die verwendeten Rekonstruktionsplatten aufgrund der bei allen Systemen beobachteten Schrauben- und

Plattenfrakturen keine ausreichende Stabilität besaßen. Demgegenüber konnten Haug et al. (2002) in einer biomechanischen in-vitro Untersuchung zeigen, dass die „locking“-Systeme den normalen Osteosyntheseverfahren identischen Durchmessers an Stabilität überlegen waren. Eine abschließende Evaluierung dieser „locking-systeme“ kann aufgrund fehlender klinischer Resultate noch nicht erfolgen.

Entgegen der bisher diskutierten Einflussfaktoren auf die Stabilität und den Behandlungserfolg wird die Biomechanik des Unterkieferkontinuitätsdefektes nur in sehr wenigen Arbeiten im internationalen Schrifttum behandelt.

In einer weiteren FEM-Studie untersuchten Wittkamp et al. (1995) die mechanischen Belastungen im Unterkieferknochen nach kastenförmiger Resektion unter Erhalt der Kontinuität. Auch sie gingen von denselben Materialeigenschaften (isotrop, linear elastisch) wie in der vorliegenden Untersuchung aus. Es gelang die Identifikation der maximalen mechanischen Beanspruchung im Bereich der bukkalen winkelnahen Kortikalis bei kaufunktionellen Belastungen von 20 N. Durch Modifikationen der Kastenform der Resektion im Sinne einer Abrundung der Winkel in Verbindung mit einer ipsilateralen Osteotomie des Processus coronoideus gelang eine Reduktion der Spannungen um 16,3%. In einer anschließenden biomechanischen Untersuchung an Hundeunterkiefern konnten die gefundenen Ergebnisse überprüft werden. Es erfolgte nach kastenförmiger Resektion mit verschiedenen Winkeln im Seitenzahnbereich ein Drei-Punkt-Biegeversuch bis zur Fraktur. Die ermittelten Ergebnisse bestätigten die Aussagen der Finite-Elemente-Analyse. Es zeigte sich auch in der mechanischen Testung die erhöhte Stabilität des Restkiefers nach kastenförmiger Resektion mit abgerundeten Ecken. Ferner wurde der proximale Winkel als locus minoris resistenciae ebenso wie in der Finite-Elemente-Simulation identifiziert.

Insgesamt ergibt sich eine gute Übereinstimmung zwischen biomechanischen Ergebnissen und virtuellen Berechnungen mittels Finite-Elemente-Methode. Hierbei scheint besonders für zukünftige Fragestellungen wichtig zu sein, dass die qualitative Konsistenz dieses Konzeptes herausgearbeitet werden konnte (Wittkamp et al., 1995; Baiamonte et al., 1996; Meyer et al., 1998; Pistner,

1998; Meyer et al., 2000; Kober et al., 2001; Maurer et al., 2001; Maurer et al., 2002; Cox et al., 2003; Fernandez et al., 2003).

Fotoelastische Studien besitzen im Vergleich zu FE-Simulationen einen eher qualitativen Charakter, d.h., es lassen sich mit dieser Methode Bereiche hoher mechanischer Belastung erkennen, aber eine genaue Quantifizierung wie mit der FEM gelingt nicht (Yi et al., 1999).

Die Beanspruchungen von Osteosyntheseschrauben, die zur Stabilisierung von Rekonstruktionsplatten benutzt worden waren, haben Yi et al. (1999) in einer solchen Untersuchung an Kunststoffunterkiefermodellen evaluiert. Verschiedene durch Rekonstruktionsplatten überbrückte Mandibuladefekte wurden simuliert. Ferner wurde eine Variation der Anzahl der Osteosyntheseschrauben (2-4 je Fragment) durchgeführt. Die Autoren konnten zeigen, dass bei kaufunktionellen Belastungen das periimplantäre Knochengewebe vor allem im Bereich der defektnahen Schraube stark belastet wird. Es blieb unerheblich, wie viel Schrauben zur Befestigung der Rekonstruktionsplatten benutzt worden waren. Diese experimentellen Ergebnisse korrelieren gut mit den klinisch beobachteten Schraubenlockerungen, die zu den häufigsten plattenassoziierten Komplikationen gehören. Aufgrund ihrer Ergebnisse empfahlen die Autoren die Implantation von je 5 Schrauben in Bereichen wie dem Kinn oder Kieferwinkel, die eine starke Krümmung aufweisen. Des Weiteren schlugen sie die Vergrößerung des Abstandes zwischen den einzelnen Schraubenlöchern vor, um so eine Minimierung der Belastung des periimplantären Gewebes zu erzielen. Beim Vergleich dieser Ergebnisse mit der Finite-Elemente-Analyse zeigt sich eine prinzipielle Übereinstimmung dahingehend, dass bei beiden Methoden die dem Defekt zugewandte periimplantäre Kompakta am stärksten belastet wird.

5.4 Schlussfolgerung

Trotz aller Fortschritte auf dem Gebiet des mikrochirurgisch gestützten Unterkieferersatzes mit Therapieerfolgen von mehr als 90% (Urken et al., 1998; Cordeiro et al., 1999) und der damit verbundenen Euphorie bleibt die Indikation zum Immediatersatz des malignombedingten Unterkieferkontinuitätsdefektes durch alloplastische Maßnahmen bestehen. Folgende Indikationen für diese Art der Defektrekonstruktion sind zu nennen: Patienten mit einem fortgeschrittenem Tumorwachstum und damit unklarer Prognose und Patienten mit einer eingeschränkten Operabilität aufgrund von Allgemeinerkrankungen und/oder hohem Lebensalter. Diese Patientengruppen profitieren von der weniger umfangreichen und damit weniger belastenden Rekonstruktionsalternative im Vergleich zum mikrochirurgischen Verfahren. Für Patienten, die in aller Regel über eine deutlich begrenzte Lebenserwartung verfügen, stellt auch die Zeit der Hospitalisation einen deutlichen Verlust an Lebensqualität dar, zumal der mikrochirurgische Gewebettransfer nicht in jedem Fall einen deutlichen funktionellen Zugewinn darstellt (Shpitzer et al., 2000).

Studien zu den Behandlungsergebnissen von Defektrekonstruktionen mit Rekonstruktionsplatten untersuchen folgende Charakteristika bei stark unterschiedlichem konzeptionellen Aufbau: Auftreten extraoraler und/oder intraoraler Expositionen, die unweigerlich zu einem Verlust der Platte führen, gelockerte Osteosyntheseschrauben und Frakturen der Rekonstruktionsplatte (Jewer et al., 1989; Urken et al., 1991a; Boyd et al., 1993; Nicholson et al., 1997; Spencer et al., 1999; Gürlek et al., 1998).

Insgesamt erscheinen in der Literatur die geschilderten Raten der Wundheilungsstörungen (Tab. 14) sehr hoch. Erklärend gilt es zu berücksichtigen, dass es sich um ein Krankengut mit einem relativ hohen Lebensalter und oftmals multiplen Begleiterkrankungen handelt.

Aus materialtechnischer Sicht sind die Osteosynthesesysteme aus Titan aufgrund ihrer ausgewiesenen Biokompatibilität und mechanischen Stabilität als das Verfahren der Wahl im mechanisch hoch belasteten Unterkieferbereich zu betrachten. Diese Osteosyntheseverfahren eignen sich als alleiniger Ersatz

oder in Verbindung mit Knochentransplantaten zur Überbrückung von Unterkieferkontinuitätsdefekten.

Ferner lassen sich zwei Ursachengruppen für das Versagen des rekonstruktionsplattengestützten Unterkieferersatzes herausarbeiten. Hierbei sind biologische Faktoren wie z. B. Alter des Patienten, Allgemeinerkrankungen, Grunddiagnose, Bestrahlungstherapie, die nur einer sehr bedingten Beeinflussung durch den Chirurgen unterliegen und biomechanische Faktoren wie z. B. Frakturen der Rekonstruktionsplatten und Lockerungen der Osteosyntheseschrauben zu nennen. Es galt diese mechanischen, durch den Chirurgen beeinflussbaren Schwächen im Verbund Schraube-Platte-Unterkiefer unter realitätsnahen Beanspruchungen aufzuzeigen und durch Designmodifikationen mechanische Belastungen im Verbundsystem deutlich zu reduzieren.

Aufbauend auf tatsächlich gemessenen kaufunktionellen Belastungen wurde eine Finite-Elemente-Simulation von Unterkieferkontinuitätsdefekten durchgeführt. Hierbei zeigte sich, dass eine flächenhafte Gestaltung der Rekonstruktionsplatte mit einer gleichzeitigen Vergrößerung des Osteosyntheseschraubendurchmessers auf 4 mm bei der Überbrückung des häufig vorkommenden Kieferwinkeldefektes gegenüber der konventionellen Rekonstruktionsplatte eine Verringerung der mechanischen Belastung um 61 % in der periimplantären Kompakta und um 92 % in der Rekonstruktionsplatte selbst bewirkt. Diese Designmodifikationen können nicht in jedem Fall auch in die Praxis umgesetzt werden, da anatomische Gegebenheiten ihre Anwendung limitieren können, so zeigen sie zumindest, dass eine Steigerung der mechanischen Stabilität durch relativ einfache Maßnahmen erzielbar ist.

Bei der Finite-Elemente-Spannungsanalyse des Kinndefektes konnten keine grenzwertigen Spannungen in den Komponenten (Rekonstruktionsplatte-Schraube-Knochen) nachgewiesen werden. Bei der Finite-Elemente-Simulation des Biegevorganges einer Standard-Titanrekonstruktionsplatte konnten sehr wohl Materialverformungen nahe der Bruchdehnung des Titans nachgewiesen werden, die unter zyklischen Belastungen zum Bruch der Rekonstruktionsplatte führen können. Aufbauend auf dieser Erkenntnis scheinen für den Kinndefekt

vorkonturierte, konfektionierte Rekonstruktionsplatten aus biomechanischen Überlegungen einen deutlichen Stabilitätsvorteil zu bieten.

Neben den etablierten oben beschriebenen Verfahren zum Unterkieferkontinuitätsersatz stellt die Transportosteogenese durch Distraction aufgrund erster Erfahrungsberichte eine dritte prinzipielle Möglichkeit zur Rekonstruktion des Unterkiefers dar. (Shvyrkov et al., 1995; Takahashi et al., 2002; Kessler et al., 2003). Kritisch gegenüber dieser Methode der Defektrekonstruktion bleibt anzumerken, dass der Patient häufig ambulante Vorstellungstermine wahrnehmen muss, bis der Defekt durch die Distractionsosteogenese komplett rekonstruiert ist. Ferner schließt sich eine Periode der Retention für ca. drei Monate an, in der der neu geschaffene Knochen ausreift und der Distraktor in der Mundhöhle bzw. extraoral verbleibt und eine deutliche Einschränkung der normalen Lebensgewohnheit für den Patienten darstellt. Der Distraktor muss im Rahmen eines Zweiteingriffes wieder entfernt werden. Des Weiteren erscheint die Rekonstruktion stark gebogener Unterkieferabschnitte wie z.B. Kieferwinkel- oder Kinnbereich recht schwierig. Im bestrahlten Knochen dürfte diese Methode kontraindiziert sein.

Zukünftige Konzepte zur Behandlung von Unterkieferkontinuitätsdefekten werden sicherlich bidirektional aufgebaut sein, um so neben den biomechanischen Faktoren auch die biologischen Faktoren in das Therapiekonzept zu inkorporieren.

Ein Lösungsansatz wäre das Aufbringen von Wachstumsfaktoren auf so genannte „scaffolds“ aus bioresorbierbaren Werkstoffen. Diese Systeme würden einerseits eine mechanische Stabilisierung der Unterkieferstümpfe und andererseits eine zeit- und mengengerechte Freisetzung von Wachstumsfaktoren am Ort der Wirkung bewirken, um so ungewollte systemische Effekte dieser Faktoren möglichst gering zu halten. Diese Wachstumsfaktoren sollen einen ebenfalls simultan implantierten synthetischen Knochenersatzstoff durch Osteokonduktion in Knochengewebe umwandeln (Sailer und Weber, 2000). Tierexperimentelle Studien zu dieser Fragestellung wurden bereits durchgeführt und haben ermutigende Ergebnisse gebracht

(Hollinger und Schmitz, 1987; Boyne, 1996; Merten, 1996; Kinoshita et al., 1997; Schliephake et al., 1998). Aufgrund der fortgeschrittenen Forschung im Hinblick auf die mit Wachstumsfaktoren unterstützte Knochenregeneration kann auf diesem Gebiet ein klinischer Durchbruch auch im Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie erwartet werden. Bei all den oben erwähnten Studien wurde der Defekt durch Osteosynthesysteme aus Metall, vornehmlich aus Titan stabilisiert, da die momentan auf dem Markt befindlichen, bioresorbierbaren Osteosynthesematerialien noch keine ausreichende Stabilität zur Defektüberbrückung der mechanisch hoch belasteten Mandibula besitzen (Pistner, 1999; Surronen, 2002; Stoelinga, 2003). Hier besteht auf materialtechnischer Seite noch Entwicklungsbedarf, gilt es doch, ein ausgewogenes Verhältnis zwischen Stabilität einerseits und Resorbierbarkeit andererseits zu finden. Somit kommt den in der vorliegenden Studie gefundenen biomechanischen Resultaten auch eine besondere Bedeutung bei der Verbesserung bzw. Entwicklung bioresorbierbarer Osteosynthesysteme zu, da das angewandte Verfahren der Finite-Elemente-Methode, die Identifikation von Schwachstellen im Rekonstruktionsplatten-Knochen-Verbund sowohl qualitativ als auch quantitativ erlaubt.

Ein weiteres Konzept könnte in der Anwendung von ex-vivo angezüchteten autologen Knochenzellen bestehen, die durch ein „tissue-engineering“ gestütztes Verfahren hergestellt werden. Erste experimentelle Ansätze wurden beschrieben (Meijer et al., 2000).

Weiteres Entwicklungspotenzial bietet der Einsatz der in der industriellen Fertigung gebräuchlichen CAD-Fertigungsweise, bei der von der bestehenden Unterkieferform durch CT-gestützten Datentransfer eine individuelle, alloplastische Rekonstruktionsplatte hergestellt wird. Erste experimentelle Ansätze über CAD-hergestellte individuelle Unterkieferresektionsprothesen zur Kontinuitätsdefektrekonstruktion aus Metall wurden beschrieben und haben die prinzipielle Eignung dieses Verfahrens bestätigt (Stojadinov et al., 1999). Einschränkend ist dabei der hohe apparative und materielle Aufwand zu erwähnen.

Die vorliegende Arbeit hat, aufbauend auf den tatsächlichen gemessenen Kaukräften, die mechanischen Schwachpunkte der momentan im klinischen Gebrauch befindlichen Rekonstruktionsplatten, die zur Kontinuitätsüberbrückung von Unterkieferdefekten angewandt werden, aufgezeigt. Hierbei konnten die Schwachpunkte des Verbundes Rekonstruktionsplatte-Knochen an klinisch typischen Unterkieferkontinuitätsdefekten identifiziert, lokalisiert und quantifiziert werden. In einem weiteren Schritt wurde durch Designmodifikationen der Rekonstruktionssysteme eine bis zu 92%ige Reduktion der mechanischen Belastungen in der Rekonstruktionsplatte nachgewiesen. Diese würde eine erhebliche Steigerung der Stabilität der Rekonstruktionssysteme bedeuten und so den Therapieerfolg nachhaltig positiv beeinflussen. Somit wäre eine deutliche Senkung der biomechanisch verursachten Therapiemisserfolge, die bis zu 10% betragen können, durch Designmodifikationen bestehender Rekonstruktionsplatten denkbar.

Aufbauend auf den vorliegenden Erkenntnissen scheint eine Evaluierung des neuen Rekonstruktionsplattendesigns im Tierexperiment sinnvoll.

Das moderne Untersuchungsverfahren der Finite-Elemente-Methode (FEM), ein in den Ingenieurwissenschaften angewandtes Verfahren, wurde in der vorliegenden Arbeit erfolgreich auf Belastungssituationen im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich transponiert. Die dabei gefundenen Übereinstimmungen zwischen Theorie (FEM) und Praxis (Klinik) machten deutlich, dass die Finite-Elemente-Analyse geeignet ist, in der weiteren Entwicklung von Osteosynthesematerialien wesentliche Einsparungen an Zeit und Material, insbesondere Tierexperimenten, zu ermöglichen.

6. Zusammenfassung

Im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich kommt dem Unterkiefer eine zentrale Bedeutung im Zusammenspiel von Funktion und Ästhetik zu. Tritt ein Kontinuitätsverlust des Unterkiefers ein, können Folgezustände resultieren, die z. B. über die Verlegung der Atemwege bis hin zu vitalbedrohlichen Situationen reichen können.

Eine Defektrekonstruktion des Unterkiefers sollte zur Vermeidung der akuten und chronischen Folgezustände deshalb stets erfolgen, entweder durch die Kombination eines osteoplastischen Vorgehens mit einem geeigneten Osteosyntheseverfahren oder aber ohne Einlagerung eines autologen Knochentransplantates nur mittels alloplastischer Überbrückung mit einem Rekonstruktionssystem.

Die angewandten Rekonstruktionssysteme müssen allerdings neben einer ausgezeichneten Biokompatibilität und einfachen Handhabung auf Dauer die Eigenschaft besitzen, den mechanischen Belastungen der kaufunktionellen Bewegungen widerstehen zu können.

Ziel der vorliegenden Studie war eine retrospektive Zusammenstellung der Ergebnisse von Unterkieferrekonstruktionen aus einem 10jährigen Zeitraum. Ferner sollten durch eine computergestützte Analyse die kaufunktionellen Beanspruchungen in den Rekonstruktionssystemen bei unterkieferresezierten Patienten bestimmt werden. Aufbauend auf diesen klinischen Ergebnissen war es Ziel einen realitätsnahen Unterkiefer in einem Finite-Elemente Software Programm zu generieren und virtuelle Belastungssituationen für mit Rekonstruktionsplatten überbrückte klinisch typische Unterkieferdefekte zu simulieren, um ausgehend von den ermittelten Daten Empfehlungen zu Designmodifikationen gegeben zu können.

Bei insgesamt 102 Patienten (w= 29, m= 73) war zwischen 1992 und 2002 eine Unterkieferkontinuitätsresektion durchgeführt worden. Das Durchschnittsalter betrug 55 Jahre und die mittlere Nachbeobachtungszeit waren 66 Monate. Bei 68 Patienten (66,7%) lag ein Plattenepithelkarzinom der Mundschleimhaut bzw. ein Rezidiv eines Plattenepithelkarzinoms vor. Die anatomischen Defektlokalisationen nach Jewer et al. (1989) traten wie folgt auf: L-Defekte

(52,0 %), CL-Defekte (23,5%), LCL-Defekte (13,7%), C-Defekte (5,8%), H-Defekte (4,0%) und CH-Defekte (1,0%).

Die Defektüberbrückung wurde bei 69 Patienten durch eine Rekonstruktionsplatte, bei 29 Patienten mit einer Titan-Miniplatte und bei 4 Patienten durch eine Endoprothese realisiert. Plattenassoziierte postoperative Komplikationen (Schraubenlockerung, Fraktur der Rekonstruktionsplatte, extra- bzw. intraorale Expositionen) traten bei 38 Patienten (37,3 %) auf. Dabei mussten Frakturen der Osteosyntheseplatten bzw. gelockerte Schrauben bei jeweils 5 Patienten registriert werden. Hinsichtlich der Erfolgsprognose bei unterschiedlichen Defektlokalisationen ließ sich keine statistisch gesicherte Abhängigkeit feststellen. Allerdings waren die Defektrekonstruktionen, die das Kinn mit einschlossen, mit nur 56% gegenüber Kieferwinkeldefekten mit 63% weniger erfolgreich. Sehr wohl ließ sich ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen einer erfolgreichen, plattengestützten Unterkieferrekonstruktion und dem Geschlecht der Patienten und einem Nikotinabusus nachweisen. Unabhängig war der Behandlungserfolg von der Art der weichgewebigen Rekonstruktion.

Unterkieferresezierte Patienten konnten eine mittlere Kaukraft von 80,7 N (\pm 45,0 N) im Molarenbereich entwickeln, wie in einer computergestützten Messung an 20 Patienten festgestellt wurde.

Auf Basis der ermittelten Daten wurde die dabei gemessene maximale Kaukraft als kaufunktionelle Belastung in einem virtuellen FE-Unterkiefermodell angenommen. Es wurden nun zwei häufige klinische Defekte L und C (nach Jewer et al., 1989) simuliert und mit Standard-Titan-Rekonstruktionsplatten, die jeweils durch drei bikortikal inserierte Osteosyntheseschrauben (M 2,7) befestigt waren, überbrückt. Als Randbedingungen waren festgelegt, dass sich die untersuchten Körper isotrop, linear elastisch und homogen verhalten. Ferner wurde eine Torsion der Mandibula ausgeschlossen. Nach Einleitung einer kaufunktionellen, unilateralen, realitätsnahen Belastung wurde die Festigkeitsbewertung der räumlichen Spannungszustände entsprechend der Vergleichsspannungshypothese nach von Mises durchgeführt. Bei der Berechnung der Belastungen für den L-Defekt zeigten sich Belastungsspitzen

innerhalb der Rekonstruktionsplatte als auch in der periimplantären Kompakta, die zum einen die Fraktur der Rekonstruktionsplatte und zum anderen die Lockerung der Osteosyntheseplatten unter wiederkehrenden zyklischen Belastungen erklären könnten.

Danach wurden einige Designmodifikationen an den Platten vorgenommen, die im Falle des Unterkieferwinkeldefektes tatsächlich zu einer verringerten Belastung sowohl im periimplantären Knochen als auch in der Platte selbst führten. Die Belastungen in der Platte konnten von 1363 Nmm^{-2} auf 95 Nmm^{-2} gesenkt werden. Für den Kinndefekt konnten keine verbesserten Plattenformen erreicht werden. Vielmehr kann es aufgrund der starken Biegung der Rekonstruktionsplatte, die die Kinnkurvatur imitiert, zu einer hohen Vordehnung von fast 20% kommen. Bei dieser großen Vordehnung können Mikrorisse im Material entstehen, die gerade unter dynamischen Belastungen zum Versagen der Struktur, d.h. zum Brechen der Rekonstruktionsplatte führen können. Hier scheinen sich gerade in der Herstellung von bereits vorkonturierten Platten, die sich an den verschiedenen Mandibulagrößen orientieren, noch entscheidende Stabilitätsreserven anzubieten.

Insgesamt ist es gelungen, das moderne Untersuchungsverfahren der Finite-Elemente-Methode (FEM), ein in den Ingenieurwissenschaften angewandtes Verfahren, auf Belastungssituationen im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich zu transponieren. Die dabei gefundenen Übereinstimmungen zwischen Theorie (FEM) und Praxis (Klinik) machten deutlich, dass die Finite-Elemente-Analyse geeignet ist, in der weiteren Entwicklung von Osteosynthesematerialien wesentliche Einsparungen an Zeit und Material, insbesondere Tierexperimente, zu ermöglichen.

7. Literaturverzeichnis

1. Acero J, Calderon Y, Salmeron JJ, Verdaguer JJ, Concejo C, Somacarrera ML: The behaviour of titanium as a biomaterial: microscopy study of plates and surrounding tissues in facial osteosynthesis. J Craniomaxillofac Surg 27 (1999) 117-123
2. Ardary W: Reconstruction of mandibular discontinuity defects using autogenous grafting and a mandibular reconstruction plate: a prospective evaluation of nine consecutive cases. J Oral Maxillofacial Surg 51 (1993) 125-130
3. Arden OL, Rachel JD, Marks SC, Dang K: Volume-length impact of lateral jaw resections on complication rates. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 125 (1999) 68-72
4. Arendts FJ, Sigolotto C: Mechanische Kennwerte des Human-Unterkiefers und Untersuchung zum „in-vivo“-Verhalten des kompakten Knochengewebes, ein Beitrag zur Darstellung der Biomechanik des Unterkiefers - Teil II. Biomed Technik 35 (1990) 123-130
5. Ashman RB, Van Buskirk WC: The elastic properties of human mandible. Adv Dent Res 1 (1987) 64-67
6. Atkinson HF, Shepherd RW: The masticatory movement of patients after major oral surgery. J Pros Dent 21 (1969) 86-91
7. Austermann KH, Becker R, Büning K, Machtens E: Titanium implants as a temporary replacement of the mandible. J Maxillofac Surg 5 (1977) 167-171

8. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R: The experimental verification of the efficacy of finite element modelling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 22 (1996) 104-110
9. Bardenheuer B: Resektion des Unterkiefers und Resektion des Oberkiefers. *Zbl Chir* 19 (1892), Beilage 32
10. Barsekow F, Ullrich B: Ist Palacos zum temporären Unterkieferersatz nach Tumorresektion geeignet? *Dtsch Zahnärztl Z* 43 (1988) 31-32
11. Blackwell KE, Buchbinder D, Urken ML: Lateral mandibular reconstruction using soft-tissue free flaps and plates. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 122 (1996) 672-678
12. Blackwell KE, Lacombe V: The bridging lateral mandibular reconstruction plate revisited. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 125 (1999) 988-993
13. Bloching MB: Abschätzung des relativen Tumorerkrankungsrisikos im oberen Aerodigestivtrakt durch kanzerogenitätsassoziierte Biomarker. *Med Habil Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg* 2001
14. Boennecken zitiert bei Hauptmeyer F: Über Schienenverbände und Prothese bei Kieferresektionen. In: Partsch C (Hrsg.): *Die chirurgischen Erkrankungen der Mundhöhle, der Zähne und Kiefer. Handbuch der Zahnheilkunde, Bd I*, Bergmann, Wiesbaden, 1917, S. 348-387
15. Boyd JB, Gullane PJ, Rotstein LE, Brown DH, Irish JC: Classification of mandibular defects. *Plast Reconstr Surg* 92 (1993) 1266-1275

16. Boyd JB, Muholland RS, Davidson J, Gullane PJ, Rotstein LE, Brown DH, Freeman JE, Irish JC: The free flap and plate reconstruction in oromandibular reconstruction: Long-term review and indications. *Plast Reconstr Surg* 95 (1995) 1018-1028
17. Boyne PJ: Restoration of osseous defects in maxillofacial casualties. *J Am Dent* 78 (1969) 767-776
18. Boyne PJ: Animal studies of application of rhBMP-2 in maxillofacial reconstruction. *Bone* 19 Suppl (1996) 83-92
19. Bredbenner TL, Haug RH: Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 90 (2000) 574-580
20. Brekelmans WA, Poort HW, Sloof TJ: A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* 43 (1981) 301-317
21. Burzlaff W: Untersuchungen zur Feinmotorik des Kauapparates mittels Ausscheidungen der sensiblen Afferenzen. *Med Diss Halle* (1968)
22. Carlsöö S: Nervous coordination and mechanical function of the mandibular elevators: An EMG study of the activity and anatomic analysis of the mechanics of the muscles. *Acta Odont Scand* 10 (Suppl 11) (1952) 43-49
23. Champy M, Lodde JP: Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 77 (1976) 971-976

24. Chueng LK, Samman N, Tong ACK, Tideman H: Mandibular reconstruction with the dacron urethane tray. A radiologic assessment of bone remodelling. *J Oral Maxillofac Surg* 52 (1994) 373-380
25. Conley JJ: The use of vitallium prosthesis and implants in the reconstruction of the mandible arch. *Plast Reconstr Surg* 8 (1951) 150-162
26. Cordeiro PG, Hidalgo DA: Conceptual considerations in mandibular reconstruction. *Clin Plast Surg* 22 (1995) 61-69
27. Cordeiro PG, Disa JJ, Hidalgo DA, Hu QY: Reconstruction of the mandible with osseous free flaps: a 10-year experience with 150 patients. *Plast Reconstr Surg* 104 (1999) 1314-1320
28. Cox DR, Oakes D: *Analyses of survival Data*. Chapman and Hall, Boston, 1984, S. 100-105
29. Cox T, Kohn MW, Impelluso T: Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 61 (2003) 481-487
30. Curtis DA, Plesh O, Miller AJ, Curtis TA, Sharma A, Schweitzer R, Hilsinger L, Schour L, Singer M: A comparison of masticatory function in patients with or without reconstruction of the mandible. *Head Neck* 19 (1997) 287-296
31. Cutright D, Hunsuck E, Beasley J. Fracture reduction using a biodegradable material, polylactid acid. *J Oral Surg* 29 (1971) 393-397

32. Davidson MJ, Gullane PJ: Use of reconstruction plate in complex tumor reconstruction. In: Yaremchuk MJ (Ed): Rigid fixation of the craniomaxillofac skeleton. Butterworth-Heinemann, Baltimore 1992, S. 612-619
33. Dette KE, Hoppmann I, Linke PG: Die Entwicklung der Kaukraft bei Kindern im Vorschulalter. Dtsch Zahn Mund Kieferheilk 59 (1972) 399-407
34. Discher MJ, Esclamado RM, Sullivan MJ: Indications for the A-O plate with a myocutaneous flap instead of revascularised tissue transfer for mandibular reconstruction. Laryngoscope 103 (1993) 1264-1248
35. Donath K, Röser K: Der Einheilungsmodus der Implantate und des Knochenersatzmaterials. In: Hahn W (Hrsg.): Dentale Implantate: Eine Neuorientierung. Hanser, München, 1996, S. 35-43
36. Dumbach J: Unterkieferrekonstruktion mit einem neuartigen Titangitter und autogener Spongiosa und Hydroxylapatit. Erste Ergebnisse. Dtsch Z Mund KieferGesichtschir 11 (1987) 52-58
37. Dumbach J, Rodemer H, Spitzer WJ, Steinhäuser EW: Mandibular reconstruction with cancellous bone, hydroxylapatite and titanium mesh. J Craniomaxillofac Surg 22 (1994) 151-155
38. Eckardt A, Kahre D: Polyurethane-coated dacron mesh tray for temporary mandibular reconstruction following resection of oral cancer: Clinical results. J Oral Maxillofac Surg 47 (1989) 21-24
39. Ehrenfeld M: Die freie und mikrochirurgische Unterkieferersatzplastik vom Beckenkamm. Ein experimenteller Vergleich zweier Methoden. Med Habil Tübingen 1989

40. Eichner K: Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 18 (1963) 915-924
41. Eppley BL, Sadove AM, Havlik RJ: Resorbable plate fixation in pediatric craniofacial surgery. Plast Reconstr Surg 100 (1997) 1-7
42. Farmand M: Die Unterkieferrekonstruktion. Eine kontinuierliche Herausforderung in der Kiefer-Gesichts-Chirurgie. Swiss Med 11 (1989) 7-21
43. Fernandez JR, Gallas M, Burguera M, Viano JM: A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. J Biomech 36 (2003) 329-337
44. Freitag V, Hell B, Fischer H: Experience with AO reconstruction plates after partial mandibular resection involving its continuity. J Craniomaxillofac Surg 19 (1991) 191-198
45. Frost HM: A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. Clin Orthop (1983) 286-292
46. Ganzer H: Knochenplastik bei Kieferschußverletzungen. Dtsch Mschr Zahnheilk 35 (1917) 354-356
47. Ganzer H: Die Kriegsverletzungen des Gesichts und Gesichtsschädels. JA Barth Leipzig, 1943
48. Gerlach KL, Nußbaum P: Elektrische Meßverfahren zur Bestimmung der Belastbarkeit des Unterkiefers bei Patienten mit vollbezahnten Gebiß. Dtsch Zahnärztl Z 39 (1984) 146-149

49. Gerlach KL: In-vivo and clinical evaluations of poly (L-lactide) plates and screws for use in maxillofacial traumatology. Clin Mater 13 (1993) 21-28
50. Gerlach KL, Schwarz A: Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. In J Oral Maxillofac Surg 31 (2002) 345-348
51. Grimm G: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Pathogenese der radiogenen Knochenschädigung am Unterkiefer erwachsener Kaninchen. Teil I: Morphologie und histochemische Befunde. Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 53 (1969) 307-335
52. Grimm G: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Pathogenese der radiogenen Knochenschädigung am Unterkiefer erwachsener Kaninchen. Teil II: Histometrische Befunde. Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 54 (1970) 352-362
53. Goertz M: Kaukraftmessungen auf piezoelektrischem Wege an Immediatprothesenträgern während einer 6wöchigen Inkorporationsphase. Med. Diss Göttingen 1987
54. Goldstein SA: The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. J Biomech 20 (1987) 1055-1061
55. Gullane PJ, Holmes H: Mandibular reconstruction: new concepts. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 112 (1986) 714-719
56. Gürlek A, Miller MJ, Jacob RF, Lively JA, Schusterman MA: Functional results of dental restoration with osseointegrated implants after mandible reconstruction. Plast Reconstr Surg 101 (1998) 650-655

57. Haber G: Kaudruckapparate, ihre Bedeutung und Verwendungsmöglichkeiten in der täglichen Praxis. Zahnärztl Rundschau 8 (1926) 125-129

58. Hahl zitiert bei Hauptmeyer F: Über Schienenverbände und Prothese bei Kieferresektionen. In: Partsch C (Hrsg.): Die chirurgischen Erkrankungen der Mundhöhle, der Zähne und Kiefer. Handbuch der Zahnheilkunde, Bd I, Bergmann, Wiesbaden 1917, S. 348-387

59. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC: Modelling of the mandible: A three-dimensional finite element study. J Biomech 25 (1992) 261-286

60. Hardtmann G, Pröschel P, Ott RW: Kaukräfte und maximale Kieferschließkräfte von Totalprothesenträgern vor und nach Bißhebung. Dtsch Zahnärztl Z 44 (1989) 26-29

61. Haug RH: Effect of screw number on reconstruction plating. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 75 (1993) 664-668

62. Hauptmeyer F: Über Schienenverbände und Prothese bei Kieferresektionen. In: Partsch C (Hrsg.): Die chirurgischen Erkrankungen der Mundhöhle, der Zähne und Kiefer. Handbuch der Zahnheilkunde, Bd I, Bergmann, Wiesbaden, 1917, S. 348-387

63. Hausamen JE, Neukam FW: Resection of tumors in tongue, floor of the mouth, and mandible: possibilities of primary reconstruction. In: Pape HD, Ganzer U, Schmidt, G (eds): Recent results in cancer research 134: Carcinoma of the oral cavity and oropharynx. Springer, Berlin, Hamburg, New York, 1994, S. 25-35

64. Hausamen JE: Tumorchirurgie. Dtsch Z Mund KieferGesichtschir 4 (2000) Suppl 1 142-155
65. Heidemann W, Gerlach KL: Anwendung eines resorbierbaren Osteosynthesystems aus Poly(D,L)laktid in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Dtsch Zahnärztl Z 57 (2002) 50-53
66. Heidemann W, Fischer JH, Koebeke J, Bussmann C, Gerlach KL: In-vivo-Untersuchungen zur Degradation von Poly-(D,L)Laktid- und Poly-(L-Laktid-co-Glykolid)-Osteosynthesematerial. Mund Kiefer Gesichtschir 7 (2003) 283-287
67. Hempowitz H: Analyse kieferorthopädischer Problemstellung mit Hilfe der Methode der Finiten Elemente. Med Diss Universität Ulm 1999
68. Henkey H: Zur Theorie plastischer Deformationen und der hierdurch im Material hervorgerufenen Nachspannungen. Theory of plastic deformation and thereby caused stress in the material. Z Ang Math Mech 4 (1924) 323-334
69. Hidalgo DA, Rekow A: A review of 60 consecutive fibula free flap mandible reconstructions. Plast Reconstr Surg 96 (1995) 585-592
70. Hidalgo DA, Pusic AL: Free-flap mandibular reconstruction: a 10-year follow-up study. Plast Reconstr Surg 110 (2002) 438-451
71. Hollinger JO, Schmitz JP: Restoration of bone discontinuities in dogs using a biodegradable implant. J Oral Maxillofac Surg 45 (1987) 594-600
72. Huber MT: Die spezifische Formänderungsarbeit als Maß der Anstrengung eines Materials. Czasopismo techniczne, Lemberg 20 (1904) 81-83

73. Huiskes R, Chao EY: A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech* 16 (1983) 385-406

74. Hutmacher D, Hürzeler MB, Schliephake H: A review of material properties of biodegradable and bioresorbable polymers and devices for GTR and GBR applications. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 11 (1996) 667-678

75. Ivy MD: Bone grafting for restoration of defects of the mandible. *Plast Reconstr Surg* 7 (1951) 333-341

76. Jewer DD, Boyd JB, Mantkelow RT, Zucker RM, Rosen IB, Gullane PJ, Rotstein LE, Freeman JE: Orofacial and mandibular reconstruction with the iliac crest free flap: a review of 60 cases and a new method of classification. *Plast Reconstr Surg* 84 (1989) 391-403

77. Kallela I, Laine R, Suuronen R, Izuka T, Lindqvist C: Sagittal split osteotomies stabilized with biodegradable polylactide screws: a clinical and radiological study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 27 (1998) 3-8

78. Kaplan EL, Meier P: Nonparametric estimation from incomplete observations. *J Am Statist Assoc* 53 (1958) 457-461

79. Kärcher H: Mikrochirurgischer Knochenersatz. *Mund Kiefer Gesichtschir (Suppl 1)* 4 (2000) 322-330

80. Kellman RM, Gullane PJ: Use of A.O. mandibular reconstruction plate for bridging of mandibular defects. *Otolaryngol Clin North Am* 20 (1986) 519-533

81. Kessler P, Schultze-Mosgau S, Neukam FW, Wiltfang J: Lengthening of the reconstructed mandible using extraoral distraction devices: report of five cases. *Plast Reconstr Surg* 111 (2003) 1400-1404

82. Kinoshita Y, Kobayashi M, Hidaka T, Ikada Y: Reconstruction of mandibular defects in dogs using poly (L-lactide) mesh and autogenic particulate cancellous bone and marrow: preliminary report. *J Oral Maxillofacial Surg* 55 (1997) 718-723

83. Kim MR, Donoff B: Critical analysis of mandibular reconstruction using AO reconstruction plates. *J Oral Maxillofac Surg* 50 (1992) 1152-1157

84. Klotch DW, Gump J, Kuhn L: Reconstruction of mandibular defects in irradiated patients. *Am J Surg* 160 (1990) 396-398

85. Klotch DW, Lindqvist C, Schusterman MA, Prein J: Reconstructive tumor surgery in the mandible. In Prein J (Hrsg.) *Manual of internal Fixation in the cranio-facial skeleton*. Springer Berlin, Hamburg, New York, 1998 S. 155-185

86. Klotch DW, Gal TJ, Gal RL: Assessment of plate for mandibular reconstruction: Has changing technology made a difference. *Otolaryngol Head Neck Surg* 121 (1999) 388-392

87. Knoll WD, Otte S: 3D-Modell eines Humanunterkiefers mit wirkenden Belastungen durch Muskel-, Gelenk- und prothetische Kaukräfte. Projektstudie, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, FB Ingenieurwissenschaften (2002)

88. Kober C, Sader R, Thiele H, Bauer HJ, Zeilhofer HF, Hoffmann KH, Horch HH: Ein modulares Software-Konzept für individuelle numerische Simulation (FEM) des menschlichen Unterkiefers. *Biomedizinische Technik* 45 (2000) 119-125
89. Kober C, Sader R, Thiel, Bauer HJ, Zeilhofer HF, Hoffman KH: Spannungsanalyse des menschlichen Unterkiefers. *Mund Kiefer GesichtsChir* 5 (2001) 114-119
90. Komisar A, Warman S, Danziger E: A critical analysis of immediate and delayed mandibular reconstruction using A-O plates. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 115 (1989) 830-833
91. Koriath TWP, Romilly DP, Hannam AG: Three dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Physical Anthropol* 88 (1992) 69-96
92. Koriath TWP, Versluis A: Modeling the mechanical behaviour of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 8 (1997) 90-104
93. Kronenthal R: Biodegradable polymers in medicine and surgery. In: Kronenthal R, Martin E (Hrsg.): *Polymers in Medicine and Surgery*. Plenum Press New York, London 1975, S. 119-137
94. Lavertu P, Wanamaker JR, Bold EL, Yetman RJ: The AO system for primary mandibular reconstruction. *Am J Surg* 168 (1994) 503-507
95. Leake DL, Rappoport M: Mandibular reconstruction: bone induction in an alloplastic tray. *Surgery* 72 (1972) 332-336

96. Lentrodt J, Fritze-meier CU, Bethmann I: Beitrag zur osteoplastischen Rekonstruktion des Unterkiefers. Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 9 (1985) 223-225
97. Lexer E: Die Verwendung der freien Knochenplastik. Verh Dtsch Ges Chir 2 (1908) 188-203
98. Lexer E: Ersatz von Unterkieferschussdefekten und Kinnaufbau. Dtsch Med Wschr 32 (1917) 1023-1025
99. Lindemann A: Über die Beseitigung der traumatischen Defekte der Gesichtsknochen. In Bruhn C (Hrsg.): Die gegenwärtigen Behandlungswege der Kieferschußverletzungen. Hefte IV-VI. Wiesbaden, 1916, S. 243-328
100. Lindqvist C, Söderholm AL, Laine P, Paatsama J: Rigid reconstruction plates for immediate reconstruction following mandibular resection for malignant tumors. J Oral Maxillofac Surg 50 (1992) 1158-1163
101. Ludwig P: Die Kraftentwicklung der Kaumusculatur und ihre sensorische Steuerung. Dtsch Zahnärztl Z 30 (1975) 797-802
102. Luhr HG: Ein Plattensystem zur Unterkieferrekonstruktion einschließlich des Gelenkersatzes. Dtsch Zahnärztl Z 31 (1976) 747-748
103. Luhr HG, Lentrodt J: The mandibular reconstruction system (MRS) in ablative tumor surgery. In: Yaremchuk M (Ed.): Rigid fixation of the craniomaxillofacial skeleton. Chapter 46. Butterworth-Heinemann, Boston, 1992, S. 595-604
104. Luhr HG: Entwicklung der modernen Osteosynthese. Mund Kiefer Gesichtschir (2000) 4 (Suppl1) 84-90

105. Mailath G, Stoiber B, Watzek G, Matejka M: Die Knochenresorption an der Eintrittsstelle osseointegrierter Implantate - ein biomechanisches Phänomen. Eine Finite-Element-Studie. Z Stomatol 86 (1989) 207-216
106. Marunick M, Mathes BE, Klein BB, Seyedsadr M: Occlusal force after partial mandibular resection. J Prosthet Dent 67 (1992) 835- 838
107. Marx RE, Johnson RP: Studies in the radiobiology of osteoradionecrosis and their clinical significance. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 64 (1987) 379-390
108. Maurer P, Holweg S, Schubert J: FEM-gestützte Untersuchung zur mechanischen Stabilität zweier ausgewählter Osteosynthesysteme bei der sagittalen Unterkieferosteotomie. Dtsch Mund KieferGesichtsChir 5 (2001) 343-347
109. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J: FEM supported study on the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. Br J Oral Maxillofac Surg 40 (2002) 76-83
110. Meijer GJ, de Bruijn JD, van Blitterswijk CA: Tissue Engineering of bone, the future. Z Zahnärztl Implantol 16 (2000) 207-211
111. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G: Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Impl Res 13 (2002) 334-341
112. Merten HA: Individuelle Unterkiefer-Ersatzosteoplastik mit einem biodegradierbaren Kunststofftray in Kombination mit autogenen Spongiosachips und temporärer Überbrückungsosteosynthese. Werkstoffkundliche und tierexperimentelle-histomorphologische

Untersuchung am Göttinger Miniaturschwein. Med Habil Schrift Göttingen
1996

113. Meyer C, Kahn JL, Boutemy P , Wilk A: Determination of the external forces applied to the mandible during various static chewing tasks. J Craniomaxillofac Surg 26 (1998) 331-341
114. Meyer C, Kahn JL, Lambert A, Boutemy P, Wilk A: Development of a static simulator of the mandible. J Craniomaxillofac Surg 28 (2000) 278-286
115. Meyer U, Vollmer D, Homann C, Schuon R, Benthaus S, Végh A, Felszegi E, Joos U, Pfiffkö J: Experimentelle und Finite-Elemente-Analyse der Biomechanik des Unterkiefers unter Belastung. Mund Kiefer GesichtsChir 4 (2000) 14-20
116. Meyer U, Terodde M, Joos U, Wiesmann HP: Mechanische Simulation von Osteoblasten in der Zellkultur. Mund Kiefer GesichtsChir 5 (2001) 199-204
117. Mises R v: Mechanik des festen Körpers im plastischen deformablen Zustand. Nachrichten der Kgl. Gesellschaft der Wissenschaften Göttingen. Math-phys. Klasse (1913) 582-592
118. Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T: Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. J Oral Rehab 27 (2000) 1073-1076
119. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T: Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. J Craniomaxillofac Surg 30 (2002) 170-177

120. Neukam FW, Esser E: Implantologie. Mund Kiefer Gesichtschir (Suppl 1) 4 (2000) 249-256

121. Nicholson RE, Schuller DE, Forrest LA, Mountain RE, Ali T, Young D: Factors involved in long- and short-term mandibular plate exposure. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 123 (1997) 217-222

122. Obwegeser H: Probleme und Möglichkeiten der Unterkieferresektion und gleichzeitiger Rekonstruktion auf dem oralen Operationsweg. Schweiz Mschr Zahnheilk 73 (1963) 830-840

123. Pape HD, Gerlach KL, Schippers C: Ergebnisse der Unterkieferrekonstruktion mit autogenen freien Knochentransplantaten. Fortschr Kiefer Gesichtschir 49 (1994) 79-81

124. Partsch C: Die Resektion des Unterkiefers. In: Partsch C (Hrsg.) Die chirurgischen Erkrankungen der Mundhöhle, der Zähne und Kiefer. Handbuch der Zahnheilkunde, Bd 1 Bergmann, Wiesbaden, 1917, S. 330-338

125. Payr E: Über osteoplastischen Ersatz nach Kieferresektion (Kieferdefekten) durch Rippenstücke mittels gestielter Brustwandlappen oder freier Transplantation. Zb Chir 36 (1908) 1065-1068

126. Plenk H, Zitter H: Materialkundliche Überlegungen. In Watzek G (Hrsg.): Enossale Implantate in der oralen Chirurgie. Quintessenz, Berlin, 1993, S. 63-100

127. Pichler H: Über Knochenplastik am Unterkiefer. Öst Ung Vschr Zahnheilk 33 (1917) 348-385

128. Pistner H, Kukiz P: Kieferschließkräfte nach kieferorthopädischer Vorbehandlung, Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen. Dtsch Zahnärztl Z 53 (1998) 528-531

129. Pistner H: Osteosynthese mit bioresorbierbaren Materialien. Entwicklung einer Schraube vom Werkstoff bis zur klinischen Anwendung. Einhorn-Presse, Reinbek, 1999, S. 35, S. 90

130. Pruim GJ, DeJongh HJ, TenBosch JJ: Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. J Biomechanics 13 (1980) 755-763

131. Raveh J, Stich H, Stutter F, Greiner R: New concepts in the reconstruction of mandibular defects following tumor resection. J Max Fac Surg 41 (1983) 3-16

132. Raveh J, Roux M, Sutter F: The lingual application of a reconstruction plate: a new method in bridging lower jaw defects. J Oral Maxillofac Surg 43 (1985) 735-739

133. Reichenbach E, Schönberger A: 50 Jahre Verwendung freier Knochentransplantate als Unterkieferersatz - Rückblick und Ausblick. Dtsch Zahn Mund Kieferheilk 26 (1957) 436-445

134. Reuther JF, Hausamen JE: Zur primären und sekundären Versorgung von Kinndefektfrakturen. Fortschr Mund Kiefer GesichtsChir 21 (1975) 215-218

135. Reuther JF, Mühling J: Rekonstruktive Möglichkeiten bei der infizierten Radioosteonekrose des Unterkiefers. Fortschr Kiefer GesichtsChir 29 (1984) 130-133

136. Reuther JF, Kübler NR: Die Wiederherstellung des Unterkiefers. Therapeutische Verfahren nach Kontinuitätsverlust durch Entzündung, Trauma, Tumor. Dtsch Ärzteblatt 96 (1999) 739-746
137. Riediger D: Recent trends in maxillofacial prosthetics. In Soutar DS, Tiwari R (Eds): Excision and reconstruction in head and cancer. Churchill Livingstone, London, 1994, S. 337-350
138. Rice JC, Cowin SC, Bowman JA: On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. J Biomech 21 (1988) 155-168
139. Rosenberg A, Gratz KW, Sailer HF: Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? Int J Oral Maxillofac Surg 22 (1993) 185-189
140. Rudman RA, Rosenthal SC, Shen C, Ruskin JD, Ifju PG: Photoelastic analysis of miniplate osteosynthesis for mandibular angle fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 84 (1997) 129-136
141. Rydygier v LR: Zum osteoplastischen Ersatz nach Unterkieferresektion. Zbl Chir 45 (1908) 1320-1322
142. Sailer HF, Weber FE: Knochenersatzmaterialien. Dtsch Mund KieferGesichtschir 4 Suppl (2000) 384-391
143. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER: The effectiveness of element downsizing on a three dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. J Oral Rehabilitation 26 (1999) 288-291

144. Sauer C: Demonstration eines Apparates zur Deckung der retrahierten Weichteile bei einem durch Böllerschuß verlorenen Unterkiefer. Dtsch Mschr Zahnheilk 1 (1883) 366-376
145. Schenk R, Willenegger H: Zur Histologie der primären Knochenheilung. Langenbecks Arch klein Chir 308 (1964) 440-451
146. Scheunemann H: Zur sekundären Osteoplastik nach temporärer Kinnrekonstruktion mit Silastik im jugendlichen Alter. Fortschr Kiefer Gesichtschir 25 (1979) 42-44
147. Schlegel D: Temporäre Fremdimplantate als Hilfsmittel der Therapie bei Kiefermalignomen. Dtsch Zahn Z 19 (1964) 776-783
148. Schliephake H, Neukam FW, Urban R: Titanbelastung parenchymatöser Organe nach Insertion von Titanschrauben. Dtsch Zahnärztl Implantologie 5 (1989) 180-182
149. Schliephake H, Neukam FW, Hausamen JE, Schmelzeisen R, Brachvogel P: Komplikationen bei Osteoplastiken des Unterkiefers nach Tumorresektionen. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 17 (1993) 121-123
150. Schliephake H, Jamil M, Knebel J: Experimental reconstruction of the mandible using polylactic acid tubes and basic fibroblast growth factor in alloplastic scaffolds. J Oral Maxillofac Surg 56 (1998) 616-626
151. Schliephake H, Jamil MU: Impact of intraoral soft-tissue reconstruction on the development of quality of life after ablative surgery in patients with oral cancer. Plast Reconstr Surg 109 (2002) 421-430
152. Schmelzeisen R, Rahn BA, Brennwald J: Fixation of vascularized bone grafts. J Craniomaxillofac Surg 21 (1993) 113-118

153. Schmoker R: Die Unterkieferrekonstruktion. Ein geschichtlicher Überblick. Swiss Med 12 (1990) 27-38

154. Schneider D: Vergleichende Materialprüfung von menschlichem Knochen und KALLOCRYL. Zahn Mund Kieferheilkd 76 (1988) 608-609

155. Schöning H, Emshoff R: Primary temporary AO plate reconstruction of the mandible. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 86 (1998) 667-672

156. Schuhmacher GH: Funktionelle Morphologie der Kaumuskulatur. VEB Gustav Fischer Verlag, Jena, 1961

157. Schulz S: Zur Versorgung tumorbedingter Kontinuitätsdefekte des Unterkiefers. Zahn Mund Kieferheilkd 68 (1980) 145-150

158. Schusterman MA, Reece GP, Kroll SS, Weldon ME: Use of the AO plate for immediate mandibular patients in cancer patients. Plast Reconstr Surg 88 (1991) 588-593

159. Shvyrkov MB, Sumarokov DD, Shamsudinov AH: Osteoplasty by local tissues. J Craniomaxillofac Surg 23 (1995) 377-381

160. Shibahara T, Noma H, Furuya Y, Takaki R: Fracture of mandibular reconstruction plates used after tumor resection. J Oral Maxillofac Surg 60 (2002) 182-185

161. Shpitzer T, Gullane P, Neligan P, Irish J, Freeman J, Van den Brekel M, Gur E: The free vascularized flap and the flap plate options: comparative results of reconstruction of lateral mandibular defects. Laryngoscope 111 (2000) 2056-2060

162. Skaloud F: Die Überbrückung von Unterkieferdefekten und Fixation von Bruchstücken durch Metallnagelung bei Mandibularesektionen. Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 19 (1953) 36-42
163. Siegmund C, Schimming R, Swaid S: Implant failure caused by screw head fractures - a new type of complication in a reconstruction plate: a case report. J Oral Maxillofac Surg 58 (2000) 909-910
164. Spencer KR, Sizeland A, Taylor GI, Wiesenfeld D: The use of titanium reconstruction plates in patients with oral cancer. Int J Oral Maxillofac Surg 28 (1999) 288-290
165. Söderholm AL, Lindqvist C, Skutnabb, Rahn B: Bridging of mandibular defects with two different reconstructions systems: A experimental study. J Oral Maxillofac Surg 49 (1991) 1098-1105
166. Söderholm AL, Rahn BA, Skutnab, Lindqvist C: Fixation with reconstruction plates under critical conditions: the role of screw characteristics. Int J Oral Maxillofac Surg 25 (1996) 469-473
167. Stellmach R: Die Wiederherstellungschirurgie der Mandibula im Rahmen von Tumoroperationen. Laryng Rhinol Otol 65 (1986) 57-61
168. Stoll P, Wächter R, Bähr W: Bridging lower jaw defects with AO plates: comparison of THORP and 3-DBRP systems. J Craniomax Surg 20 (1992) 87-90
169. Stoelinga P (2003) persönliche Mitteilung
170. Stojadinovic S, Eufinger H, Wehmöller H, Machtens E: One-step resection and reconstruction of the mandible using computer-aided techniques – experimental and clinical results. Mund KieferGesichtschir 3 Suppl (1999) 151-153

171. Suuronen R, Laine P, Pohjonen T, Lindqvist C: Sagittal split osteotomy fixed with biodegradable self-reinforced poly-L-lactide screws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 21 (1994) 303-308
172. Suzuki T, Kumagai H, Yoshitomi N, McGlumphy EA: Occlusal contacts of edentulous patients with mandibular hybrid dentures opposing maxillary complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14 (1999) 504-509
173. Svejda J, Domansky K: Das ossifizierende Fibrom des Unterkiefers. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* 23 (1955) 58-64
174. Sykoff V: Zur Frage der Knochenplastik am Unterkiefer. *Zbl Chir* 27 (1900) 881-890
175. Takahashi T, Fukuda M, Aiba T, Funaki K, Ohnuki T, Kondoh T: Distraction osteogenesis for reconstruction after mandibular segmental resection. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 93 (2001) 21-26
176. Terheyden H, Mühlendyck C, Feldmann H, Ludwig K, Härle F: The self adapting washer lag srew fixation of mandibular fractures: finite element analysis and preclinical evaluation. *J Craniomaxillofac Surg* 27 (1999) 58-67
177. Torsien AH, Kim SL, Kohn DH: Local material and mechanical properties of human mandibles. *J Dent Res* 73 (1994) 573
178. Urken ML, Buchbinder D, Weinberg H, Vickery C, Sheiner A, Parker R, Schaefer J, Som P, Shapiro A: Functional evaluation following microvascular oromandibular reconstruction of the oral cancer patient: A comparative study of reconstructed and non reconstructed patients. *Laryngoscope* 101 (1991a) 935-950

179. Urken ML, Weinberg H, Vickery C, Buchbinder D, Lawson W, Biller HF: Oromandibular reconstruction using microvascular composite free flaps. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 117 (1991b) 733-744

180. Urken ML, Buchbinder D, Costantino PD, Sinha U, Okay D, Lawson W, Biller HF: Oromandibular reconstruction using microvascular composite flaps. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 124 (1998) 46-55

181. Uhlig H: Über die Kaukraft. Dtsch Zahnärztl Z 8 (1953) 30-45

182. Van Eijden TMGJ, Brugman P, Weijs WA: Coactivation of jaw muscles: Recruitment order and level as a function of bite force direction and magnitude. J Biomechanics 23 (1990) 475-485

183. Van Minnen B, Nauta JM, Vermey A, Bos RRM, Roodenburg JLN: Long term functional outcome of mandibular reconstruction with stainless steel AO reconstruction plates. Br J Oral Maxillofac Surg 40 (2002) 144-148

184. Vickery LE, Latchford G, Hewinson J, Bellew M, Feber T: The impact of head and neck cancer and facial disfigurement on the quality of life in patients and their partners. Head and Neck 25 (2003) 289-296

185. Wagner W: Implantatmaterialien. In: Tetsch P (Hrsg.): Enossale Implantationen in der Zahnheilkunde. Hanser, München, 1991, S. 29-72

186. Wagner A, Krach W, Schicho K, Undt G, Ploder O, Ewers R: A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behaviour of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 94 (2002) 678-686

187. Wahlmann UW, Wagner W, Kuffner HD: Miniplattenfixierte freie und mikrovaskuläre Osteoplastik zur Rekonstruktion des Unterkiefers nach Tumorresektionen. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 39 (1994) 108-111
188. Waldhart E, Röthler G, Norer B, Puelacher W: Versorgung von Mittelgesichtsfrakturen. *Mund Kiefer Gesichtschir (Suppl 1)* 4 (2000) 118-125
189. Wang JS, Stohler CS: Textural properties of food used in studies of mastication. *J Dent Res* 69 (1990) 1546-1550
190. Wannfors K, Gazelius B: Blood flow in jaw bones affected by chronic osteomyelitis. *Br J Oral Maxillofac Surg* 29 (1991) 147-153
191. Wei FC, Celik N, Yang WG, Chen ICH, Chang YM, Chen HC: Complications after reconstruction and soft-tissue free flap in composite mandibular defects and secondary salvage reconstruction with osteocutaneous flap. *Plast Reconstr Surg* 112 (2003) 37-42
192. Weinländer M: Oberflächengestaltung enossaler Implantate. In: Watzek G, (Hrsg.): *Enossale Implantate in der oralen Chirurgie*. Quintessenz, Berlin, 1993, S. 101-130
193. Weischer T, Mohr C: Ten-year experience in oral implant rehabilitation of cancer patients: treatment concept and proposed criteria for success. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 14 (1999) 521-528
194. Wiltfang J: Osteosynthesesysteme in der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie. *HNO* 50 (2002) 800-811
195. Windhagen H, Thorey F: Die funktionelle Reaktion des Knochens auf mechanische Reize. *Z Zahnärztl Implantol* 16 (2000) 139-145

196. Wittenberg JM, Wittenberg RH, Hipp JA: Biomechanical properties of resorbable poly-L-lactide plates and screws: A comparison with traditional systems. *J Oral Maxillofac Surg* 49 (1991) 512-516
197. Wittkampf ARM, Starmans FJM: Prevention of mandibular fractures using constructional design principles. I. Computer simulation of human strength after segmental resections. *Int J Oral Maxillofac Surg* 24 (1995) 306-310
198. Wittkampf ARM, Starmans FJM, van Braber W: Prevention of mandibular fractures using constructional design principles. II. A tension strength test on beagle mandibles with two different types of segmental resections. *Int J Oral Maxillofac Surg* 24 (1995) 311-312
199. Wolff J: Das Gesetz der Transformation des Knochens. *Dtsch Med Wschr* 2 (1892) 1222-1224
200. Wolff KD, Ervens J, Herzog K, Hoffmeister B: Experience with the osteocutaneous fibula flap: an analysis of 24 consecutive reconstructions of composite mandibular defects. *J Craniomaxillofac Surg* 24 (1996) 330-338
201. Wustrow P: Prinzipielle Betrachtungen zur Bedeutung der physikalischen Grundlagen der Prothetik. *Z Stomat* 21 (1923) 299-309
202. Yi Z, Jian-Gou Y, Ling L, Fu-Yun Z, Guo-Cheng Z: Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg* 28 (1999) 445-450
203. Zwetygena N, Pinsolle J, Siberchicot F, Majoufre-Lefebvre C: Reconstruction of lateral defects with dynamic bridging plates. *Br J Oral Maxillofac Surg* 40 (2002) 307-312

8. Verzeichnis der Fachwörter

Elastizitätsmodul (E-Modul) E [Nmm^{-2}]

Innerhalb des Gültigkeitsbereiches des Hookeschen Gesetzes (elastischer Bereich) ist die relative Längenänderung eines Körpers der angreifenden Kraft direkt proportional. Die Proportionalitätskonstante wird als $1/E$ und E als der Elastizitätsmodul bezeichnet.

Hookesches Gesetz

Es besagt, dass eine Längenänderung L eines Körpers bei kleinen Kräften direkt proportional der verformenden Kraft F ist.

Querkontraktionszahl (Poisson-Zahl)

Im Gültigkeitsbereich des Hookeschen Gesetzes erfährt ein Körper bei Dehnung durch eine Kraft eine Änderung seiner Querdimension, die proportional zu seiner relativen Längenänderung (Dehnung) ist. Die Proportionalitätskonstante wird als Querkontraktionszahl (Poisson-Zahl) bezeichnet.

Randbedingungen

Randbedingungen bezeichnen in der Mechanik Festlegungen, die verhindern sollen, dass es zu Verschiebungen oder Drehungen eines Körpers in einem räumlichen Koordinatensystem kommt.

Zulässige Spannung σ [Nmm^{-2}]

Greift eine Kraft F im Gültigkeitsbereich des Hookeschen Gesetzes an einem Körper mit der Querschnittsfläche A an, so beschreibt die mechanische Spannung (Zugspannung) den Quotienten F/A .

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und
Plastische Gesichtschirurgie an der Martin-Luther-Universität Halle-
Wittenberg

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. Johannes Schubert)

Thesen der Habilitation

Klinische und computergestützte Studie zur Designoptimierung von Unterkieferrekonstruktionsplatten

Habilitation

zur Erlangung des Akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med. habil.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Dr. med. Dr. med. dent. Peter Georg Walter Maurer
geboren am 06.03.1965 in Saarlouis

9. Thesen

1. Der Mandibula kommt eine zentrale Rolle hinsichtlich der Funktion und Ästhetik im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich zu. Tritt ein Kontinuitätsverlust des Unterkiefers, bedingt durch Trauma, Tumor oder Entzündung ein, muss mit einer Verlegung der Atemwege, einer erschwerten Nahrungsaufnahme, einer insuffizienten Speichelretention, einer Beeinträchtigung der Sprache und einer ästhetischen Entstellung gerechnet werden.
2. Die Rekonstruktion der Defekte ist essentiell aufgrund der ausgeschlossenen Spontanregeneration und der entscheidenden Bedeutung des Unterkiefers, sowie zur Vermeidung von Folgezuständen des Unterkieferverlustes wie z.B. dem Rückgleiten der Zunge und des Mundbodens und der daraus resultierenden potentiellen Verlegung der Atemwege. Eine Defektrekonstruktion sollte entweder durch ein osteoplastisches Verfahren in Kombination mit einem geeigneten Osteosyntheseverfahren oder aber durch die alleinige alloplastische Überbrückung des Defektes mittels eines Rekonstruktionssystems ohne Einlagerung eines autologen Knochentransplantates stets angestrebt werden.
3. Gerade bei Patienten mit reduziertem Allgemeinzustand oder schwierig einzuschätzender Prognose bei Malignomerkrankung wird die Kontinuitätsüberbrückung mit alloplastischen Methoden aufgrund der kürzeren und damit weniger belastenden Operationsdauer favorisiert. Damit muss das Rekonstruktionssystem neben einer ausgezeichneten Biokompatibilität und einfachen Handhabung auf Dauer den mechanischen Belastungen der kaufunktionellen Bewegungen widerstehen können.
4. Ausgehend von klinischen Beobachtungen und Veröffentlichungen im internationalen Schrifttum, die über biomechanische Probleme des alloplastischen Ersatzes wie Frakturen der Rekonstruktionsplatten bei

unterkieferresezierten Patienten und Lockerungen der verwandten Osteosyntheseschrauben mit dem konsekutiven Verlust der Platten berichten, wurde die vorliegende Studie initiiert.

5. In einem Zeitraum von 10 Jahren (1992-2002) wurden bei 102 Patienten (w=29, m=73) Unterkieferkontinuitätsresektionen durchgeführt. Die anatomischen Defektlokalisationen nach Jewer et al. (1989) waren wie folgt: L-Defekte (n = 53; 52,0 %), CL-Defekte (n = 24; 23,5%), LCL-Defekte (n = 14; 13,7%), C-Defekte (n = 6; 5,8%), H-Defekte (n = 4; 4,0 %) und CH-Defekte (n = 1; 1,0%). Die Defektüberbrückung erfolgte bei 69 Patienten durch eine Rekonstruktionsplatte, bei 29 Patienten durch eine Titan-Miniplatte und bei 4 Patienten durch eine Endoprothese.
6. Rekonstruktionsplattenassoziierte Komplikationen traten in 39 % der Fälle auf. Erhöht war diese Komplikationsrate mit 44 % für Defekte, die das Kinn mit einschlossen. Die häufigsten Komplikationen sind die extraorale Exposition (n = 16; 15,7%), intraorale Exposition (n = 10; 9,8%), die extra-intraorale Exposition (n = 1; 1,0%), gelockerte Osteosyntheseschrauben (n = 5; 4,9%) und Frakturen der Osteosyntheseplatte (n = 5; 4,9%). Die Frakturen lagen alle im Bereich des Kinndefektes und traten frühestens nach 6 Monaten auf.
7. Statistisch kann ein erhöhtes Risiko für das Auftreten von plattenassoziierten Komplikationen bei Männern ($p=0,002$) und bei Rauchern ($p=0,004$) festgestellt werden. Statistisch gesicherte Zusammenhänge zwischen Defektlokalisation und plattenassoziierten Misserfolgen lassen sich nicht nachweisen. Auch konnte kein statistisch gesicherter Zusammenhang zwischen miniplattengestützter oder rekonstruktionsplattengestützter Defektüberbrückung nachgewiesen werden.

8. Zur Bestimmung der mechanischen Belastungen wurden Kaukraftmessungen an unterkieferresezierten Patienten ($n = 20$) durchgeführt. Sie ergaben eine mittlere Kaukraft von 80,7 N im Molarenbereich bei unterkieferresezierten Patienten. Der Spitzenwert für die anatomische Lokalisation bei alleiniger Defektüberbrückung durch eine Rekonstruktionsplatte betrug 132 N. Es handelte sich dabei um eine 77 %ige bzw. 55 %ige Reduktion gegenüber einem in der Literatur beschriebenen gesunden Kontrollkollektiv bei dem die gleiche Messmethodik angewandt worden war.
9. Durch das in den Ingenieurwissenschaften etablierte Verfahren der Finite-Elemente-Methode (FEM) wurden eine Mandibula virtuell modelliert und typische klinische Kontinuitätsdefekte simuliert. Folgende Kontinuitätsdefekte in der Klassifikation nach Jewer et al. (1989) wurden generiert: L (Unterkieferwinkeldefekt) und C (Kinndefekt).
10. Unter kaufunktionellen Beanspruchungen entstehen bei der Defektklasse L sowohl in der Rekonstruktionsplatte selbst als auch in der periimplantären Kompakta Belastungen, die die jeweiligen zulässigen Spannungen deutlich übersteigen und damit zu einem Versagen der Struktur (Fraktur der Rekonstruktionsplatte bzw. Schraubenlockerung) führen können.
11. Durch eine flächenhafte Gestaltung der Platte und eine Vergrößerung der eingesetzten Osteosyntheseschrauben auf 4 mm kann eine Reduktion der Belastungen um 61 % in der periimplantären Kompakta bzw. um 92% in der Rekonstruktionsplatte selbst erreicht werden.
12. Bei dem Defekt C, der das Kinn mit einschließt, werden die zulässigen Spannungen der jeweiligen Komponenten bei einer Kaukraft von 135 N nicht überschritten. Für diese Defektlokalisierung scheint die starke Biegung der Platte, die so die Kinnkurvatur imitiert, eine hohe Vordehnung von fast 20% hervorzurufen. Bei dieser großen Vordehnung können Mikrorisse in der

Rekonstruktionsplatte entstehen, die dann bei dynamisch wiederkehrenden Belastungen zum Versagen der Struktur (Bruch der Rekonstruktionsplatte) führen können.

13. Unter biomechanischen Stabilitätsaspekten erscheint ein flächenhaftes Rekonstruktionsplattendesign für den L-Defekt und eine Vergrößerung des Schraubendurchmessers sinnvoll. Für die Kinnregion könnten von der Industrie vorkonturierte Platten, die sich an den verschiedenen Mandibulagrößen orientieren, das zum Anlegen der Platte notwendige Biegen deutlich reduzieren. Hiermit wird eine übermäßige Vordehnung mit der konsekutiven Schwächung der Rekonstruktionsplatte vermieden.
14. Das moderne Untersuchungsverfahren der Finite-Elemente-Methode (FEM), ein in den Ingenieurwissenschaften angewandtes Verfahren, wurde in der vorliegenden Arbeit erfolgreich auf biomechanische Belastungssituationen im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich transponiert. Die dabei gefundenen Übereinstimmungen zwischen Theorie (FEM) und Praxis (Klinik) machen deutlich, dass die Finite-Elemente-Analyse geeignet ist, in der weiteren Entwicklung von Osteosynthesematerialien wesentliche Einsparungen an Zeit und Material, insbesondere Tierexperimenten, zu ermöglichen.

10. Anlagen

Lebenslauf

Name: Peter Georg Walter Maurer
Geburtsdatum: 06.03.1965
Geburtsort: Saarlouis
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: verheiratet
Schulbildung: 1971-1975 Grundschule Eppelborn
1975-1984 Johannes-Kepler-Gymnasium, Lebach
1984 Abitur
1984-1986 Wehrdienst (Gebirgsjäger), seitdem Reserveoffizier
Ausbildung: 1986-1992 Studium der Zahnheilkunde an der
Johannes-Gutenberg-Universität Mainz
Juli 1992 zahnärztliche Approbation
1993-1997 Studium der Medizin an der Martin-
Luther-Universität Halle-Wittenberg
14.02.1995 Promotion zum Dr. med. dent.
Juni 1999 ärztliche Approbation
17.12.2001 Promotion zum Dr. med.
08.01.2002 Facharztanerkennung
Beruflicher Werdegang: seit dem 01.11.1992 wissenschaftlicher Mitarbeiter
der Poliklinik und Klinik für Mund-, Kiefer- und
Plastische Gesichtschirurgie der Martin-Luther-
Universität Halle-Wittenberg
September 1995 – Oktober 1995 Hospitation im
Department of Plastic and Reconstructive Surgery,
Beth Israel Hospital, Boston, Harvard Medical School
seit dem 01.10.2002 Oberarzt
Halle, den 10.02.2004

Sebstständigkeitserklärung

Ich erkläre an Eides Statt, dass ich die vorliegende Habilitation selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Halle, den 10.02.2004

Dr. med. Dr. med. dent. Peter Maurer

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Johannes Schubert danke ich für die Anregung zum Thema und für die Weckung des wissenschaftlichen Interesses durch seine unzähligen Hinweise und Anregungen und seine stetige Unterstützung. Weiterhin möchte ich allen Mitarbeitern der Klinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie der Martin-Luther-Universität sowie dem von mir betreuten Doktoranden Roger Zais danken, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben.

Herrn Dr. ing. Wolf-Dietrich Knoll und Herrn Dr. ing. Siegfried Holweg gebührt mein Dank für die Einweisung in die Finite-Elemente-Methode und ihre Hilfestellung bei den computergestützten Analysen, die wesentlich zum Gelingen der vorliegenden Arbeit beigetragen haben.

Herrn Prof. Dr. ing. Siegfried Otte danke ich für seine erfrischenden, konzeptionell klaren und zielgerichteten Anmerkungen, die einen wichtigen Einfluss auf die Konzeption der Arbeit genommen haben.

Frau Dr. rer. nat. Christine Lautenschläger danke ich für die Beratung bei statistischen Fragestellungen.

Für die vielen konzeptionellen Anregungen und die Überlassung der computergestützten Kaukraftmessapparatur bedanke ich mich bei Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. Hans Pistner (Erfurt) herzlichst.

Für die Einführung in die wissenschaftliche Gedankenwelt danke ich Herrn Dr. med. dent. Dipl.-Phys. Ruppert Kehrler.

Herrn Dipl.-Kfm. Enno Kreuter danke ich für die Lay-out Hinweise.