Miniplatten versus Staples - biomechanische Untersuchung zur Stabilität von Frakturversorgungen im Angulus- und Korpusbereich der Mandibula

Thomas Wetzel 2007

Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie der Technischen Universität München Klinikum rechts der Isar

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. (UMF Temeschburg) H.-H. Horch)

Miniplatten versus Staplesbiomechanische Untersuchung zur Stabilität von Frakturversorgungen im Angulus- und Korpusbereich der Mandibula

Thomas Wetzel

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Zahnheilkunde (Dr. med. dent.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

- 1. Prof. Dr. Dr. H.-F. Zeilhofer, Universität Basel / Schweiz
- Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. (UMF Temeschburg)
  H.-H. Horch

Die Dissertation wurde am 25.10.2006 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 27.06.2007 angenommen.

Für meine Familie

# Inhaltsverzeichnis

InhaltsverzeichnisI			
1.	Einleitung	1	
2.	Einführung	2	
2.1.	Der Unterkiefer aus biomechanischer Sicht	2	
2.2. 2.2.1.	Frakturversorgung des Unterkiefers Miniplatten	3 3	
2.2.1.1	Andere Osteosyntheseverfahren am Unterkiefer	3	
2.2.1.2 2.2.1.3	Bisherige Erkenntnisse aus der Versorgung mit Miniplatten Material Stanles (NiTiNol)	4 4 5	
2.2.2.1	Bisherige Erfahrungen mit Staples	5	
2.2.2.2 2.2.2.3	Material der NiTiNol Staples Biologische Verträglichkeit	6 7	
2.2.3.	Intermaxilläre Fixation (IMF)	8	
2.3. 2.3.1.	Knochenheilung und der Einfluss des Osteosynthesematerials Allgemeines zur Knochenheilung	. 10 10	
2.3.1.1	Direkte Knochenheilung	12	
2.3.1.2 2.3.2.	Einfluss von Osteosynthesen auf die Knochenheilung und den Knochen	13	
2.3.3.	Prüfstände zur biomechanischen Untersuchung von Frakturversorgungen	15	
2.3.3.1	FEM-Simulation	15	
3.	Ziel der Arbeit	. 18	
4.	Material und Methoden	. 19	
4.1. 4 1 1	Material	. 19 10	
4.1.2.	Miniplatten	19	
4.1.3.	Mandibula- Modelle	19	
4.1.4.	Geräte und Programme	19	
4.3.	Methoden	. 20	
4.3.1.	Frakturierung der Unterkiefermodelle	20	
4.3.2.	Anbringung des Osteosynthesematerials	23	
4.3.2.1	Staples	23	

I

4.3.2.2	Miniplatten	26
4.3.3.	Prüfstand und Aufhängung der Unterkiefermodelle	28
4.3.4.	Messung der Spaltbildung	30
5.	Ergebnisse	. 33
5.1.	Vorversuche	. 33
5.1.1.	Reproduzierbarkeit der Versuche	33
5.1.2.	Einfluss des Musculus pterygoideus medialis (pm)	35
5.1.3.	Frakturversorgung in regio molares 6-7	35
5.1.4.	Frakturversorgung der Unterkieferwinkelfraktur	37
5.1.5.	Festlegung der Belastungschritte	40
5.1.6.	Durchführung der Hauptversuche	41
5.2.	Hauptversuche	. 42
5.2.1.	Korpus Fraktur regio molares 6-7	42
5.2.1.1	Vergleich des Bending in Abhängigkeit vom Belastungsort	42
5.2.1.2	Vergleich des Gapping in Abhängigkeit vom Belastungsort	43
5.2.1.3	Vergleich der Torsion in Abhängigkeit vom Belastungsort	44
5.2.1.4	Relativbewegung der Fragmente bei incisaler Belastung	45
5.2.1.5	Relativbewegung der Fragmente bei contralateraler Belastung	46
5.2.1.6	Relativbewegung der Fragmente bei ipsilateraler Belastung	47
5.2.2.	Kieferwinkelfraktur	48
5.2.2.1	Vergleich des Bending in Abhängigkeit vom Belastungsort	48
5.2.2.2	Vergleich des Gapping in Abhängigkeit vom Belastungsort	49
5.2.2.3	Vergleich der Torsion in Abhängigkeit vom Belastungsort	50
5.2.2.4	Relativbewegung der Fragmente bei incisaler Belastung	51
5.2.2.5	Relativbewegung der Fragmente bei contralateraler Belastung	52
5.2.2.6	Relativbewegung der Fragmente bei ipsilateraler Belastung	53
5.2.3.	Bestimmung des Instabilitätsfaktors	54
5.2.3.1	Instabilitätsfaktor für die Versorgung der Fraktur in regio molares 6-	754
5.2.3.2	Instabilitätsfaktor für die Versorgungen der Kieferwinkelfraktur	55
6.	Diskussion	. 56
6.1.	Versuchsaufbau	. 56
6.1.1.	Prüfstand	56
6.1.2.	Unterkiefermodelle	56
6.1.3.	Frakturerzeugung	57
6.1.4.	Messmethode	58
6.2.	Ergebnisse	. 59
6.3.	Staples	. 61

6.4.	Instabilitätsfaktor	63
6.4.1.	Instabilitätsfaktor der Korpusfraktur regio molares 6-7	63
6.4.2.	Instabilitätsfaktor der Kieferwinkelfraktur	64
7.	Zusammenfassung	65
8.	Literaturverzeichnis	67
9.	Abbildungsverzeichnis	77
10.	Herstellerverzeichnis	80
11.	Anhang	81
11.1.	Röntgenbilder von versorgten Unterkieferwinkelfrakturen	
11.2.	Rontgenblider von versorgten Korpustrakturen in regio molares 6-7	82
12.	Danksagung	83
13.	Lebenslauf	84

### 1. Einleitung

Von den Frakturen am Gesichtsschädel betreffen 70% den Unterkiefer ([82]). Damit sind diese die häufigsten vorkommenden Frakturen in dieser Region. Nach einer amerikanischen Studie stehen die parasymphysialen Frakturen an erster Stelle (35%), gefolgt von den Korpus- und Kieferwinkelfrakturen (21% und 15 %) [53]. Dabei ist der Kieferwinkel besonders bei direkter Gewalteinwirkung betroffen (27%), während der Korpus des Unterkiefers häufiger nach Schussverletzungen betroffen ist (36%).

Ein retinierter dritter Molar erhöht das Risiko einer Kieferwinkelfraktur [37]. Der Knochen ist an dieser Stelle anatomisch bedingt schmaler und wird zusätzlich durch den im Knochen liegenden Zahn geschwächt. Dadurch kann es auch bei physiologischen Belastungen zu einer spontanen Fraktur kommen.

Dieser hohe Anteil der Unterkieferfrakturen und die Komplexität des Kausystems [77] machen es erforderlich, die vorhandenen Osteosynthesematerialien hinsichtlich ihrer Stabilität und Applikation weiter zu verbessern [62].

Seit Kurzem stehen Staples aus Formgedächtnismaterial zur Verfügung, welche von unterschiedlichen Autoren bereits erfolgreich sowohl im Mittelgesichtsbereich [60] als auch am Unterkiefer eingesetzt wurden [15]. Dabei traten keine Wechselwirkungen mit dem umliegenden Gewebe auf und es konnte ebenfalls eine ausreichende Stabilität erreicht werden. Ferner war die kontinuierliche kompressive Krafteinwirkung auf die zu behandelnde Fraktur förderlich für eine primäre Knochenheilung. Zudem erwiesen sich die Staples als einfach zu applizieren.

Das Formgedächtnismaterial, aus welchem die hier verwendeten Staples bestehen, ermöglicht eine Aufbiegung der Klammerarme nur im gekühlten Zustand, zum Beispiel nach der Applikation von Eisspray. Nach dem Einbringen in die präparierten Bohrlöcher bewegen sich diese bei der Körpertemperatur wieder in ihre Ausgangsposition zurück (sog. Memory-Effekt) und sorgen somit für Kompression und Fixation der Fraktur.

### 2. Einführung

## 2.1. Der Unterkiefer aus biomechanischer Sicht

Der Unterkiefer ist der einzige bewegliche Knochen des Gesichtsschädels. Deshalb ist er vielen unterschiedlichen Belastungen aus verschiedenen Richtungen ausgesetzt. Daher weisen die Spongiosa und die Kompakta des Unterkiefers eine geeignete Form auf, um diese Kräfte aufzufangen. Die Dicke der äußeren Knochenschicht, der Kompakta, ist am Kieferwinkel dünner und nimmt in Richtung Unterkieferkörper zu [43]. Die Spongiosaelemente haben sich trajektoriell angeordnet, wie in der Abbildung 1a dargestellt, sodass sie nur in axialer Richtung auf Druck und Zug belastet werden. Im alveolären Anteil verläuft das Zugtrajektorium und im basalen Anteil das Drucktrajektorium.

Der Unterkiefer wird durch viele unterschiedliche Muskeln und Sehnen stabilisiert. Dadurch ergibt sich für die Spannungen und Belastungen im Unterkiefer eine belastungsfreie Zone, welche normalerweise durch den Kanal des Nervus alveolaris inferior verläuft (Abbildung 1b) [85].

Daraus ergibt sich, dass der größte Anteil der Kräfte auf den unteren und oberen Bereich der Mandibel wirkt. Dies bedingt die Einhaltung einiger Grundsätze für eine stabile Frakturversorgung, die im Folgenden dargestellt werden sollen. Aufgrund der speziellen biomechanischen Situationen ist die Versorgung einer interforaminalen Fraktur mit je einer Mini- und Microplatte ausreichend stabil [22]. Eine so gestaltete Fixation würde an anderer Stelle im Unterkiefer, zum Beispiel am Korpus, nicht die notwendige Stabilität aufweisen.



Abbildung 1: a) das Trajektoriensystem und b) belastungsfreie Zone und Kraftrichtungen [85]

### 2.2. Frakturversorgung des Unterkiefers

### 2.2.1. Miniplatten

Miniplatten sind heute die Standardversorgung bei Unterkieferfrakturen [80]. Die unterschiedlichen Miniplatten-Systeme sind einander in ihren Eigenschaften vergleichbar. Die Wahl des Materials ist von den Präferenzen des Operateurs abhängig [17]. Eine Versorgung mit Miniplatten wird an den die Fraktur begrenzenden Bohrlöchern am höchsten belastet [71]. Nach Saka et al. [75] brauchen die dabei verwendeten Schrauben nicht dicker als 2,0mm und nicht länger als 7mm sein, um eine stabile Fixierung zu erhalten.

## 2.2.1.1 Andere Osteosyntheseverfahren am Unterkiefer

Neben den Versorgungsmöglichkeiten mit Miniplatten gibt es Zugschrauben, Stellschrauben, Kompressionsplatten, Rekonstruktionsplatten, Adaptationsplatten, locking-system-Platten [1,41], pencil-bone-Platten [7] und Zespol-Platten [45].

Ein Problem der bisherigen Miniplattenosteosynthese ist die in der Heilungsphase und danach mögliche Lockerung der Schrauben, besonders bei einer längeren Liegezeit. Diese treiben dann im Gewebe und können Entzündungen verursachen. Alpert et al. haben hierfür ein so genanntes locking system getestet. [1] Dabei besitzen die Syntheseschrauben ein weiteres Gewinde am Schraubenkopf, durch welches sie an der Platte fixiert werden und sich somit nicht mehr lockern können.

Pencil-bone-Platten wurden eingesetzt, um frakturierte atrophische Unterkiefer zu behandeln [7]. Mit dieser Platte wurden 16 Frakturen bei 14 Patienten versorgt, wobei in einem Fall eine Wundheilungsstörung auftrat. Das Sprechen, das Schlucken und das Kauen der Patienten war postoperativ fast unverändert möglich. Ebenso war es den Patienten möglich, ihre Prothesen zu tragen.

Es gibt neben den aus einer metallischen Legierung bestehenden Osteosynthesematerialien auch resorbierbare Systeme. Im Bereich der Gelenkwalzenfraktur werden beispielsweise unter anderem PDS-Pins eingesetzt, die im Körper resorbiert werden und somit eine Entfernung unnötig machen [66].

## 2.2.1.2 Bisherige Erkenntnisse aus der Versorgung mit Miniplatten

Die Frage nach dem geeignetsten Zugang für die operative Versorgung mittels Miniplatten wird unterschiedlich beurteilt.

Nach einer Studie von Ellis weist die Versorgung von Unterkieferfrakturen mit Miniplatten über einen intraoralen Zugang eine geringe Komplikationsrate auf [18]. Barthelemy et al. [4] untersuchten 114 Patienten mit Unterkieferwinkelfrakturen, die sie mit Miniplatten über einen transbuccalen Zugang versorgten. Sie stellten eine geringe Komplikationsrate fest, sodass die Methode gemeinhin als verlässlich betrachtet werden kann.

Die Versorgung mit Miniplatten eignet sich nach Choi et al. [9] und Schug et al. [80] auch für zahnlose und atrophierte Unterkiefer. Dabei teilten sie die Atrophien in die von Luhr et al. [63] festgelegten Klassen ein.

### 2.2.1.3 Material

Früher bestanden die Miniplatten hauptsächlich aus Edelstahl, der in der letzten Zeit aufgrund besserer mechanischer Eigenschaften und der sehr guten biologischen Verträglichkeit [44] durch Titan ersetzt wurde. Ein weiterer Vorteil des Titans, welcher auch die Verträglichkeit beeinflusst, ist die Bildung einer oberflächlichen Oxidschicht, die sog. Passivierung, wodurch es inert wird [61]. Dabei erreicht man mit aus Titan bestehenden Miniplatten dieselbe Stabilität wie mit aus anderen Materialien bestehenden Platten, insbesondere wenn man bei der Anbringung der Miniplatten nach dem Prinzip von Champy vorgeht [69].

Die Titan-Miniplatten weisen nach Gebrauch keine Veränderungen in der Mikrostruktur auf. Unterschiede zu den ungebrauchten Vergleichsplatten ergaben sich bei den mechanischen Eigenschaften [93]. Das heißt, die gebrauchten Platten reagieren auf angreifende Kräfte unterschiedlich im Vergleich zu den unbenutzten.

Eine Kombination von Titan und Edelstahl ist ebenfalls möglich. Wachter et al. [95] untersuchten Platten aus Titan mit Schrauben aus Edelstahl an Schafen. Sie stellten eine leichte Korrosion der Schrauben fest, aber keine Fremdkörperreaktion im umliegenden Gewebe.

### 2.2.2. Staples (NiTiNol)

### 2.2.2.1 Bisherige Erfahrungen mit Staples

Drugaz [15] publizierte über den klinischen Einsatz von Staples, welche aus einer Ti50Ni48Co1.3 Legierung bestanden, zur Versorgung von Unterkieferfrakturen. Dabei wurden von ihm insgesamt 77 Patienten, die 93 Frakturen aufwiesen, mit 124 Klammern versorgt. Es traten postoperativ 5 Infektionen auf. Die Klammern waren einfach zu applizieren und sorgten für eine stabile Fixation der Fragmentteile.

Laster et al. versorgten eine instabile zygomaticomaxilläre Fraktur mit einer 10 mm langen Formgedächtnis-Klammer (Laster Staple) bei einer 74 jährigen Frau [60]. Mit dem Staple, der aus einer Ti50Ni45 Legierung herstellt wurde, wurde die Fraktur der sutura zygomaticofrontale stabilisiert. Dazu wurden zwei 5mm tiefe Bohrlöcher in gleichem Abstand auf beiden Seiten der Frakturfragmente in Richtung der Dislokation mit einem Bohrer von 1,5mm Durchmesser angebracht. Der Staple wurde in steriler, geeister Kochsalzlösung auf 0 bis 4 °C gekühlt. Nach der Aufdehnung des Staples erfolgte die Applikation und eine Auflage mit einem in Kochsalzlösung getränkten Tupfer zur schnelleren Erwärmung des Staples. Es wurden keine Wundheilungsstörungen beobachtet. Als Vorteile der Versorgung mit Staples wurden die stabile Fixation, die stetig einwirkende Kompression auf den Bruchspalt, die Unterstützung der primären Wundheilung, das niedrige Profil des Staples und die einfache Applikation genannt.

Bei einer Untersuchung der Stabilität von Unterkieferfrakturen, welche mit Drahtosteosynthesen, Miniplatten oder Klammern versorgt wurden [87], wurde die höchste Stabilität bei der Applikation von Miniplatten festgestellt. Es folgten die Versorgungen mit Staples und mit Drahtosteosynthesen.

### 2.2.2.2 Material der NiTiNol-Staples

In der vorliegenden Arbeit wurden Staples verwendet, die den so genannten Einwegeffekt aufweisen. Das bedeutet, dass von außen eine Kraft zugeführt werden muss, um die Klammern in ihrer Form zu verändern [24] (siehe Abbildung 3: von (2) zu (3)).

Bei der Abkühlung der Staples mit einem Kältespray auf ca. -5 °C verändert sich im Material die Gitterstruktur vom Austenit zum Martensit. In dieser Form können die Klammerarme des Staples in der gewünschten Art und Weise aufgebogen und in die vorbereiteten Bohrlöcher eingebracht werden. Bei Wiedererwärmung des Staples kommt es durch einen erneuten Phasenübergang zum Austenit. Dieser Vorgang ist in Abbildung 3 schematisch dargestellt. Da der Staple sich im Knochen, beziehungsweise im Material der Unterkiefermodelle nur teilweise in seine ursprüngliche Form zusammenziehen kann, wirkt die verbleibende Rückstellkraft als Kompression auf den Frakturspalt (Abbildung 2).



Abbildung 2: a) Staple aufgebogen (Martensit) und b) Staple eingebracht (Austenit)



Abbildung 3: Schematische Darstellung der Gitterzustände von Formgedächtnismaterial[24]

# 2.2.2.3 Biologische Verträglichkeit

Die Formgedächtnislegierung weist eine gute Bioverträglichkeit auf.

Drugaz et al. [15] untersuchte die Gewebeproben von 58 Patienten, welche mit Klammern aus shape-memory alloy versorgt wurden. Dabei konnten keine histologischen Veränderungen festgestellt werden.

Yang et al. [98] konnte nach dem Versorgen von 8 Patienten mit shape-memory alloy Staples keine Fremdkörperreaktion feststellen.

Ebenso stellten Bensmann et al. [5] keine pathologischen Veränderungen des menschlichen Gewebes fest, nachdem sie NiTi-Klammern nach einem Verleiben von 6 bis 16 Monaten entfernten.

NiTi führt zu einer höheren Knochendichte als Edelstahl oder eine Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung [49].

Für die in dieser Arbeit verwendeten Staples wurde eine gute Biokompatibilität und Osseointegration im Hundemodell bewiesen [51, 74].

### 2.2.3. Intermaxilläre Fixation (IMF)

Vor Einführung der Plattenosteosynthese wurde die intermaxilläre Fixation über eine Schuchardt-Schiene als alleiniges Mittel zur Versorgung von Unterkieferfrakturen eingesetzt. Nachdem die Plattenosteosynthese verfügbar war, wurde diese hauptsächlich zur Versorgung von Unterkieferfrakturen verwendet. Die IMF wird heute als Hilfsmittel, in Form von Kunststoffschienen oder Minischrauben und Häkchen, zur Korrektur und Reposition von Frakturen verwendet, bevor die definitive Osteosynthese durchgeführt wird.

Bei der intermaxillären Fixation werden Drahtschienen in Ober- und Unterkiefer eingepasst und befestigt. Danach werden diese beiden Schienen miteinander starr oder elastisch verbunden. Eine völlige Immobilisation wird dadurch nicht erreicht, da die an dem Unterkiefer ansetzenden Muskeln beim Gähn- und Schluckreflex zu teilisometrischen Bewegungen führen. Deshalb kommt es auch bei einer mandibulomaxillären Verschnürung zu Mikro- und Relativbewegungen [85].

Die intermaxilläre Fixation kann zum einen als alleiniges therapeutisches Mittel eingesetzt werden, um eine zufriedenstellend reponierte oder gering bis gar nicht dislozierte Fraktur innerhalb der Zahnreihe zur Ausheilung zu bringen. Dabei muss allerdings die Verschnürung über einen längeren Zeitraum von dem Patienten geduldet werden [82].

Bei der übungsstabilen Versorgung mittels Miniplatten oder Staples wird die Frage nach einer IMF unterschiedlich bewertet.

Fordyce et al. [26] sehen den Nutzen in der intermaxillären Verschnürung bei Patienten mit geringer Compliance, bei denen davon ausgegangen werden muss, dass sie die erforderliche flüssige Diät nicht einhalten werden, oder bei einer zusätzlichen beidseitigen Collumfraktur und bei unerfahrener Assistenz während der Operation. Treten diese Kriterien nicht ein, so ist ihnen zufolge eine übungsstabile Versorgung mit Miniplatten ohne eine anschließende Fixation das Mittel der Wahl.

Drugaz et al. [15] hat bei seinen Versorgungen von Unterkieferfrakturen mittels Staples auf eine IMF vollständig verzichtet, was keine Komplikationen zur Folge hatte.

#### 2. Einführung

Die IMF als alleinige Therapie einer Unterkieferfraktur wird heute meistens bei einer klinischen oder vom Patienten ausgehenden Ablehnung einer Operation verwendet. Des Weiteren kann sie bei einer Grünholzfraktur, wie sie bei Kindern auftritt, verwendet werden. Diese Frakturen sind meist nur äußerst gering disloziert, weil das bei Kindern noch dickere Periost den Knochen zusammenhält. Wen et al. [96] belegten in einer Studie, dass die Knochenheilungsrate sowie die postoperative Komplikationsrate nach einer Unterkieferfrakturversorgung mit einem intermaxillären Schienenverband nicht größer sind als bei einer Schienung mit Miniplatten. Als Nachteile der mandibulomaxillären Verschnürung führen Wen et al. die schlechtere occlusale Relation, die geringere Mundöffnung und den hohen Gewichtsverlust durch die Diät an. Des Weiteren wird das marginale Parodontium durch die interdentalen Drähte geschädigt. Ein weiterer Nachteil ist die Einschränkung der Mundhygiene durch einen intermaxillären Schienenverband, wodurch die Zähne eine schädigende Demineralisation erfahren können [82].

- 2.3. Knochenheilung und der Einfluss des Osteosynthesematerials
- 2.3.1. Allgemeines zur Knochenheilung

Die Knochenheilung verläuft prinzipiell entsprechend der Heilung im Weichgewebe. Nach der Hämatombildung und der entzündlichen Reaktion, welche eine Aktivierung des Komplementsystems zur Folge hat, wird das nekrotische Gewebe abgebaut. Danach laufen proliferative Wachstumsvorgänge ab, welche hauptsächlich von den morphogenetischen Knochenproteinen, die zur TGF-ß Gruppe gehören, gesteuert werden [81]. Diese Proteine sind neben der Knochen- und Knorpelneubildung auch für die Angiogenese verantwortlich. Dadurch bildet sich ein Kallus, der aus Granulationsgewebe besteht. Die Bildung des Kallus wird durch eine Minimierung der Bewegungsfreiheit am Frakturspalt gefördert [6], die durch eine möglichst genaue Reposition erreicht wird [70]. Dieser Kallus wird durch Bindegewebe ersetzt. Die Osteoblasten-spezifischen Proteine werden während dieses Prozesses bei physiologischer Belastung vermehrt ausgeschüttet. Bei einer hyperphysiologischen Belastung kann es zu Dedifferenzierungen der Osteoblasten kommen [65], wodurch die Knochenneubildung vermindert wird.

10 Tage nach Entstehung der Fraktur beginnen sich Hydroxylapatitkristalle in das Osteoid einzulagern. In der darauf folgenden Zeit wird der normale Bau des Knochens durch unterschiedliche Aktivitäten der Osteoklasten und Osteoblasten wieder hergestellt. Dabei wird durch das Remodeling der Knochen an seine funktionelle Beanspruchung angepasst. Das Längenwachstum des Knochens ist mehr von systemisch zirkulierenden Faktoren abhängig. Das Dickenwachstum hingegen wird zu einem Großteil von der mechanischen Beanspruchung gesteuert [28]. Wichtig bei der Versorgung von Frakturen ist eine Ruhigstellung, um einer Pseudoarthrosenbildung vorzubeugen. Eine funktionelle Belastung des frakturierten Knochens muss für ein physiologisches Remodeling vorhanden sein [81]. Das Osteosynthesematerial sollte Mikrobewegungen zulassen, da diese vor allem in den ersten vier Wochen postoperativ einen positiven Einfluss auf die knöcherne Regeneration im Frakturspalt haben [33, 55, 97]. Scherbewegungen fördern dabei die knöcherne Regeneration mehr als reine axiale Bewegungen [67]. Eine steife Osteosynthese verschlechtert die Knochenheilung [3]. Ebenfalls ist eine möglichst genaue Reponierung wichtig für eine komplikationslose Knochenheilung, da sich der Heilungsprozess verzögert, je größer der Bruchspalt ist [12]. Ab einem Abstand von 2 mm der Frakturfragmente zu einander wird die Heilung negativ beeinflusst [11].

Nach 4 bis 6 Wochen kann mit einer ausreichenden Stabilität der Fraktur gerechnet werden [81]. Eine radiologische Untersuchung einer Unterkieferfraktur sollte bei jüngeren Patienten 5 Wochen und bei älteren 9 Wochen nach der Operation vorgenommen werden. Eine homogene Knochenstruktur kann nach drei Monaten festgestellt werden [50].

# 2.3.1.1 Direkte Knochenheilung

Entdeckt wurde dieses Prinzip der Knochenheilung 1937 von Krompecher bei einer Ratte, welche einen Defekt im embryonalen Schädeldach aufwies. Da dieses in sich stabil ist, heilte der Defekt direkt ohne die Bildung von Kallus aus (Abbildung 4). Daraus schloss Krompecher, dass man dieses Prinzip auch bei anderen Frakturen anwenden könne, indem man diese Stabilität künstlich erzeugt [85].

Diese Form der Knochenheilung setzt eine exakt reponierte Fraktur voraus. Sie ist deshalb nur in wenigen Fällen anzutreffen.

Erreichen kann man dies durch operative Darstellung der Fraktur, wobei die Fraktur passgenau adaptiert und dann mit einer Kompressionsplatte versorgt wird. Eine weitere wichtige Voraussetzung für die Knochenheilung ist eine ausreichende Blutversorgung, welche durch eine direkte Osteosynthese des corticalen Knochens gefördert wird [88].



Abbildung 4: Primäre Knochenheilung [81]

## 2.3.1.2 Indirekte Knochenheilung

Die indirekte Knochenheilung tritt bei dem Großteil aller Frakturen auf. Dabei wird der Defekt am Knochen zuerst mit Kallus überbrückt (Abbildung 5). Dieser wird dann zunächst durch unverkalktes Osteoid ersetzt, welches zunehmend verkalkt und anschließend knöchern durchbaut wird. Der Kallus ist ein Produkt von innerer und äußerer Knochenhaut, Havers-Kanälen und Mark.



Abbildung 5: Sekundäre Knochenheilung [81]

2.3.2. Einfluss von Osteosynthesen auf die Knochenheilung und den Knochen

Die Osteosynthesen sind bei der Versorgung von Frakturen in der Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie unverzichtbar geworden. Sie stabilisieren die Fraktur, schützen sie vor einer Überbelastung und ermöglichen ein schnelles und weitgehend komplikationsloses Ausheilen [47]. Des Weiteren beugen sie einer Pseudoarthrosenbildung vor.

Es bieten sich Platten an, die eine primäre Knochenheilung unterstützen und eine frühzeitig Mobilisierung des Patienten ermöglichen.

Diese Platten können den Knochen verändern. Nach Anbringung einer Platte an den Unterkiefer verändert sich das Belastungsmuster im Knochen, da die Platte eine höhere Steifigkeit besitzt als der Knochen [92]. Bei längerem Verbleib einer Platte am Unterkiefer kommt es durch die daraus resultierende Verminderung der Belastung auf den Knochen zu strukturellen Umbauten im Knochen [14]. Werden nun größere Platten verwendet, können diese zudem durch die große Kraft, mit der die Platte am Unterkiefer anliegt, zu einer Druckatrophie, vor allem des darunter liegenden Knochens, führen [45]. Zudem werden Durchblutungsstörungen des Knochens beobachtet, welcher nicht vom Periost überwachsen werden kann [36].

Ein spontanes Ausheilen von Frakturen ohne eine Osteosynthese ist auch möglich [35]. Dafür wurden die folgenden unterschiedlichen Voraussetzungen festgestellt, unter denen dies der Fall sein kann. Es darf die Fraktur nicht oder nur leicht disloziert sein, die Okklusion muss normal oder prätraumatisch sein, die Gesichtssymmetrie soll erhalten sein, röntgenologisch muss eine Fraktur ohne Dislozierung nachgewiesen werden , Ödeme und Hämotome im Gebiet der Fraktur dürfen nur einen geringen Umfang haben und Schmerzen dürfen nur beim Kauen auftreten.

Als Therapie schlägt Guerrissi vor, dass der Patient nur weiche Kost und flüssige Diät zu sich nehmen darf, ihm ein Öffnen des Mundes verboten ist, bei ihm eine orale antibakterielle Säuberung vorgenommen werden sollte und er analgetisch therapiert werden muss. Dieses genannte Therapiekonzept führt zu einer spontanen sekundären Knochenheilung. Hauptsächlich wird dieses Therapiekonzept bei Grünholzfrakturen, die bei Kindern auftreten, angewendet. Der Knochen befindet sich im Wachstum, weshalb das Periost dicker ist als bei Erwachsenen und so eine Fraktur stabilisiert. Zudem könnte eine Versorgung mit Miniplatten oder anderen den Knochen fixierenden Osteosynthesematerialien das Knochenwachstum behindern beziehungsweise zu Fehlbildungen führen. 2.3.3. Prüfstände zur biomechanischen Untersuchung von Frakturversorgungen

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Prüfstand zur biomechanischen Untersuchung von Frakturversorgungen verwendet. Solche standardisierten Prüfmaschinen werden in der Literatur häufig beschrieben [2, 38, 42, 84, 99].

Duda et al. [16] haben einen Prüfstand entwickelt, bei dem das mastikatorische System durch Drähte simuliert wird, welche am Unterkiefermodell ansetzten und die physiologischen Belastungen nachbilden.

Meyer et al. [64] haben einen statischen Simulator entwickelt. Dabei wurden folgende Eigenschaften festgelegt: Es wird angestrebt, 11 Kaumuskeln so physiologisch wie möglich zu simulieren. Die temporale Komponente des oberen Zahnbogens wird reproduzierbar gestaltet und das Gerät soll auf die unterschiedlichen Unterkiefergrößen und Bezahnungen anpassbar sein. Es ist geplant, dass Kaubewegungen ausführbar sind und dabei der Unterkiefer gut erreichbar ist. Ferner wird erstrebt, dass die intraartikulären als auch die Summe aller von außen applizierten Kräfte gemessen werden können.

# 2.3.3.1 FEM-Simulation

Neben den Prüfmaschinen gibt es auch die Möglichkeit, die Versuche ausschließlich durch eine Computersimulation durchzuführen. Diese Finite- Element- Methode ist ein numerisches Verfahren zur näherungsweisen Lösung von Differentialgleichungen mit Randbedingungen.

Feller et al. [21] haben mit dieser Methode ein computergestütztes Modell entworfen, um die Belastung der Platten zu messen, welche für eine Versorgung einer Kieferwinkelfraktur benutzt wurden. Danach wurden von ihm in einer weiteren Studie die Daten von 277 Patienten, die zusammen 293 Unterkieferwinkelfrakturen aufwiesen, erhoben und mit den vorher ermittelten Werten in Bezug gesetzt. Das Ergebnis ist eine Aussage über die Komplikationsrate bei Patienten in Abhängigkeit von der Stabilität der verwendeten Platte.

Gallas Torreira et al. [30] entwickelten ein dreidimensionales, auf der Finite-Element-Methode basierendes Computermodell des Unterkiefers. Der Unterkiefer wurde in zwei Standard-Traumasituationen dargestellt. Die einwirkende Kraft und die dadurch verursachten Frakturen wurden dargestellt. Dadurch können Frakturen vorhergesagt werden, wenn die Richtungen der auf den Unterkiefer eingewirkten Kräfte bekannt sind.

Hart et al. [39] erstellten über Berechnungen ein Modell eines teilbezahnten Unterkiefers. Dann wurde das bilaterale und unilaterale Zusammenbeißen simuliert und dabei die mechanische Antwort des Unterkiefers auf die Belastung berechnet.

Kober et al. [56] entwickelten eine numerische Simulation des menschlichen Unterkiefers. Dieses Modell wurde dann erweitert, um bei bekannter Krafteinwirkung die Frakturen vorauszusagen [57].

Eine Darstellung der Belastungen in einem Unterkiefermodell entwickelten Korioth et al. [58]. Dabei benutzten sie computertomographische Bilder eines getrockneten humanen Unterkiefers, um finite Elemente zu erstellen.

Rozema et al. [73] entwickelten ein Computermodell, in welchem Ober- und Unterkiefer, die Kaumuskulatur und das temporomandibuläre Gelenk als Einheit dargestellt werden. Es wurden unterschiedliche Applikationsweisen von Platten und Schrauben bei Unterkieferfrakturen untersucht mit dem Ziel, diese zu optimieren.

Fernández [23] führte eine Studie durch, in welcher er die Belastungsfelder eines zwischen den incisivi frakturierten und mit Platten versorgten Unterkiefers untersuchte. Das Modell wurde anhand von finiten Elementen erstellt.

Eine Simulation über finite Elemente des elastischen Verhaltens des Unterkiefers unter Last wurde auch erstellt, wobei sich die numerische Darstellung der komplexen Geometrie als schwierig erwies [13]. Es zeichnet sich ab, dass die rein computergestützten Untersuchungsmethoden zunehmen. Diese Art der Forschung hat den Vorteil, dass sie ohne die erforderlichen Materialien durchgeführt werden kann, welche nötig sind, um an einem Prüfstand zu arbeiten. Des Weiteren ist es möglich, die Parameter, wie beispielsweise unterschiedliche Osteosynthesematerialien, Unterkieferformen und Versorgungsmethoden der Frakturen, den Versuchsbedingungen individuell anzupassen und so viele verschiedene Gegebenheiten zu simulieren. Ferner werden weniger Patienten für einige Studien benötigt.

Trotz der genannten Vorteile ist allerdings zu beachten, dass diese Modelle den Verhältnissen in vivo nur nahe kommen, diese aber nicht vollständig wiedergeben können. Deshalb ist eine Prüfung der in vitro ermittelten Ergebnisse durch klinische Studien notwendig.

# 3. Ziel der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die vergleichende Untersuchung der biomechanischen Stabilität von Unterkieferkorpus und Kieferwinkelfrakturen, die entweder mit Miniplatten oder mit Klammern aus Formgedächtnismaterial osteosynthetisiert wurden.

Dabei wurden auch unterschiedliche Applikationsmöglichkeiten der beiden Osteosynthesematerialien am Kieferwinkel untersucht. Hierfür wurden die Kieferwinkelfrakturen mit zwei und drei Staples sowie mit zwei Miniplatten und einer Miniplatte versorgt.

Die Versuche wurden an einem biomechanischen Prüfstand, "Mandibulator", durchgeführt.

Um die Stabilität der Osteosynthesen beurteilen zu können, wurden die Auslenkungen der Frakturfragmente gegeneinander unter bestimmten Belastungen gemessen. Die Bewegungen wurden dabei aufgeteilt in Bending, Gapping und Torsion. Die Messung erfolgte über die Auswertung der Aufnahmen von zwei Kameras mit Hilfe eines Motion-Capturing-Programms, um die Bewegungen der Frakturfragmente zueinander im dreidimensionalen Raum darstellen zu können.

# 4. Material und Methoden

- 4.1. Material
- 4.1.1. Staples
  - NiTi Staple, Madibular, 8 mm Länge (NORMED, Tuttlingen, D) [I]
  - Greifzange (NORMED, Tuttlingen, D) [I]
  - Aufbiegezange (NORMED, Tuttlingen, D) [I]
  - Bohrer: Durchmesser: 1,5 mm; Bohrtiefe: 7,0 mm (NORMED, Tuttlingen, D) [I]
  - Kältespray (-50°C) (orbis°dental, Offenbach, D) [II]

# 4.1.2. Miniplatten

- Titan Plate, 4 holes, straight, without stem Sys. 2.0 (NORMED, Tuttlingen, D) [I]
- Titan Plate, 6 holes, straight, without stem Sys. 2.0 (NORMED, Tuttlingen, D) [I]
- Titan Screw 2,0 x 9 mm, Cross- Lock, MINI 2.0 (NORMED, Tuttlingen, D) [I]
- Bohrer: Durchmesser: 1,7 mm; Bohrtiefe: 8 mm (NORMED, Tuttlingen, D) [I]
- Schraubenzieher: Schlitzschraubenzieher

# 4.1.3. Mandibula- Modelle

Sawbone Mandibles: Typ 1337, solid foam, bestehend aus Polyurethan (Sawbone Europe, Malmö, SW) [III]

# 4.1.4. Geräte und Programme

- Kamera: Sony TRV 900E (Sony Deutschland GmbH, Köln, D) [V]
- Sony Memory Adaptor Card (Sony Deutschland GmbH, Köln, D) [V]
- Sony Memory Stick 64MB (Sony Deutschland GmbH, Köln, D) [V]
- "Mandibulator" Spezialprüfstand

- Motion-Capturing-Programm: SIMI°Motion (Version: 6.0):
  2D/3D- Bewegungsanalyse
  (SIMI Deality Mation Systems Crabil L Interachlai8 haim D
  - (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim, D) [IV]
- Legosteine: quadratisch (LEGO GmbH, München, D) [VI]
- Bohrgerät: MICROMOT 50/E (PROXXON GmbH, Niersbach, D) [VII]

4.2.

- 4.3. Methoden
- 4.3.1. Frakturierung der Unterkiefermodelle

Zur Frakturerzeugung wurde das Unterkiefermodell an der entsprechenden Stelle am Alveolarfortsatz mit einer diamantierten Trennscheibe angesägt. Danach wurde der Unterkiefer mit einer Zange entlang der Sägelinie fixiert und gebrochen, um einen möglichst standardisierten Bruchverlauf zu erreichen. Ebenso wichtig war es, ein möglichst den Gegebenheiten in vivo sich darstellendes Bruchgebirge zu erzeugen.

Hierfür wurde eine neue Methode zur Frakturerzeugung am Unterkieferkorpus gewählt, um dem Bruchgebirge *in vivo* möglichst nahe zu kommen. Dazu wird der Kiefer an der entsprechenden Stelle mit einer diamantierten Trennscheibe auf der Innenseite Z- förmig angesägt. Die bis dato angefertigten Frakturen hatten eine Oberflächenstruktur, die eher einer Osteotomie entsprach als einer Fraktur. Die so erhaltenen Frakturen wurden mit drei Staples versorgt, einer entsprechenden Prüfung im Mandibulator unterzogen und die Ergebnisse ausgewertet. Die nachfolgenden Graphen (Abbildung 6) zeigen die Werte bei einer Versorgung mit drei Staples mit dem angepassten Bruchgebirge im Vergleich zu den einfach gebrochenen Frakturen.

Für die Frakturen mit dem angepassten Bruchgebirge ergaben sich im Vergleich zu den Frakturen mit ebenen Frakturflächen geringere Winkeländerungen für das Bending unter incisaler und contralateraler Belastung.

![](_page_30_Figure_1.jpeg)

Abbildung 6: Darstellung des Bendings unter incisaler, contralateraler und ipsilateraler Last: linke Spalte die Werte für das angepasste Bruchgebirge und rechte Spalte die der ebenen Fraktur

ebene Frakturflächen

Aufgrund dieser Messwerte wurde in den Hauptversuchen das künstliche Bruchgebirge an den Unterkiefermodellen erzeugt.

Je zwei Bilder zeigen in der untenstehenden Abbildung 7 die Unterschiede der Frakturen auf.

![](_page_31_Picture_3.jpeg)

Abbildung 7: Darstellung des stärker verzahnten Bruchgebirges im Vergleich zu der durch einfaches Brechen hergestellten Fraktur von vestibulär a1) und b1) und lingual a2) und b2)

Ein weiterer Vorteil ist, dass sich diese Fraktur sehr genau reproduzieren lässt, da durch das Ansägen von der lingualen Seite das Bruchmuster vorgegeben wird.

# 4.3.2. Anbringung des Osteosynthesematerials

# 4.3.2.1 Staples

Zur Anbringung des Osteosynthesematerials wurden für die 8mm langen Staples (Abbildung 8a) in einem genau definierten Abstand von 9,8 mm jeweils ein Bohrloch mit einem Spezialbohrer (Abbildung 8b) an jedem Frakturfragment präpariert. Der Abstand wurde so gewählt, damit trotz der gegebenen Porosität der Unterkiefermodelle die Klammer eine ausreichende Kompression ausübt. Danach wurde der Staple mit der Greifzange aufgenommen und mit einem Eisspray abgekühlt.

Im Anschluss daran wurden die Klammerarme des Staples mit der Biegezange so aufgebogen, dass sie einen 90° Winkel mit dem Steg bildeten. Anschließend wurde der Staple mit seinen Klammerarmen in die Bohrlöcher eingebracht. Bei Erwärmung des Staples bewegten sich die Klammerarme in ihre Ausgangsposition zurück und fixierten dadurch sich selbst und die Fraktur.

Der Vorgang ist in den Abbildungen 7-9 bildlich dargestellt.

![](_page_32_Picture_6.jpeg)

![](_page_32_Picture_7.jpeg)

Abbildung 8: a) Bohrer für Staples und b) Nahaufnahme von einem 8mm langen Staple

![](_page_32_Picture_9.jpeg)

Abbildung 9: a) Greifzange für Staples, b) Nahaufnahme des Zangenmauls und c) Staple mit der Greifzange aufgenommen

![](_page_33_Picture_1.jpeg)

Abbildung 10: a) Aufbiegezange und b) Aufbiegevorgang eines Staples nach Kühlung mit Eisspray

![](_page_33_Picture_3.jpeg)

![](_page_33_Picture_4.jpeg)

Abbildung 11: a) Nahaufnahme von einem rechtsseitig aufgebogenen Staple und b) Applikation des Staples in das UK-Modell

Abschließend wurden Röntgenkontrollen in lateraler und frontaler Ebene angefertigt (Abbildung 12). Die radiologische Dokumentation dieser Fraktur ist im Anhang 11.1. und 11.2. zu sehen.

![](_page_34_Picture_2.jpeg)

Abbildung 12: Röntgenbilder einer mit drei Staples fixierten Kieferwinkelfraktur a) von lateral und b) von frontal

### 4.3.2.2 Miniplatten

Die Anbringung der Miniplatten wurde, den Ergebnissen Campys [8] folgend, durchgeführt. Zuerst wurden die Miniplatten (Abbildung 13a) entsprechend des Kieferverlaufs der jeweiligen Bruchstelle vorgebogen. Nach Auflegen der vorbereiteten Platte auf den Unterkiefer wurden zuerst die den Frakturspalt begrenzenden Bohrlöcher mit einem Spezialbohrer (Abbildung 13b) präpariert und im Sinne einer Kompression mit leicht nach innen versetzten Schrauben versorgt. Die Kommpressionskraft von Miniplatten auf die Frakturenden beträgt dabei maximal 5N [52]. Im Anschluss erfolgte die Präparation der äußeren Bohrlöcher mit zentral gesetzten Schrauben. Die genaue Positionierung der Miniplatten für die jeweilige Fraktur wird in 5.1.3. und 5.1.4. geschildert.

![](_page_35_Picture_3.jpeg)

Abbildung 13: a) 4-Loch-Miniplatte und b) Bohrer für die Miniplatten und c) Schraube für die Miniplatten
Nach Versorgung der Kieferwinkel- und der Korpusfraktur mit Miniplatten wurde von je einem Kiefer ein Röntgenbild aus frontaler und lateraler Sicht angefertigt, um den Sitz zu kontrollieren. Nachfolgend ist in der Abbildung 14 eine Kieferwinkelfrakur zu sehen, welche mit einer auf der linea obliqua befestigten 6-Loch-Miniplatte und mit einer am kaudalen Ende des Frakturspaltes abgebrachten 4-Loch-Miniplatte versorgt wurde.



Abbildung 14: Röntgenbilder einer mit zwei Miniplatten versorgten Kieferwinkelfraktur a) von lateral und b) von frontal



# 4.3.3. Prüfstand und Aufhängung der Unterkiefermodelle

Abbildung 15: Prüfstand mit Kameras, Steuereinheit und Computer für die Auswertung

Die Testung des shape-memory Osteosynthesematerials und der herkömmlichen Miniplatten erfolgte am Mandibulator (Abbildung 15), einem Spezialprüfstand zur Testung biomechanischer Lastfälle am Unterkiefer [78]. Die Unterkiefer wurden im Prüfstand nach unten über ein Stahlseil fixiert. Der genaue Verlauf des Seils ist der Abbildung 16 zu entnehmen. Dabei befand sich das Stahlseil ca. 1 cm ventral des Kieferwinkels. Diese Stahlschlaufe simulierte den stabilisierenden Einfluss der Kaumuskulatur auf den Unterkiefer in vivo.



Abbildung 16: Darstellung der Aufhängung eines Unterkiefermodells a) von frontal und b) von lateral

Die Kondylen der Unterkiefermodelle wurden beidseitig in Kunststoffschalen eingebracht, welche die Fossae articulares simulierten. An den drei ausgewählten Belastungsorten wurden Nylonseile angeschlungen, welche über leicht laufende Rollen mit kraftgesteuerten Antrieben verbunden waren. Durch diese wurden dann nach kaudal gerichtete Kräfte auf das Unterkiefermodell ausgeübt. Die Größe der einwirkenden Kraft wurde rechnergestützt gesteuert. Es wurden folgende Belastungen angelegt: Die Grundlast betrug 10N und wurde zu Anfang einer Messung angelegt, damit die Zugseile gespannt waren und der Unterkiefer im Prüfstand fixiert war. Danach wurde in sechs Schritten die Last um jeweils 10N erhöht, wodurch sich eine Gesamtbelastung von 70 N ergab.

#### 4.3.4. Messung der Spaltbildung

Für die Messung der Auslenkung der Frakturfragmente zueinander gab es unterschiedliche Möglichkeiten.

In der vorliegenden Arbeit erfolgte die Messung optometrisch. Dafür wurden die Kiefer in der Ausgangslage und bei jedem Belastungsschritt mit Digitalkameras photographiert. Der Winkel zwischen den optischen Achsen der beiden Kameras muss dabei zwischen 60° und 120° liegen. Sie werden deshalb auch als frontale und laterale Kamera bezeichnet.

Da sich die Bewegungen bzw. die Auslenkungen der Frakturfragmente gegeneinander dreidimensional im Raum darstellen, wurde jedes Fragment mit einem quadratischen Würfel als Referenz versehen.

Die digitalen Bilder der Unterkiefermodelle im Prüfstand und das errechnete Koordinatensystem wurden in ein Motion-Capturing-Programm (Simi Motion°) (Abbildung 17) importiert. Im Programm wurden die Eckpunkte der Referenzkörper markiert, wofür ein Mindestkontrast von Referenzkörper zur Umgebung vorhanden sein musste [78]. Dadurch konnte ein dreidimensionales Koordinatensystem entlang der Würfelkanten aufgespannt werden.





Abbildung 17: a) Tracking (Setzen der Punkte für das Koordinatensystem) frontal und b) Tracking lateral



Abbildung 18: Setzen der Strecken für die Bestimmung der Relativbewegung der Frakturfragmente a) frontal und b) lateral

Mithilfe dieses Programms wurden die Rohdaten der Bewegungen der Frakturelemente zueinander berechnet. Dafür mussten die in Abbildung 18 zu sehenden Strecken gesetzt werden. Über diese drei Strecken, welche in die drei Richtungen des Raumes zeigen, wurden die Relativbewegungen der Frakturfragmente gemessen. Aus diesen Rohdaten wurden wiederum in einer Excel-Tabelle anhand unten stehender Formeln die eigentlichen Auslenkungsparameter des Frakturspaltes, nämlich Bending, Gapping und Torsion, berechnet:

Gapping
$$\arccos\left(\frac{\cos(D)}{\sqrt{\cos^2(D) + \cos^2(C)}}\right)$$
Bending $\arcsin\left(\frac{\cos(A)}{\sqrt{\cos^2(A) + \cos^2(B)}}\right)$ Torsion $\arcsin\left(\frac{\cos(E)}{\sqrt{\cos^2(E) + \cos^2(F)}}\right)$ 

Das Simi Motion<sup>°</sup> errechnet die Verschiebungen von zwei zueinander gehörigen Strecken. Diese drei Verschiebungen werden jeweils mit zwei Winkeln dargestellt. Dabei stehen die Buchstaben A-F für die jeweiligen Winkel. Diese Winkel wiederum werden mit den oben stehenden Formeln in die jeweiligen Auslenkungstypen umgerechnet. Gemäß den von Shetty et al. definierten Auslenkungsarten [83] wurden auch in dieser Arbeit eine transversale, sagittale und vertikale Achse festgelegt (Abbildung 19). Entlang dieser Achsen können sich die Frakturfragmente gegeneinander verschieben und die Auslenkungen beispielsweise über ohmsche Winkelmesser gemessen werden. Diese Einteilung wurde auch in der vorliegenden Arbeit verwendet. Darüber hinaus erlaubt die Verwendung der Teilbewegungen einen direkten Vergleich mit bereits bekannten Untersuchungsergebnissen in der Literatur.



Abbildung 19: Darstellung der von Shetty et al. [83] aufgezeigten Auslenkungsarten einer Fraktur

# 5. Ergebnisse

# 5.1. Vorversuche

Anhand der in den Vorversuchen festgestellten Ergebnisse wurden die Rahmenbedingungen für die folgenden Hauptversuche festgelegt. Zudem wurde darauf geachtet, die Parameter der klinische Situation in vivo möglichst ähnlich zu gestalten.

# 5.1.1. Reproduzierbarkeit der Versuche

Im Rahmen der Vorversuche wurde ihre Wiederholbarkeit getestet. Dafür wurde das Unterkiefermodell v04 am Kieferwinkel gebrochen und mit zwei Staples versorgt, davon ein Staple am kranialen Ende und einer am kaudalen Ende des Frakturspaltes (Abbildung 20). Im Anschluss wurde der Kiefer viermal je incisal, contralateral und ipsilateral immer in der gleichen Reihenfolge belastet und die gewonnen Daten wurden dann ausgewertet. Wie die Abbildung 21 zeigt, war die Reproduzierbarkeit gegeben, wenn Tracking und Auswertung auf gleichem Weg erfolgten.



Abbildung 20: Position der Staples



Abbildung 21: Darstellung des Bendings in wiederholten Messungen (v04/1- v04/4) a) unter incisaler, b) contralateraler und c) ipsilateraler Last.

## 5.1.2. Einfluss des Musculus pterygoideus medialis (pm)

Der Einfluss des M. pter. med. ändert sich, je nachdem an welchem Ort, incisal, contralateral, ipsilateral, die Belastung einwirkt. So kann er destabilisierend oder stabilisierend auf den Verbund zwischen Osteosynthese und Fragmenten wirken. Es wurden daher zwei unterschiedliche Aufhängungen untersucht (Abbildung 22). Bei dem Vergleich der beiden Möglichkeiten zeigte sich, dass der Versuchsaufbau mit M. pter. med. eine geringere Auslenkung zur Folge hat (Abbildung 23). Daher wurde diese Art der Aufhängung für die weiteren Versuche benutzt.



Abbildung 22 Versuch ohne (links) und mit M. pter. med. (rechts)



Abbildung 23: Darstellung des Einflusses des M. pter. med. anhand der Messung der Auslenkungen

5.1.3. Frakturversorgung in regio molares 6-7

Bei der Frakturversorgung in regio molares 6-7 wurden sowohl zwei 4-Loch-Miniplatten als auch drei Staples (Abbildung 24) als klinisch relevante Versor-

#### 5. Ergebnisse

gungsarten gewählt. Dabei wäre auch eine Minimalversorgung mit zwei Staples denkbar. Allerdings erfährt diese Fraktur aufgrund ihrer Lage beinahe keine muskuläre Kompression, wie es beispielsweise bei der Kieferwinkelfraktur der Fall ist, sondern wird bei der incisalen, contralateralen und ipsilateralen Belastung destabilisiert. Deshalb sind drei Staples notwendig, um den angreifenden Kräften entgegen zu wirken. Die Platten wurden biplanar angebracht, um einen stärkeren Verbund zu erreichen [68].



Abbildung 24: Unterkiefermodell versorgt mit a) drei Staples und b) zwei Miniplatten

# 5.1.4. Frakturversorgung der Unterkieferwinkelfraktur

Die Frage bezüglich einer zusätzlichen Platte bzw. eines dritten Staples am kaudalen Rand des Kieferwinkels konnte a priori nicht eindeutig beantwortet werden. Daher wurden unterschiedliche Anbringungen auf Stabilität und klinisch anwendbare Möglichkeiten getestet.

Eine Fraktur wurde mit zwei kranialen Staples bzw. mit einem zusätzlichen kaudalen Staple, wie in Abbildung 25 dargestellt, versorgt.





Abbildung 25: Unterkiefermodell, versorgt mit a) zwei Staples und b) drei Staples

Bei der Behandlung der Fraktur mit Miniplatten wurden ebenso zwei Möglichkeiten untersucht: zum einen mit einer einzigen 6-Loch-Miniplatte auf der linea obliqua, zum anderen mit einer zusätzlichen 4-Loch-Miniplatte im kaudalen Anteil des Angulus (Abbildung 26). Eine Versorgung mit zwei Platten am Kieferwinkel zeigt eine geringe Komplikationsrate und eine gute Stabilität [20, 27].



Abbildung 26:Kieferwinkelfraktur versorgt mit a) einer Miniplatte und b) zwei Miniplatten

Bei der Auswertung der Versuche mit Miniplatten zeigte sich, dass die kaudale Platte wenig Einfluss auf die Stabilität hat. Die Werte sind in Abbildung 27 dargestellt.



Abbildung 27: Verhalten der Kieferwinkelversorgung mit und ohne kaudale Platte

Die experimentell ermittelten Werte für die Versuche mit zwei und drei Staples ergaben keine nennenswerten unterschiedlichen Verformungen mit bzw. ohne kaudalen Staple (Abbildung 28).



Abbildung 28: Verhalten der Kieferwinkelversorgung mit und ohne kaudalen Staple

#### 5.1.5. Festlegung der Belastungschritte

Es wurde festgelegt, die angreifende Last in sechs Schritten von jeweils 10N zu erhöhen. Eine Erhöhung der Belastungschritte auf 15N und somit der Gesamtbelastung führte zu keinen signifikant verschiedenen Messergebnissen (Abbildung 29). Eine Grundlast von 10 N wurde bestimmt, damit der Unterkiefer im Prüfstand fixiert ist.



Abbildung 29: Winkeländerung bei unterschiedlichen Belastungsschritten

Die maximale Belastung von 70 N wurde gewählt, da eine Vergrößerung der Last unphysiologisch wäre (siehe unten), weil die Modelle an drei aufeinander folgenden Punkten belastet wurden und eine zu hohe Belastung die folgenden Messungen beeinflussen könnte. Zudem sind die Kaukräfte zwischen den Molaren nach einer operativen Versorgung einer Kieferwinkelfraktur geringer wie bei anderen Frakturen [31, 91]. Die Kraft, welche unmittelbar postoperativ zwischen den Molaren auf der Frakturseite auftritt, beträgt maximal 70 N [32].

## 5.1.6. Durchführung der Hauptversuche

Es wurden insgesamt 36 Sawbone-Unterkiefermodelle untersucht. Diese wurden gemäß Abbildung 30 mit Staples und Miniplatten beschickt.. Bei der Korpusfraktur wurden jeweils 6 Unterkiefermodelle mit zwei 4-Loch-Miniplatten bzw. drei 8mm Staples versorgt (Abbildung 24). Von den Kieferwinkelfrakturen werden je 6 mit drei Staples, zwei Staples, einer 6-Loch-Miniplatte oder einer 6-Loch-Miniplatte mit einer zusätzlichen kaudalen 4-Loch-Miniplatte beschickt (Abbildung 25, Abbildung 26).

Die Versuche werden entsprechend der Rahmenbedingungen durchgeführt, welche entsprechend der Ergebnisse der Vorversuche festgelegt wurden.

	Platten	Staples
regio molares 6-7: 3 Staples und 2 Miniplatten	6	6
Kieferwinkel: 2 Staples und 1 Miniplatte	6	6
Kieferwinkel: 3 Staples und 2 Miniplatten	6	6

Abbildung 30: Übersicht der Versuche

## 5.2. Hauptversuche

5.2.1. Korpus Fraktur regio molares 6-7

5.2.1.1 Vergleich des Bending in Abhängigkeit vom Belastungsort

Die Abbildung 31 zeigt die Unterschiede der Winkeländerungen für das Bending der Korpusfraktur in regio molares 6-7 bei Belastung.

Die größte Auslenkung erfuhren die Frakturen bei contralateraler Belastung. Hier war das Bending beider Osteosyntheseverfahren ungefähr gleich.

Bei incisaler und ipsilateraler Belastung zeigte sich insgesamt eine niedrigere Auslenkung für beide Osteosynthesearten. Die Versorgung mit Staples wies bei incisaler Belastung eine niedrigere Winkeländerung auf, während für die Versorgung mit zwei Miniplatten bei ipsilateraler Belastung eine im Mittel geringere Auslenkung gemessen wurde.

Diese Unterschiede in den Auslenkungen haben allerdings eine geringe Aussage bezüglich der Rigidität der verschiedenen Osteosynthesematerialien, weil die gemessenen Werte < 2° und die Differenzen gering < 1° sind und sie den Bereich der Messungenauigkeit nicht verlassen.



Abbildung 31: Bending in Abhängigkeit vom Belastungsort

5.2.1.2 Vergleich des Gapping in Abhängigkeit vom Belastungsort

Hier zeigte sich, dass das Gapping der Korpusfraktur bei einer Versorgung mit drei Staples relativ unabhängig vom Belastungsort ist.

Die Osteosynthese mit Miniplatten hatte das geringste Gapping bei incisaler Belastung, gefolgt von der contralateralen und der ipsilateralen Last.

Die ermittelten Werte zeigten, dass bei der Verwendung von zwei Miniplatten geringere Auslenkungen bei contralateraler und incisaler Belastung auftraten als bei der Applikation von drei Staples. Dabei sind die höheren Standardabweichungen bei incisaler und contralateraler Last der für die Platten gemessenen Winkeländerungen zu beachten. Diese lassen auf größere Unterschiede innerhalb der sechs ermittelten Messwerte schließen. Deshalb kann man das Auslenkverhalten beider Materialien als ungefähr gleich betrachten (Abbildung 32).

Bei ipsilateraler Belastung waren die Winkeländerungen beider Versorgungsarten sehr ähnlich.



Abbildung 32: Gapping in Abhängigkeit vom Belastungsort

5.2.1.3 Vergleich der Torsion in Abhängigkeit vom Belastungsort

Die niedrigsten im Mittel gemessenen Werte für beide Osteosyntheseverfahren ergaben sich für die Torsion. Hier waren die Winkeländerungen bei ipsilateraler und contralateraler Belastung für beide Osteosynthesematerialien ungefähr gleich (Abbildung 33). Bei der ipsilateralen Belastung war die Winkeländerung der mit Staples im Vergleich zu den mit Miniplatten versorgten Korpusfrakturen leicht geringer.



Abbildung 33: Torsion in Abhängigkeit vom Belastungsort

#### 5.2.1.4 Relativbewegung der Fragmente bei incisaler Belastung

Bei der Applikation von Staples wiesen die Korpusfrakturen bei incisaler Last ein niedriges Bending und eine geringe Torsion auf. Das Gapping war dagegen um ein Vielfaches größer (Abbildung 34). Bei der Verwendung von Miniplatten unterschied sich die Winkeländerung an den Belastungsorten weniger. Die Torsion war am geringsten, gefolgt von dem Bending und dem Gapping.

Im Vergleich der beiden Osteosynthesearten war das Bending bei der Versorgung mit Miniplatten größer. Die Schienungen der Fraktur mit Staples schienen auf das Gapping anfälliger zu sein. Dabei war die Standardabweichung der Messwerte so groß, dass hier die Differenz als minimal betrachtet werden kann. Beide Synthesematerialien waren gegen die Torsion ähnlich resistent.



Abbildung 34: Winkeländerungen bei incisaler Last

5.2.1.5 Relativbewegung der Fragmente bei contralateraler Belastung

Bei der contralateralen Belastung ergab sich für die Auslenkung der mit Miniplatten versorgten Unterkiefermodelle eine unterschiedliche Verteilung. Die Torsion war am geringsten. Das Bending und Gapping waren gleichermaßen größer (Abbildung 35).

Die Applikation von Staples wies eine ebenfalls hohe Resistenz gegen Torsion auf. Das Bending verursachte eine höhere Auslenkung der Fraktur und das Gapping die stärkste.

Im Vergleich stellten sich die beiden Osteosynthesearten bei Torsion und Bending als gleichwertig dar. Das Gapping war für die Versorgung mit Staples ausgeprägter als für das Vergleichsmaterial.



Abbildung 35: Winkeländerungen bei contralateraler Last

5.2.1.6 Relativbewegung der Fragmente bei ipsilateraler Belastung

Bei ipsilateraler Belastung haben die Versorgungen mit Miniplatten große Differenzen im Ausmaß der Auslenkungen aufgewiesen. Das Bending war am geringsten ausgeprägt. Es folgten die Torsion und das Gapping, welches die größten Winkeländerungen zeigte.

Die Verwendung von Staples zeigte sich stabil gegen die Torsion. Es folgten das Bending und das Gapping. Letzteres stellte für die mit Staples versorgte Fraktur die höchste Auslenkung dar.

Im Vergleich wiesen die Frakturen, welche mit Miniplatten osteosynthetisiert wurden, ein geringeres Beding auf. Bei der Torsion zeigten die mit Staples geschienten Unterkiefermodelle geringfügig niedrigere Werte. Die Werte der Winkeländerungen beim Gapping stellten sich für beide Osteosynthesematerialien ähnlich dar (Abbildung 36).



Abbildung 36: Winkeländerungen bei ipsilateraler Last

### 5.2.2. Kieferwinkelfraktur

5.2.2.1 Vergleich des Bending in Abhängigkeit vom Belastungsort

Bei der Kieferwinkelfraktur waren die Winkeländerungen insgesamt bei contralateraler Last am größten und nahmen über die incisale zur ipsilateralen Belastung ab (Abbildung 37).

Die Versorgung mit zwei Staples war für das Bending an den drei Belastungsorten am anfälligsten. Im Vergleich dazu zeigte die Anbringung von drei Staples eine erhöhte Stabilität und ein vergleichbares relatives Belastungsverhalten bei verringerten Auslenkungen.

Die Miniplatten zeigten die geringsten Winkeländerungen. Die Versorgung mit einer 6-Loch-Miniplatte war in den Versuchen für das Bending vergleichbar stabil wie die mit einer zusätzlichen kaudalen Platte versorgten Unterkiefermodelle. Im Vergleich der Osteosynthesematerialien wiesen die Miniplatten bei contralateraler Belastung ein geringeres Bending auf. Unter incisaler Last erreichte die Versorgung mit drei Staples annähernd die Werte der mit Platten geschienten Frakturen. Bei ipsilateraler Belastung war die Versorgung mit drei Staples den Miniplatten gleichwertig.



Abbildung 37: Bending in Abhängigkeit vom Belastungsort

5.2.2.2 Vergleich des Gapping in Abhängigkeit vom Belastungsort

Bei der Messung des Gapping (Abbildung 38) zeigte sich ein unterschiedliches Verhalten der mit Staples im Vergleich zu den mit Miniplatten versorgten Unterkiefermodellen. Die mit Staples versorgten Kieferwinkelfrakturen zeigten das größte Gapping bei contralateraler Belastung. Diese Auslenkung verringerte sich von incisaler zu ipsilateraler Last zunehmend. Das Gapping nach Anbringung von Miniplatten an den Frakturspalt stellte sich an den drei Belastungsorten, bis auf kleinere Abweichungen, ähnlich dar.

Die mit drei Staples versorgten Unterkiefer wiesen ein größeres Gapping auf als die mit zwei osteosynthetisierten.

Die Osteosynthese mit zwei Platten wies ein geringfügig niedrigeres Gapping auf als die mit einer Platte.

Die Winkeländerungen der mit Staples versorgten Frakturen näherten sich den Werten der Kiefer, welche mit Miniplatten versorgt wurden, von der contralateralen über die incisale zur ipsilateralen Last immer mehr an. Bei der letzteren Belastung waren die Werte der Winkeländerungen für beide Materialien ungefähr gleich.



Abbildung 38: Gapping in Abhängigkeit vom Belastungsort

5.2.2.3 Vergleich der Torsion in Abhängigkeit vom Belastungsort

Für die Torsion ergaben sich wie bereits bei der Fraktur in regio molares 6 die niedrigsten Auslenkungen. Die Werte der beiden Osteosynthesearten wiesen untereinander eine geringe Differenz auf (Abbildung 39).

Die Verwendung von zwei Staples zeigte bei contralateraler und incisaler Last eine geringere Torsion im Vergleich zu der Anbringung von drei Staples. Bei der ipsilateralen Last war die Torsion für die Versorgung mit drei Staples geringer.

Die Applikation einer Miniplatte war unter contralateraler und ipsilateraler Last stabiler gegen Torsion als die Versorgung mit einer zusätzlichen Platte am unteren Rand des Unterkiefers. Unter incisaler Belastung erwies sich die Versorgung mit zwei Miniplatten als stabiler.

Im Vergleich zeigten die Osteosynthesen mit Staples eine niedrigere bis ungefähr gleiche Winkeländerung wie die mit Miniplatten geschienten Kieferwinkelfrakturen.



Abbildung 39: Torsion in Abhängigkeit vom Belastungsort

## 5.2.2.4 Relativbewegung der Fragmente bei incisaler Belastung

Allgemein verursachte die incisale Last die größte Winkeländerung beim Bending. Das Gapping fiel geringer aus als das Bending, während die Torsion am geringsten war (Abbildung 40).

Die Applikation von zwei Klammern zeigte für das Bending höhere Werte als mit drei Staples versorgte Frakturen. Für das Gapping waren beide Werte gleichwertig. Die Torsion war bei einer Versorgung mit drei Staples geringfügig größer als mit zwei Staples.

Die Applikationen einer Miniplatte und zweier Miniplatten zeigten für das Bending ungefähr gleiche Winkeländerungen. Die mit zwei Platten versorgten Modelle wiesen ein leicht geringeres Gapping und eine kleinere Winkeländerung bei der Torsion auf.

Im Vergleich wiesen die mit Klammern osteosynthetisierten Unterkiefer ein größeres Gapping auf, verglichen mit den durch Miniplatten versorgten. Die Torsion und das Bending waren für die Plattenosteosynthesen und die Versorgung mit drei Staples im Mittel gleich hoch unter Berücksichtigung der höheren Standardabweichung der mit Platten versorgten Kiefer.



Abbildung 40: Winkeländerungen bei incisaler Last

## 5.2.2.5 Relativbewegung der Fragmente bei contralateraler Belastung

Die contralaterale Kraft verursachte die größten gemessenen Winkeländerungen an den frakturierten Modellen (Abbildung 41).

Die mit Staples versorgten Modelle wiesen dabei große Unterschiede zwischen dem Bending und Gapping auf sowohl untereinander als auch im Vergleich zu den Miniplatten.

Die Verwendung von zwei Staples zeigte ein größeres Bending als die mit drei Klammern osteosynthetisierten Frakturen. Es wurden bei der Anbringung von drei Staples größere Winkeländerungen für das Gapping und die Torsion gemessen im Vergleich zu der Ostesynthese mit zwei Staples.

Für die Miniplatten war ein annähernd gleiches Bending gemessen worden. Die Versorgungen mit einer Miniplatte war gegenüber der Verwendung von zwei Miniplatten stabiler gegen das Gapping. Bei der Torsion verhielt es sich umgekehrt.

Im Vergleich von den Frakturversorgungen mit Staples zu denen mit Miniplatten war ein höheres Bending und Gapping für die Ersteren zu sehen. Die Torsion stellte sich für beide Osteosynthesearten mit annähernd gleich hohen Winkeländerungen dar.



Abbildung 41: Winkeländerungen bei contralateraler Last

5.2.2.6 Relativbewegung der Fragmente bei ipsilateraler Belastung

Die ipsilaterale Belastung verursachte die geringsten gemessenen Winkelauslenkungen bei der Kieferwinkelfraktur (Abbildung 42). Im Vergleich zu den vorangegangen Versuchen stellten sich hier die Winkeländerungen gleichmäßiger dar.

Von den mit Staples versorgten Kiefern wiesen die mit zwei Klammern osteosynthetisierten ein höheres Bending und eine höhere Torsion sowie ein leicht geringeres Gapping auf.

Innerhalb der mit Platten geschienten Kieferwinkelfrakturen waren die Torsion und das Bending bei der Verwendung von einer Miniplatte geringer. Das gemessene Gapping war bei der Verwendung von zwei Miniplatten geringer.

Im Vergleich waren die Winkeländerungen der mit Staples versorgten Frakturen den mit Platten behandelten Kiefern, bis auf geringfügige Abweichungen auf beiden Seiten, ungefähr gleich.



Abbildung 42: Winkeländerungen bei ipsilateraler Last

#### 5.2.3. Bestimmung des Instabilitätsfaktors

Der Instabilitätsfaktor berechnet sich nach folgender Formel:  $\Theta = \sqrt{\Theta_1^2 + \Theta_2^2 + \Theta_3^2}$ .

Theta 1 bis 3 stehen dabei für die Auslenkungen um eine vertikale, sagittale und transversale Achse. (Siehe dazu auch Kapitel 4.3.4.)

Es wurden die Mittelwerte bei der maximalen Belastung von 70N für die Bestimmung des Instabilitätsfaktors verwendet.

5.2.3.1 Instabilitätsfaktor für die Versorgung der Fraktur in regio molares 6-7

Die für die Korpusfraktur ermittelten Werte waren bei contralateraler Last für die Versorgung mit Platten niedriger gegenüber der Applikation von Staples.

Bei incisaler Belastung wiesen die beiden Osteosynthesematerialien die geringsten Instabilitätsfaktoren und eine niedrigere Differenz untereinander zwischen den Werten auf. Im Gegensatz dazu waren die Instabilitätsfaktoren für beide Osteosynthesearten größer unter contralateraler Last, wobei der Wert bei der Anbringung von drei Staples an die Fraktur am größten war.

Unter ipsilateraler Belastung war die Differenz der beiden Instabilitätsfaktoren zueinander am geringsten. Der Instabilitätsfaktor ist für die Platten geringfügig niedriger als für die Staples.

Die unten stehende Tabelle zeigt die Instabilitätsfaktoren für die Versorgungen der Frakturen in der regio molares 6-7.

Versorgung	Belastungsort		
	cl	i	il
3Staples	3,8	2,5	3
2Miniplatten	3	2,2	2,9

#### Tabelle 1: Instabilitätsfaktoren für die Synthesen der Korpusfraktur

5.2.3.2 Instabilitätsfaktor für die Versorgungen der Kieferwinkelfraktur

Es zeigte sich, dass bei contralateraler Belastung der Kieferwinkelfraktur die Werte für die Platten nur halb so groß waren wie bei den Staples. Dabei wies die Versorgung mit zwei Miniplatten den geringsten Wert und die mit zwei Staples den höchsten auf.

Bei incisaler Belastung war ebenfalls zu sehen, dass die Platten einen geringeren Instabilitätsfaktor aufwiesen als die mit Staples versorgten. Der höchste Faktor war bei zwei Klammern zu sehen, der geringste bei zwei Platten.

Die ipsilaterale Belastung führte zu den insgesamt geringsten Instabilitätsfaktoren. Die Differenz der einzelnen Werte zueinander war hier gering. Der maximale Faktor wurde für die Versorgung mit zwei Platten ermittelt und der niedrigste für die Versorgung mit einer Platte.

Versorgung	Belastungsort			
	CI	i	il	
2 Staples	5,3	3,9	2,2	
1 Miniplatten	2,5	2,5	1,7	
3 Staples	5	3,4	1,9	
2 Miniplatten	2,3	1,9	2,3	

Tabelle 2: Instabilitätsfaktoren für die Versorgungen der Kieferwinkelfraktur

#### 6. Diskussion

### 6.1. Versuchsaufbau

## 6.1.1. Prüfstand

Die physiologischen Belastungen des Unterkiefers zu simulieren ist eine komplexe Aufgabe. Die Gründe hierfür sind sowohl die noch nicht vollständig erforschte Richtung und Kraft der Kaumuskeln als auch der Sehnen, welche am Kiefer inserieren und ihn dadurch stabilisieren. Ferner ist es schwierig, die Struktur des Unterkieferknochens nachzubilden, da sich dieser aus Geweben mit unterschiedlicher Festigkeit zusammensetzt.

Um den physiologischen Gegebenheiten möglichste nahe zu kommen, wurde bei dem in dieser Arbeit verwendeten Prüfstand die Muskelschlinge aus Musculus pterigoideus medialis und Musculus massetericus durch eine Stahlseilschlaufe, wie in 4.3.3 beschrieben, ersetzt, um den stabilisierenden Einfluss einzubeziehen.

Die Kondylen der Modelle wurden in Fossae articulares aus Kunststoff, wie in 4.3.3 beschrieben, eingebracht. Diese Kondylen waren reine Fixationselemente und erlaubten keine unbestimmten Kompressionen, wie es zum Beispiel bei einer aus Silikon bestehenden Fossa articularis der Fall gewesen wäre.

## 6.1.2. Unterkiefermodelle

Die verwendeten Unterkiefermodelle der Firma Sawbone bestanden, wie in 4.1.3 beschrieben, aus PU-Kunststoffschaum und sind deshalb an Festigkeit und Steifigkeit den biologischen Kiefern unterlegen, dafür aber uniform in ihrer Struktur und den mechanischen Eigenschaften. Aus Polyurethan bestehende Modelle wurden beispielsweise auch von Kroon et al. [59] und Schierle et al. [79] verwendet.

Es wurde bei der Festlegung des Belastungsspektrums berücksichtigt, dass den Unterkiefermodellen eine Kompakta fehlte, um ein Herausreißen des Osteosynthesematerials aus dem Modell zu vermeiden.

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Unterkiefermodelle erfüllten alle Ansprüche hinsichtlich Stabilität und Reproduzierbarkeit des Bruchverlaufs. Aufgrund der Porosität der verwendeten Modelle musste besonders auf ein ausgeprägtes Bruchrelief, wie in 4.3.1 gezeigt, geachtet werden, da die Kompakta in der natürlichen Mandibel durch ihre Festigkeit einen sehr verzahnten Bruchverlauf aufweist. Die so gestaltete innige Verzahnung der Frakturenden hat einen erheblichen positiven Einfluss auf die Stabilität einer Synthese durch biomechanische Einflüsse gezeigt.

#### 6.1.3. Frakturerzeugung

Bei der Frakturerzeugung war es besonders wichtig, ein den physiologischen Gegebenheiten nahes Bruchgebirge zu schaffen, da sich die biomechanische Stabilität einer Osteosynthese bei glatten Frakturen oder bei einer Osteotomie ändert.

Die Fraktur am Korpus in regio molares 6-7 hat sich aufgrund ihrer mechanischen Eigenschaften und der Ähnlichkeit zu Frakturen am natürlichen Unterkiefer bewährt.

Die Kieferwinkelfraktur wies wie in vivo einen geringeren Querschnitt auf, da der Unterkiefer an dieser Stelle dünner wird. Zusammen mit den mechanischen Eigenschaften der Unterkiefermodelle konnte eine physiologische Fraktur mit einem stabilisierenden Bruchgebirge, wie es beispielsweise bei der Korpusfraktur erreicht wurde, nicht hergestellt werden. Das wiederum wirkte sich negativ auf das biomechanische Verhalten der mit Staples versorgten Unterkiefermodelle aus. Die biomechanische Stabilität der Miniplatten wurde durch glatte Bruchflächen deutlich weniger beeinflusst, da die größere Dimensionierung und das Material Titan die Fraktur stärker stabilisieren als Staples. Das Material der Staples dagegen weist eine gewisse Elastizität auf und stabilisiert die Fraktur hauptsächlich durch ein Zusammendrücken des Frakturspaltes. Deshalb kann es dann bei Lasteinleitung auf den Kiefer zu einem Verrutschen der Frakturfragmente zueinander kommen, wenn die Verzahnung des Bruchgebirges zu gering ist. Dies sollte bei der Betrachtung der Graphen beachtet werden. In vivo kann davon ausgegangen werden, dass es nicht zu dem oben beschriebenen Verlust der biomechanischen Stabilität kommt, weil hier die Kompakta des Knochens sehr fest ist und bei einem Bruch eine innige Verzahnung zu erwarten ist. Ebenso ist der stabilisierende Einfluss der Muskelschlinge zu erwähnen. Für die Anbringung der Staples wird gegenüber Miniplatten ein kleinerer operativer Zugang benötigt, weshalb intraoperativ weniger Muskelgewebe vom Knochen abgelöst werden muss und somit postoperativ mehr Muskelgewebe vorhanden ist, um die die Kieferwinkelfraktur zu stabilisieren.

#### 6.1.4. Messmethode

Die Messmethode, welche in 4.3.4 dargelegt wurde, erfüllte alle Erfordernisse, die sich bei der Durchführung der Versuche ergaben. Ein Vorteil dieser Methode war, dass keine rückwirkende Kraft auf den zu prüfenden Körper einwirkte und somit das Messergebnis nicht beeinflusst wurde. Ganz im Gegensatz zu den in der Literatur oft verwendeten ohmschen Winkelmessern, bei welchen sich eine Gegenkraft nicht verhindern lässt.

Die Messtoleranz, welche bei den in dieser Arbeit vorgestellten Versuchen auftrat, lag bei maximal 2°.

## 6.2. Ergebnisse

Bei der Kieferwinkelfraktur zeigte sich die Versorgung mit drei Staples als signifikant stabiler gegenüber dem Bending im Vergleich zu der Applikation von zwei Klammern. Die Kieferwinkelfraktur ist für das Bending besonders anfällig [89]. Bezüglich des Gappings und der Torsion wiesen zwei und drei Staples eine ähnliche Stabilität auf.

Die Verwendung einer zusätzlichen Miniplatte am angulus mandibulae brachte keine Verminderung des Bendings, unabhängig davon, an welchem Ort belastet wurde. Der Grund hierfür ist die Kompression des dem unteren Rand des Kieferwinkels nahe gelegenen Bruchspaltes bei Belastung des Kiefers innerhalb der Zahnreihen [90].

Vergleicht man die Staples mit den Miniplatten, so war das Bending unter contralateraler Last für die Osteosynthese mit Platten geringer. Unter incisaler Last war der Wert für die Versorgung mit drei Staples dem für die Synthese mittels Platten annähernd gleich. Die beiden Osteosynthesearten waren annähernd gleich stabil gegen das Bending unter ipsilateraler Belastung.

Das Gapping stellte sich für die beiden Osteosynthesematerialien wie folgt dar: Die Anbringung von drei Staples und zwei Miniplatten brachte keine signifikante Verringerung des Gappings im Vergleich zu zwei Staples und einer Miniplatte. Unter contralateraler Last wiesen die mit Staples versorgten Unterkiefermodelle eine geringere Stabilität wie die mit Miniplatten auf. Der Unterschied von den Klammern zu den Platten in der Winkeländerung war unter incisaler Last geringer. Unter ipsilateraler Belastung waren alle Materialien gleichwertig.

Für die Torsion zeigten die Versorgungen mit Staples im Vergleich zu denen mit Miniplatten niedrigere bis annähernd gleiche Winkeländerungen.

Die Versorgungen mit einer Miniplatte und zwei Staples zeigten eine gleichwertige Auslenkung wie drei Klammern und zwei Platten. Bei der Schienung der Unterkieferkorpusfrakturen wiesen die mit drei Staples zu denen mit zwei Miniplatten versorgten Frakturen nur geringe Unterschiede der Winkeländerungen auf.

Das Bending war für beide Materialien bei contralateraler und incisaler Last unter Berücksichtigung der Standardabweichung vergleichbar. Unter ipsilateraler Last zeigten die mit Staples fixierten Frakturen ein geringfügig höheres Bending wie die mit Miniplatten osteosynthetisierten.

Beide Osteosynthesen zeigten unter Einbeziehung der Standardabweichung ein ungefähr gleiches Gapping bei contralateraler und incisaler Last. Unter ipsilateraler Belastung waren beide Osteosynthesearten gleichermaßen stabil.

Die Applikation von Staples und Platten führte zu annähernd gleichen Winkeländerungen für die Torsion bei contralateraler und incisaler Belastung. Gegen die ipsilaterale Last war die Versorgung mittels drei Staples am stabilsten.

In den hier in vitro durchgeführten Versuchen zeigte sich, dass eine Versorgung mit drei Staples die gleiche Stabilität einer Unterkieferkorpusfraktur gewährleistet wie eine Osteosynthese mit zwei Miniplatten.

Ebenso waren die gemessenen Werte bei der Versorgung einer Kieferwinkelfraktur mit drei Staples im Vergleich zu der mit einer oder zwei Miniplatten ungefähr gleich. Eine Miniplatte zur Versorgung einer Kieferwinkelfraktur zeigte sich ähnlich stabil wie die Anbringung von zwei Miniplatten. Von einer Minimalversorgung mit zwei Staples sollte abgesehen werden, da hier die Werte des Bendings deutlich höher waren.

Die gemessenen Unterschiede an beiden Frakturorten lagen meist im Bereich der Messtoleranz.

Zusätzlich erwiesen sich die Staples hinsichtlich der einfacheren Applikation, der verringerten Operationsdauer und des festeren Sitzes den Miniplatten überlegen, was sie attraktiv für den Gebrauch macht.

#### 6.3. Staples

Der Umstand, dass Staples aus Formgedächtnismaterial bestehen, ermöglicht ein Aufbiegen im abgekühlten Zustand und ein Zurückkehren zum Ausgangszustand bei Körpertemperatur. Durch dieses Zusammenziehen wird eine Kompression auf die Fraktur ausgeübt. Diese Kraft wirkt jedoch im Gegensatz zu den herkömmlichen Platten stetig ein [60] und nimmt nicht ab.

Weiter ist aufgrund der Form der Klammerarme eine Lockerung der Klammer sehr unwahrscheinlich, was hingegen bei Schrauben, mit welchen die Miniplatten befestigt werden, nach längerem Verbleib im Körper auftreten kann [59]. Ebenso weisen die Staples eine gewisse Elastizität auf, wodurch sich ein geringerer Unterschied in der Steifigkeit zum Knochen ergibt und eine Veränderung des Belastungsmusters weniger ausgeprägt sein kann, als es nach der Applikation von Platten der Fall ist [92]. Aufgrund der geringeren Steifigkeit der Staples wird der Knochen in dem frakturierten Gebiet auch nicht so umfassend vor den physiologischen Belastungen geschützt, wie es nach der Anbringung von Platten der Fall ist [14, 10]. Dies wirkt einer Atrophie des Knochens entgegen.

Auch das Risiko für die nach einer Plattenapplikation beobachte Druckatrophie [45] des inneren Anteils der corticalen Knochenschicht [94] und eine Durchblutungsstörung [36, 86, 54] des Knochens unterhalb des Synthesematerials würde geringer ausfallen, da die Staples eine geringere Fläche des Knochens abdecken und der Anpressdruck niedriger ist. Die Heilung würde dadurch gefördert werden, da die Blutversorgung notwendig für einen Umbau des corticalen Knochens ist [76].

Das Risiko für Refrakturen, welche durch eine Schwächung des Knochens aufgrund der vorhandenen Schraubenlöcher [72] und einer Osteoporose [100] unter dem Osteosynthesematerial nach der Entfernung von Platten beobachtet werden, würde bei der Verwendung von Staples wahrscheinlich geringer sein. Als Gründe hierfür wären die geringere Eindringtiefe der Staples in den Knochen und die geringere Anzahl von Bohrlöchern zu nennen, welche für eine Anbringung des Osteosynthesematerials benötigt werden.

Die Applikation von Staples stellte sich für Laster et al. [60] und Drugacz et al. [15] als einfach und komplikationslos dar. Sie nannten folgende Vorteile bei der Verwendung von Staples: einfache Applikation, stabilere Fixation, andauernde Kompression der Fraktur, Unterstützung der primären Wundheilung sowie das niedrigere Profil der Klammern.

Zudem lassen die Staples aufgrund ihres elastischen Verhaltens Mikrobewegungen am Bruchspalt zu, wodurch der Heilungsprozess gefördert wird [55]. Ein Verbiegen oder Aufbiegen der Fraktur durch eine Überbelastung während der Heilungsphase, wie es bei Miniplatten beobachtet werden kann, tritt bei der Verwendung von Staples nicht auf, da diese sich nur elastisch verformen und in den Ausgangszustand zurückkehren, sobald die Kraft weggenommen wird [48]. Ein weiterer Vorteil der Staples ist die monocorticale Anbringung, die wesentlich weniger häufig Sensibilitätsstörungen verursacht als bicorticale Osteosyntesen [29, 46].

Die Kosten spielen aufgrund der Situation der Krankenkassen in der heutigen Zeit eine immer größere Rolle. Durch die Staples könnten diese verringert werden. Der Umfang des für die Applikation von Staples notwendigen Instrumentariums ist geringer im Vergleich zu dem für Plattenosteosynthesen. Die Operationszeit kann verkürzt werden aufgrund der schnellen Einbringungsmöglichkeit. Ein vorzeitiger Operationstermin zur Entfernung der Staples ist unwahrscheinlicher als bei einer Versorgung mit Miniplatten, da das Risiko einer Lockerung und Verbiegung sehr gering ist und die kleine Dimensionierung der Staples das Wohlbefinden des Patienten weniger beeinflusst.
# 6.4. Instabilitätsfaktor

# 6.4.1. Instabilitätsfaktor der Korpusfraktur regio molares 6-7

Die Unterschiede der Instabilitätsfaktoren waren insgesamt geringer als bei der Kieferwinkelfraktur.

Die bei dieser Fraktur die geringste Instabilität hervorrufende Belastung lag incisal vor. Das war daran zu erkennen, dass der Instabilitätsfaktor an diesem Ort die geringsten Werte für beide Osteosynthesematerialien aufwies. Der ungünstigste Belastungsort lag contralateral, da dort die Werte für beide Materialien am höchsten waren.

Die größte Differenz berechnete sich unter contralateraler Last und betrug 0,8, bei incisaler Last betrug diese 0,3 und unter ipslateraler Belastung 0,1.

Da sich die beiden Osteosynthesematerialien im Bereich der Messtoleranz in ihrem Instabilitätsfaktor unterschieden, konnten sie als gleichwertig betrachtet werden.

# 6.4.2. Instabilitätsfaktor der Kieferwinkelfraktur

Die contralaterale Belastung stellt eine für das Synthesematerial und die Kieferwinkelfraktur höhere Belastung [40] dar als eine incisale oder ipsilaterale Last. Zu sehen war das auch an der Abnahme des Instabilitätsfaktors bei incisaler und ipsilateraler Belastung. Dies schien jedoch mehr auf die mit Staples als auf die mit Platten versorgten Kiefer zu zutreffen.

Bei der contralateralen Belastung war der Instabilitätsfaktor für die Staples doppelt so groß wie der für die Miniplatten. Der höchste Instabilitätsfaktor war für die Versorgung mit zwei Staples berechnet worden, der niedrigste Faktor ergab sich für zwei Miniplatten.

Die incisale Last verursachte geringe Unterschiede des Faktors zwischen Staples und Platten. Hier betrug die maximale Differenz 1,5. Diese errechnete sich zwischen den Kiefern, die mit drei Staples bzw. zwei Miniplatten versehen wurden. Bei der minimalen Versorgung mit zwei Staples und einer Miniplatte lag der Unterschied bei 1,4 zugunsten der Miniplatte.

Wie bereits oben erwähnt, nahm der Instabilitätsfaktor von contralateral nach ipsilateral ab. An letztgenanntem Belastungsort betrug der Unterschied zwischen einer Platte und zwei Staples 0,5 und von drei Staples zu zwei Platten 0,4.

Es kann, wie in 6.2 bereits erwähnt, von einer Gleichwertigkeit der beiden Synthesematerialien gesprochen werden.

## 7. Zusammenfassung

Die Technik der Versorgung von Frakturen im Mund-, Kiefer-, Gesichtsbereich wird stetig weiter entwickelt. Das dabei hauptsächlich verwendete Material sind Miniplatten, welche maßgeblich durch Champy eingeführt wurden. Diese Platten bestehen aus Titan und können als Goldstandard bei der Frakturversorgung des Unterkiefers bezeichnet werden. Ein neues Osteosynthematerial sind die Staples, welche einen neuen Weg in der Frakturversorgung beschreiten.

Ziel dieser Arbeit ist nun ein biomechanischer Vergleich dieser Staples zu den bekannten Miniplatten bei der Versorgung von zwei typischen Frakturlokalisationen am Unterkiefer. Hierzu wurden 12 Unterkiefermodelle aus Polyurethan-Schaum am Korpus, in der regio molares 6-7, und 24 Modelle im Bereich des Kieferwinkels artifiziell gebrochen. Anschließend wurden am Korpus jeweils sechs Kiefer und am Kieferwinkel jeweils 12 mit Staples oder Miniplatten versorgt. Am Kieferwinkel wurde zusätzlich eine unterschiedliche Applikationsweise, eine minimale (zwei Staples oder eine Platte) und maximale (drei Staples oder zwei Platten) Versorgung, für beide Osteosynthesesysteme untersucht.

Die Bestimmung der Rahmenbedingungen der Versuche erfolgte anhand der Ergebnisse aus umfangreichen Vorversuchen. Dabei wurden das Messverfahren überprüft, die Applikationsweisen des Osteosynthesematerials optimiert, die Aufhängung der Kiefer im Prüfstand getestet und die Belastungsschritte festgelegt.

Die biomechanische Untersuchung erfolgte in vitro an einem Spezialprüfstand, dem Mandibulator. Die osteosynthetisch versorgten Unterkiefer wurden an drei unterschiedlichen Punkten (contralateral, incisal, ipsilateral) belastet. Die dabei aufgetretenen Auslenkungen zwischen den Frakturfragmenten wurden über zwei digitale Kameras und ein Motion-Capturing-Programm erfasst.

Aus den gemessenen Werten wurden die Auslenkungen in transversaler, vertikaler und sagittaler Richtung (Bending, Gapping und Torsion) berechnet. Hieraus wurde der Instabilitätsfaktor, welcher sich aus den drei genannten Verformungen zusammensetzt, bestimmt. Bei der Frakturversorgung im Korpusbereich konnte mit drei Staples eine vergleichbare Stabilität wie mit zwei 4-Loch-Miniplatten erzielt werden.

Für die Kieferwinkelfraktur konnte gezeigt werden, dass eine Versorgung mit drei Staples eine Kieferwinkelfraktur gleichwertig stabilisiert wie die Applikation von zwei Miniplatten. Eine Frakturversorgung mit nur zwei Staples in diesem Bereich lieferte für das Bending deutlich schlechtere Werte als die Versorgungsvariante einer Miniplatte im Bereich der linea obliqua, so dass diese Art der Versorgung nur bei gleichzeitiger mandibulo- maxillärer Fixation empfehlenswert ist.

Zwischen den Versorgungsvarianten mit einer 6-Loch-Miniplatte im Bereich der linea obliqua und der mit einer zusätzlichen 4-Loch-Miniplatte im Angulusbereich konnten kein signifikanter Unterschied bezüglich der Stabilität festgestellt werden. Die Ergebnisse legen also den Schluss nahe, dass die Plattenosteosynthese im Kieferwinkelbereich alleinig von intraoral durchgeführt werden kann. Die zusätzliche – meist transbukkale – Applikation der Platte im Angulusbereich führt somit zu keiner Verbesserung der Primärstabilität.

Insgesamt betrachtet sind die Staples den Miniplatten hinsichtlich der biomechanischen Stabilität gleichwertig. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit konnten folgende Vorteile bei der Verwendung von Staples im Vergleich zu Miniplatten festgestellt werden: Die Applikation gestaltete sich bei den Staples einfacher und schneller. Zudem wurde festgestellt, dass sie sich nach dem Abfallen der Belastung elastisch zurückstellten, was dann eine erneute Kompression des Bruchspaltes bewirkt. Eine dauerhafte Deformation des Osteosynthesematerials, wie sie bei Titanplättchen auftritt wird so vermieden.

Nach Abschluss der in vitro Testung kann nun eine klinische Erprobung der Staples empfohlen werden, um die hervorragenden Eigenschaften des Osteosynthesematerials hinsichtlich Biomechanik und Biokompatibilität, die bereits in anderen in vitro und in vivo Versuchen nachgewiesen wurden [51], im Heilversuch zu bestätigen.

## 8. Literaturverzeichnis

## 1. Alpert B., Gutwald R., Schmelzeisen R.

New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. Keio J Med 52 (2003) 120-127

## 2. Armstrong J.E.A., Lapointe H.J., Hogg N.J.V., Kwok A.D.

Preliminary Investigation of the Biomechanics of Internal Fixation of Sagittal Split Osteotomies With Miniplates Using a Newly Designed In Vitro Testing Model

J Oral Maxillofac Surg 59 (2001) 191-195

#### 3. Bailon- Plaza A., van der Meulen M.C. Beneficial effects of moderate, early loading and adverse

Beneficial effects of moderate, early loading and adverse effects of delayed or excessive loading on bone healing J Biomech 36 (2003) 1069-1077

4. Barthelemy I., Boutault F., Paoli J. R., Dodard L., Gasquet F., Fabie M.

Treatment of fractures of the mandibular angle using miniplates attached through the transjugal approach Rev Stomatol Chir Maxillofac 97 (1996) 84-88

## Bensman G., Baumgart F., Haasters J. Osteosynthesis Clamps Made From NiTi: Manufacture; Preliminary Tests, And Clinical Use Tech. Mitt. Krupp, Forsch-Ber. 40 (1982) 123-134

- Bilkay U., Gurler T., Bilkay U., Gorken C., Kececi Y., Argon M., Akin Y. Comparison of fixation methods in treating mandibular fractures: scintigraphic evaluation J Craniofac Surg. 8 (1997) 270-273
- Blume O., Seper L., Meyer U., Piffko J., Joos U. Experimental and clinical study of the stability of an osteosynthesis plate for the atrophic mandible Mund Kiefer Gesichtschir 7 (2003) 323-329
- Champy M., Lodde J.P. Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress Rev Stomatol Chir Maxillofac 77 (1976) 971-976
- Choi B.-H., Huh J.-Y., Suh C.-H., Kim K.-N. An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible Int J Oral Maxillofac Surg 34 (2005) 174-177

10. Claes L.

The mechanical and morphological properties of bone beneath internal fixation plates of differing rigidity J Orthop Res 7 (1989) 170-177

# 11. Claes L., Augat P., Suger G., Wilke H.J.

Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing J Orthop Res 15 (1997) 577- 584

12. Claes L.E., Heigele C.A., Neidlinger- Wilke C., Kaspar D., Seidl W., Margevicius K.J., Augat P.

Effects of mechanical factors on the fracture healing process. Clin Orthop Relat Res 10 (1998) 132-147

# 13. Clason C., Hinz A.M., Schieferstein H.

A method for material parameter determination for the human mandible based on simulation and experiment Comput Methods Biomech Engin 7 (2004) 265-276

# 14. Dechow P.C., Ellis E. 3rd, Throckmorton G.S.

Structural properties of mandibular bone following application of a bone plate.

J Oral Maxillofac Surg 53 (1995) 1044-1051

# 15. Drugacz J, Lekston Z, Morawiec H, Januszewski K.

Use of TiNiCo shape-memory clamps in the surgical treatment of mandibular fractures

J Oral Maxillofac Surg 53 (1995) 665-671

# 16. Duda G.N., Henssler A., Negele A., Kreidler J., Claes L.

Physiological loading of the mandibular osteosynthesis: development of an improved mandibular load simulator Biomed Tech (Berl) 47 (2002) 272-277

# 17. Edwards T.J., David D.J.

A comparative study of miniplates used in the treatment of mandibular fractures

Plast Reconstr Surg 97 (1996) 1150-1157

18. Ellis E. 3<sup>rd</sup>.

Treatment methods for fractures of the mandibular angle J Craniomaxillofac Trauma 2 (1996) 28-36

 Ellis E. 3rd, Throckmorton G.S. Treatment of Mandibular Condylar Process Fractures: Biological Considerations J Oral Maxillofac Surg 63 (2005) 115-134 20. Fedok F.G., Van Kooten D.W., DeJoseph L.M., McGinn J.D., Sobota B., Levin R.J., Jacobs C.R.

Plating techniques and plate orientation in repair of mandibular angle fractures: an in vitro study

Laryngoscope 108 (1998) 1218-1224

21. Feller K.-U., Schneider M., Hlawitschka M., Pfeifer G., Lauer G., Eckelt U.

Analysis of complications in fractures of the mandibular angle – a study with finite element computation and evaluation of data of 277 patients J Craniomaxillofac Surg 31 (2003) 290-295

# 22. Feller K.-U., Richter G., Schneider M., Eckelt U. Combination of microplate and miniplate for osteosynthesis of mandibular

fractures: an experimental study Int J Oral Maxillofac Surg 31 (2002) 78-83

# 23. Fernández J.R., Gallas M., Burguera M., Viano J. M.

A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates J Biomech 36 (2003) 329-337

#### 24. Fischer H., Grünhagen A., Vogel B.

Festigkeitstheoretische Untersuchungen einer flexiblen Hülse aus NiTi Institut für Medizintechnik und Biophysik, Forschungszentrum Karlsruhe Gmbh

Wissenschaftliche Berichte FZKA 6452 (2000)

#### 25. Foley W.L., Beckman T.W.

In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy

Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 7 (1992) 147-151

26. Fordyce A.M., Lalani Z., Songra A.K., Hildreth A.J., Carton A.T.M., Hawkesford J.E.

Intermaxillary fixation is not usually necessary to reduce mandibular fractures

Br J Oral Maxillofac Surg 37 (1999) 52-57

#### 27. Fox A.J., Kellman R.M.

Mandibular angle fractures: two-miniplate fixation and complications Arch Facial Plast Surg 5(2003) 464-469

#### 28. Frost H.M.

Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 4. Mechanical influences on intact fibrous tissues Anat Rec 226 (1990) 433-439

## 29. Fujioka M., Hirano A., Fujii T.

Comparative study of inferior alveolar disturbances restoration after sagittal split osteotomy by means of bicortical versus monocortical osteosynthesis Plast Reconstr Surg 102 (1998) 37-41

## 30. Gallas Torreira M., Fernández J.R.

A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations J Cran Maxillofac Surg 32 (2004) 303-307

## 31. Gerlach K.L., Schwarz A.

Load resistance of mandibular angle fracturs treated with a miniplate osteosynthesis

Mund Kiefer Gesichtschir 7 (2003) 241-245

## 32. Gerlach K.L., Schwarz A.

Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy Int J Oral Maxillofac Surg 31 (2002) 345-348

## 33. Goodship A.E., Cunningham J.L., Kenwright J.

Strain rate and timing of stimulation in mechanical modulation of fracture healing.

Clin Orthop Relat Res 10 (1998) 105-115

#### 34. Granstrom G., Nilsson L.P.

Experimental mandibular fracture: studies on bone repair and remodellation Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg 21 (1987) 159-165

#### 35. Guerrissi J.O.

Fractures of mandible: is spontaneous healing possible? Why? When? J Craniofac Surg 12 (2001) 157-166

# 36. Gutwald R., Alpert B., Schmelzeisen R.

Principle and stability of locking plates Keio J Med 52 (2003) 21-24

# 37. Halmos D.R., Ellis E., Dodson T.B.

Mandibular Third Molars and Angle Fractures. J Oral Maxillofac Surg 62 (2004) 1076-1081

# 38. Hammer B., Ettlin D., Rahn B., Prein J.

Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different plate and screw configurations Craniomaxillofac Surg. 23 (1995) 321-324

#### 39. Hart R.T., Hennebel V.V., Thongpreda N., Van Buskirk W.C., Anderson R.C.

Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study

J Biomech 25 (1992) 261-286

# 40. Haug R.H., Fattahi T.T., Goltz M.

A Biomechanical Evaluation of Mandibular Angle Fracture Plating Techniques

J Oral Maxillofac Surg 59 (2001) 1199-1210

# 41. Haug R.H., Street C.C., Goltz M.

Does Plate Adaption Affect Stability? A Biomechanical Comparison of Locking and Nonlocking Plates J Oral Maxillofac Surg 60 (2002) 1319-1326

# 42. Haug R.H., Barber J.E., Reifeis R.

A comparison of mandibular angle fracture plating techniques Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 82 (1996) 257-263

## 43. Heibel H., Alt K.W., Wächter R., Bähr W.

Kortikalisdicke am Unterkiefer unter besonderer Berücksichtigung der Miniplattenosteosynthese: Morphometrische Analyse an Sektionsmaterial Mund Kiefer Gesichtschirurgie 5 (2001) 180-185

# 44. Hirai H., Okumura A., Goto M., Katsuki T.

Histologic Study of the Bone Adjacent to Titanium Bone Srews Used for Mandibular Fracture Treatment J Oral Maxillofac Surg 59 (2001) 531-537

## 45. Hopf T., Osthege S.

Interfragmental compression of the Zespol osteosynthesis system. Experimental biomechanical studies Z Orthop Ihre Grenzgeb 125 (1987) 546-552

# 46. Ikemura K., Kouno Y., Shibata H., Yamasaki K.

Biomechanical study on monocortical osteosynthesis for fracture of the mandible

Int J Oral Surg 13 (1984) 307-312

- Joos U., Piffko J., Meyer U. Neue Aspekte in der Versorgung von Unterkieferfrakturen Mund Kiefer Gesichtschir 5 (2001) 2-6
- 48. Jürgens P., Wetzel T., Eichhorn S., Schieferstein H., Zeilhofer H.F., Sader R.

NiTi-Staples versus Plattenosteosynthese: Biomechanische Untersuchungen zur Frakturversorgung am Unterkiefer.

Internationale Biomechanik- und Biomaterial-Tage München: Implantate für die Orthopädie und Traumatologie, Technische Universität München 16.-17. Juli 2004. Biomaterialien 5(2) (2004), 107

# 49. Kapanen A., Ryhänen J., Danilov A., Tuukkanen J.

Effect of nickel-titanium shape memory metal alloy on bone formation Biomaterials 22 (2001) 2475-2480

## 50. Kawai T., Murakami S., Hiranuma H., Sakuda M.

Radiographic changes during bone healing after mandibular fractures Br J Oral Maxillofac Surg 35 (1997) 312-318

## 51. Keller T.

Osseointegration einer mit Plasma-Immersions-Ionen-Implantation behandelten Autokompressionsklammer aus Nitinol- Eine tierexperimentelle Studie

Ludwig- Maximilians- Universität München, Tierärztliche Fakultät, Dissertation (2004)

## 52. Kerawala C.J., Allan W., Wiliams E.D.

Can monocortical miniplates provide bony compression? An experimental model

Br J Oral Maxillofac Surg 41 (2003) 232-235

# 53. King R.E., Scianna J.M., Petruzzelli G.J.

Mandible fracture patterns: a suburban trauma center experience Am J Otolaryngol 25 (2004) 301-307

# 54. Klaue K., Fengels I., Perren S.M.

Long-term effects of plate osteosynthesis: comparison of four different plates

Injury 31 (2000) 51-62

55. Klein P., Schell H., Streitparth F., Heller M., Kassi J.P., Kandziora F., Bragulla H., Haas N.P., Duda G.N. The initial phase of fracture healing is specifically sensitive to mechanical conditions

J Orthop Res 21 (2003) 662-669

56. Kober C., Sader R., Thiele H., Bauer H.J., Zeilhofer H.F., Hoffmann K.H., Horch H.H.

A modular software concept for individual numerical simulation (FEM) of the human mandible Biomed Tech (Berl) 45 (2000) 119-125

57. Kober C., Sader R., Thiele H., Bauer H.J., Zeilhofer H.F., Hoffmann K.H., Horch H.H.

Stress analysis of the human mandible in standard trauma situations with numerical simulation Mund Kiefer Gesichtschir 5 (2001) 114-119

58. Korioth T.W., Romilly D.P., Hannam A.G. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible Am J Phys Anthropol 88 (1992) 69-96

## 59. **Kroon F.H., Mathisson M., Cordey J.R., Rahn B.A.** The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study J Craniomaxillofac Surg 19 (1991) 199-204

# 60. Laster Z., MacBean A.D., Ayliffe P.R., Newsland L.C.

Fixation of frontozygomatic fracture with shape-memory staple Br J Oral Maxillofac Surg 39 (2001) 324-325

# 61. Liu X., Chu P.K., Ding Ch.

Surface modifications of titanium, titanium alloys and related materials for biomedical applications Materials Science and Engineering 47 (2004) 49-121

#### 62. Luhr H.-G.

Entwicklung der modernen Osteosynthese Mund Kiefer Gesichtschirurgie 4 Suppl 1 (2000) 584-590

#### 63. Luhr H.-G., Reidick T., Merten H.A. Results of treatment of fractures of the atrophic ec

Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating J Oral Maxillofac Surg 54 (1996) 250-254

# 64. Meyer C., Kahn J.-L., Lambert A., Boutemy Ph., Wilk A.

Development of a static simulator of the mandible J Cran Max Surg 28 (2000) 278-286

#### Meyer U., Terodde M., Joos U., Wiesmann H.P. Mechanische Stimulation von Osteoblasten in der Zellkultur. Mund Kiefer Gesichtschir 5 (2001) 166-172

66. Neff A., Mühlberger G., Karoglan M., Kolk A., Mittelmeier W., Scherhun D., Horch H.H., Kock S., Schieferstein H. Stability of osteosyntheses for condylar head fractures in the clinic and biomechanical simulation Mund Kiefer Gesichtschir 8 (2004) 63-74

#### Park S.H., O'Connor K., McKellop H., Sarmiento A. The influience of active shear or compressive motion on fracture-healing J Bone Joint Surg Am 80 (1998) 868-878

# 68. Pieri S., Gallivan K.H., Reiter D.

Biplanar plating of mandibular fractures: a new concept with in vitro testing and comparison with the traditional plate-and-screw technique Arch Facial Plast Surg 4 (2002) 47-51

 Renton T.F., Wiesenfeld D. Madibular fracture osteosynthesis: a comparison of three techniques. Br J Oral Maxillofac Surg 34 (1996) 166-173

# 70. Piffkò J., Homann Ch., Schuon R., Joos U., Meyer U.

Experimentelle Untersuchung zur biomechanischen Stabilität unterschiedlicher Unterkieferosteosynthesen. J Craniomaxillofac Surg 24 (1996) 53-57

#### 71. Righi E., Carta M., Bruzzone A.A., Lonardo P.M., Marinaro E., Pastorino A.

Experimental analysis of internal rigid fixation osteosynthesis performed with titanium bone screw and plate systems Mund Kiefer Gesichtschir 7 (2003) 1-6

#### 72. Rosson J., Egan J., Shearer J., Monro P. Bone weakness after removal of plates and scews. Cortical atrophy or screw holes?

J Bone Joint Surg Br 73 (1991) 283-286

# 73. Rozema F.R., Otten E., Bos R.R., Boering G., van Willigen J.D.

Computer-aided optimization of choice and positioning of bone plates and screws used for internal fixation of mandibular fractures Int J Oral Maxillofac Surg 21 (1992) 373-377

#### 74. Sader R., Schieferstein H., Abeln A., Wetzel T., Keller T., Exner B., Jürgens P., Zeilhofer H.F.

Biomechanical and animal experimental results of a new osteosynthesis material made from shape memory alloy

17<sup>th</sup> International Conference on Oral & Maxillofacial Surgery, Wien, 2005

## 75. Saka B.

Mechanical and biomechanical measurement of five currently available osteosynthesis systems of self-tapping screws B J Oral-Max Surg 38 (2000) 70-75

#### 76. Scheffer M.K., Jansen H.W.

Visualization of vascular channels in the mandibular cortex J Biol Buccale 15 (1987) 235-238

#### 77. Schieferstein H., Neff A., Koch S., Zeilhofer H.F., Horch H.H.

Statische und dynamische Untersuchung der Verformung des menschlichen Unterkiefers.

VDI-Bericht 1599: Sicherheit und Zuverlässigkeit durch experimentelle Struktur- und Beanspruchungsanalyse. Düsseldorf: VDI-Verlag (2001) 179-184

#### 78. Schieferstein H.

Experimentelle Analyse des menschlichen Kausystems Technische Universität München, Fakultät für Maschinenbau, Dissertation (2003)

# 79. Schierle H.P., Schmelzeisen R., Rahn B.

Experimental studies of the biomechanical stability of different miniplate configurations for the mandibular angle Fortschr Kiefer Gesichtschir 41 (1996) 166-170

## 80. Schug T., Rodemer H., Neupert W., Dumbach J.

Management of comminuted and open fractures of the mandible and fractures in atrophic mandibles with titanium mesh Mund Kiefer Gesichtschir 4 (2000) 193-196

## 81. Schwenzer N., Ehrenfeld M.

Zahn- Mund- Kiefer- Heilkunde; Band 1: Allgemeine Chirurgie 3. Auflage, Stuttgart, Thieme Verlag, 2000

#### 82. Schwenzer N., Ehrenfeld M.

Zahn- Mund- Kiefer- Heilkunde; Band 2: Spezielle Chirurgie 3. Auflage, Stuttgart, Thieme Verlag, 2002

#### 83. Shetty V., Mc Brearty D., Fourney M., Caputo, A.A.

Fracture Line Stability as a Function of the Internal Fixation System: An In Vitro Comparison Using a Mandibular Angle Fracture Model. J Oral Maxillofac Surg 53 (1995) 791-801

#### 84. Sikes J.W. Jr, Smith B.R., Mukherjee D.P., Coward K.A.

Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws, in fracture and reconstruction models J Oral Maxillofac Surg 56 (1998) 468-473

#### 85. SpiessI B.

Osteosynthese des Unterkiefers Heidelberg, Springer Verlag 1988

#### 86. Stoffel K., Klaue K., Perren S.M.

Functional load of plates in fracture fixation in vivo and ist correlate in bone healing

Injury 31 (2000) 37-50

#### 87. Strackee S.D., Kroon F.H.M., Bos K.E.

Fixation methods in mandibular reconstruction using fibula grafts: a comparative study into the relative strenght of three different types of osteosynthesis

Head & Neck 23 (2001) 1-7

#### 88. Sturmer K.M.

Elastic plate osteosynthesis, biomechanics, indications and technique in comparison with rigid osteosynthesis Unfallchirurg 99 (1996) 816-829

#### 89. Tams J., van Loon J.P., Otten E., Rozema F.R., Bos R.R.

A three-dimensional study of bending and torsion moments for different fracture sites in the mandible: an in vitro study Int J Oral Maxillofac Surg 26 (1997) 383-388

 Tams J., van Loon J.P., Rozema F.R., Otten E., Bos R.R. A three-dimensional study of loads across the fracture for different fracture sites of the mandible. Br J Oral Maxillofac Surg 34 (1996) 400-405

#### Tate G.S., Ellis E. 3rd, Throckmorton G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations J Oral Maxillofac Surg 52 (1994) 734-736

- 92. Throckmorton G.S., Ellis E. 3rd, Winkler A.J., Dechow P.C. Bone strain following application of a rigid bone plate: an in vitro study in human mandibles J Oral Maxillofac Surg 50 (1992) 1066-1073
- Tuncer N., Demiralp A.S., Guven O., Keskin A., Bor S. A biomechanical comparison between original and used titanium miniplates J Craniomaxillofac Surg 24 (1996) 58-61

#### 94. Uhthoff H.K., Boisvert D., Finnegan M. Cortical porosis under plates. Reaction to unloading or to necrosis? J Bone Joint Surg Am 76 (1994) 1507-1512

- 95. Wachter R., Stoll P. Can steel screws be combined with titanium plates? Hard polishing technique and SEM in animal experiments. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 15 (1991) 275-284
- 96. Wen X.F., Mo X.D., Ou Y.J. Comparison of the results in 59 patients with mandibular fractures treated by internal rigid fixation and inter maxillary ligation. Shanghai Kou Qiang Yi Xue 13 (2004) 227-229
- 97. Yamaji T., Ando K., Wolf S., Augat P., Claes L. The effect of micromovement on callus formation J Orthop Sci 6 (2001) 571-575

#### 98. Yang P.-J., Zhang Y.-F., Ge M.-Z., Cai T.-D., Tao J.-Ch. Internal Fixation With NiTi Shape Memory Alloy Compressive Staples In Orthopedic Surgery Chinese Medical Journal 100 (1987) 712-714

#### Ziccardi V.B., Schneider R.E., Kummer F.J. Wurzburg lag screw plate versus four-hole miniplate for the treatment of condylar process fractures. J Oral Maxillofac Surg 55 (1997) 602-607

# 100.Zuh Z., Dai K., Qiu S.

The structural changes of cortical bone beneath plate after rigid platefixation and removal Zhonghua Wai Ke Za Zhi 35 (1997) 418-420

# 9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	a) das Trajektoriensystem und b) belastungsfreie Zone und Kraftrichtungen [85]	. 2
Abbildung 2:	a) Staple aufgebogen (Martensit) und b) Staple eingebracht (Austenit)	. 6
Abbildung 3:	Schematische Darstellung der Gitterzustände von Formgedächtnismaterial[24]	. 6
Abbildung 4:	Primäre Knochenheilung [81]	12
Abbildung 5:	Sekundäre Knochenheilung [81]	13
Abbildung 6:	Darstellung des Bendings unter incisaler, contralateraler und ipsilateraler Last: linke Spalte die Werte für das angepasste Bruchgebirge und rechte Spalte die der ebenen Fraktur	21
Abbildung 7:	Darstellung des stärker verzahnten Bruchgebirges im Vergleich zu der durch einfaches Brechen hergestellten Fraktur von vestibulär a1) und b1) und lingual a2) und b2)	ו 22
Abbildung 8:	a) Bohrer für Staples und b) Nahaufnahme von einem 8mm langen Staple	23
Abbildung 9:	a) Greifzange für Staples, b) Nahaufnahme des Zangenmauls und c) Staple mit der Greifzange aufgenommen	23
Abbildung 10:	a) Aufbiegezange und b) Aufbiegevorgang eines Staples nach Kühlung mit Eisspray	24
Abbildung 11:	a) Nahaufnahme von einem rechtsseitig aufgebogenen Staple und b) Applikation des Staples in das UK-Modell	24
Abbildung 12:	Röntgenbilder einer mit drei Staples fixierten Kieferwinkelfraktu a) von lateral und b) von frontal	r 25
Abbildung 13:	<ul><li>a) 4-Loch-Miniplatte und b) Bohrer f ür die Miniplatten und</li><li>c) Schraube f ür die Miniplatten</li></ul>	26
Abbildung 14:	Röntgenbilder einer mit zwei Miniplatten versorgten Kieferwinkelfraktur a) von lateral und b) von frontal	27
Abbildung 15:	Prüfstand mit Kameras, Steuereinheit und Computer für die Auswertung	28
Abbildung 16:	Darstellung der Aufhängung eines Unterkiefermodells a) von frontal und b) von lateral	29
Abbildung 17:	a) Tracking (Setzen der Punkte für das Koordinatensystem) frontal und b) Tracking lateral	30

Abbildung 18:	Setzen der Strecken für die Bestimmung der Relativbewegung der Frakturfragmente a) frontal und b) lateral	) 31
Abbildung 19:	Darstellung der von Shetty et al. [83] aufgezeigten Auslenkungsarten einer Fraktur	32
Abbildung 20:	Position der Staples	33
Abbildung 21:	Darstellung des Bendings in wiederholten Messungen (v04/1- v04/4) a) unter incisaler, b) contralateraler und c) ipsilateraler Last	34
Abbildung 22:	Versuch ohne (links) und mit M. pter. med. (rechts)	35
Abbildung 23:	Darstellung des Einflusses des M. pter. med. anhand der Messung der Auslenkungen	35
Abbildung 24:	Unterkiefermodell versorgt mit a) drei Staples und b) zwei Miniplatten	36
Abbildung 25:	Unterkiefermodell, versorgt mit a) zwei Staples und b) drei Staples	37
Abbildung 26:	Kieferwinkelfraktur versorgt mit a) einer Miniplatte und b) zwei Miniplatten	38
Abbildung 27:	Verhalten der Kieferwinkelversorgung mit und ohne kaudale Platte	38
Abbildung 28:	Verhalten der Kieferwinkelversorgung mit und ohne kaudalen Staple	39
Abbildung 29:	Winkeländerung bei unterschiedlichen Belastungsschritten	40
Abbildung 30:	Übersicht der Versuche	41
Abbildung 31:	Bending in Abhängigkeit vom Belastungsort	42
Abbildung 32:	Gapping in Abhängigkeit vom Belastungsort	43
Abbildung 33:	Torsion in Abhängigkeit vom Belastungsort	44
Abbildung 34:	Winkeländerungen bei incisaler Last	45
Abbildung 35:	Winkeländerungen bei contralateraler Last	46
Abbildung 36:	Winkeländerungen bei ipsilateraler Last	47
Abbildung 37:	Bending in Abhängigkeit vom Belastungsort	48
Abbildung 38:	Gapping in Abhängigkeit vom Belastungsort	49
Abbildung 39:	Torsion in Abhängigkeit vom Belastungsort	50
Abbildung 40:	Winkeländerungen bei incisaler Last	51

Abbildung 41:	Winkeländerungen bei contralateraler Last	52
Abbildung 42:	Winkeländerungen bei ipsilateraler Last	53
Abbildung 43:	Röntgenbild der Versorgung der Kieferwinkelfraktur mit zwei 8mm- Staples von a) lateral und b) frontal	31
Abbildung 44:	Röntgenbild der Versorgung der Kieferwinkelfraktur mit einer 6- Loch Miniplatte von a) lateral und b) frontal	81
Abbildung 45:	Röntgenbild der Versorgung der Korpusfraktur mit zwei 4-Loch- Miniplatten von a) lateral und b) frontal	- 82
Abbildung 46:	Röntgenbild der Versorgung der Korpusfraktur mit drei 8mm- Staples von a) lateral und b) frontal	82

#### 10. Herstellerverzeichnis

- [I]. NORMED Medizin-Technik Vertriebs-GmbH Ulrichstrasse 7 78532 Tuttlingen, Deutschland Tel.: +49-7461/93430, Fax: +49-7461/934320 E-mail: info@normed-online.de
- [II]. orbis°dental Handels GmbH 63067 Offenbach, Deutschland
- Sawbone Europe AB Krossverksgatan 3
   21616 Malmö, Schweden Tel.: +46-40/163040, Fax: +46-40/164842 Internetadresse: www.sawbones.se
- SIMI Reality Motion Systems GmbH Postfach 1518
   85705 Unterschleißheim, Deutschland Tel.: +049-89/3214590, Fax: +49-89/32145916 Internetadresse: www.simi.com
- [V]. Sony Deutschland GmbH Hugo- Eckener- Strasse 20 50829 Köln, Deutschland Tel.: +49-221/5370, Fax: +49-221/537249 Internetadresse: www.sony.de
- [VI]. LEGO GmbH Katharina Sutch, Brand Manager Martin- Kollarstrasse 17 81829 München, Deutschland Tel.: +49-89/43546255 E-mail: katharina.sutch@europe.lego.com
- [VII]. PROXXON GmbH Im Spanischen 18-24 54518 Niersbach, Deutschland Internetadresse: www.proxxon.com

## 11. Anhang

11.1. Röntgenbilder von versorgten Unterkieferwinkelfrakturen



Abbildung 43: Röntgenbild der Versorgung der Kieferwinkelfraktur mit zwei 8mm- Staples von a) lateral und b) frontal



Abbildung 44: Röntgenbild der Versorgung der Kieferwinkelfraktur mit einer 6-Loch Miniplatte von a) lateral und b) frontal

11.2. Röntgenbilder von versorgten Korpusfrakturen in regio molares 6-7



Abbildung 45: Röntgenbild der Versorgung der Korpusfraktur mit zwei 4-Loch- Miniplatten von a) lateral und b) frontal



Abbildung 46: Röntgenbild der Versorgung der Korpusfraktur mit drei 8mm- Staples von a) lateral und b) frontal

# 12. Danksagung

Besonders möchte ich Herrn Professor Dr. Dr. Robert Sader für die freundliche Überlassung des Themas der vorliegenden Arbeit und für die Bereitstellung der Geräte danken.

Gleichermaßen danke ich Herrn Professor Dr. Dr. Hans- Florian Zeilhofer für die Aufnahme als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Hightech-Forschungs-Zentrum.

Ebenso gilt mein Dank den Herren Dr.-Ing. Erwin Steinhauser, Dr.-Ing. Heinrich Schieferstein, Dipl.-Ing. Stefan Eichhorn, dem Zvildinstleistenden Florian Haupt und den anderen Mitarbeitern der Abteilung Biomechanik für den stets freundlichen, kollegialen und fruchtbaren Gedankenaustausch.

Darüber hinaus danke ich Herrn Dr. Philipp Jürgens für die umfassende und hilfreiche Betreuung der Arbeit.

Herrn Dipl.-Chem. Stefan Wetzel danke ich für die Durchsicht und konstruktive Kritik meiner Arbeit.

Meinen Eltern möchte ich für die fürsorgliche Unterstützung danken, die mir das Zahnmedizinstudium ermöglichte.

# 13. Lebenslauf

# Persönliche Angaben

Name	Thomas Wetzel
Geburtsdatum, -ort	07.12.1979 in Heidelberg

# Ausbildung

1986 – 1990 <b>S</b>	Strahlenberger Grundschule in Schriesheim
1990 – 1991 <b>K</b>	Kurpfalz Gymnasium in Schriesheim
1991 – 1999 <b>B</b> (E	<b>Bernhard-Strigel-Gymnasium</b> in Memmingen Besuch des naturwissenschaftlichen Zweiges)
Mai 2000 – Aug. 2004 <b>L</b> S	<b>udwig Maximilian Universität</b> in München Studium der Zahnmedizin
Aug. 2004 – Feb. 2005 S	Staatsexamen der Zahnmedizin
Seit Juli 2005 T	ätigkeit als Vorbereitungsassistent in einer Zahnarztpraxis

# Wehrdienst

Juli 1999 – Okt. 1999	3./Luftwaffenausbildungsregiment 3, Mengen (Grundausbildung)
Okt. 1999 – Mai 2000	Stab Jagdbombergeschwader 34 "Allgäu", Memmingerberg (Dienst in der Luftwaffensicherungsstaffel KR/S)