

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)

Biomechanische Untersuchungen zur Stabilität verschiedener Osteosynthesematerialien  
bei Gelenkwalzenfrakturen vom Typ A

Stefan Koch

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

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender:

Prüfer der Dissertation:

Die Dissertation wurde am 20.05.2003 bei der Technischen Universität München  
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 15.10.2003 angenommen.

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>4</b>
1.1	Zielsetzung.....	8
1.2	Anatomie des Kauorgans.....	9
1.2.1	Das Kiefergelenk.....	9
1.2.2	Die Kaumuskulatur.....	12
1.3	Physiologie und Biomechanik des Kauorgans.....	14
<b>2</b>	<b>Problemstellung bei der Simulation von Gelenkwalzenfrakturen</b> .....	<b>18</b>
<b>3</b>	<b>Material und Methode</b> .....	<b>21</b>
3.1	Aufbau des biomechanischen Versuchsstandes.....	21
3.1.1	Allgemeiner Aufbau.....	21
3.1.2	Computersteuerung .....	24
3.2	Entwicklung des speziellen Versuchsaufbaus.....	27
3.2.1	Versuche zur Belastungsfähigkeit der Sawbones®-Kiefer .....	29
3.2.2	Übertragung auf das Modell .....	29
3.2.3	Präparation der Unterkiefermodelle.....	31
3.2.4	Die Sawbones®-Kiefer im biomechanischen Prüfstand .....	35
3.2.5	Positionierung der künstlichen Gelenkpfanne .....	38
3.2.6	Messwerterfassung .....	40
3.2.7	Auswertungsverfahren .....	41
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>43</b>
4.1	Voruntersuchungen zur Belastungsfähigkeit der Sawbones®-Kiefer .....	43
4.2	Kleinfragmentschrauben 1,2 mm Titan .....	46
4.3	Kleinfragmentschrauben 1,7 mm Titan .....	48
4.4	Kortikalisschraube 2,0 mm Titan .....	50
4.5	Kortikalisschraube 2,0 mm PLLA-PGA.....	52
4.6	PDS-Pins .....	54
4.7	Zusammenstellung der Ergebnisse .....	57

---

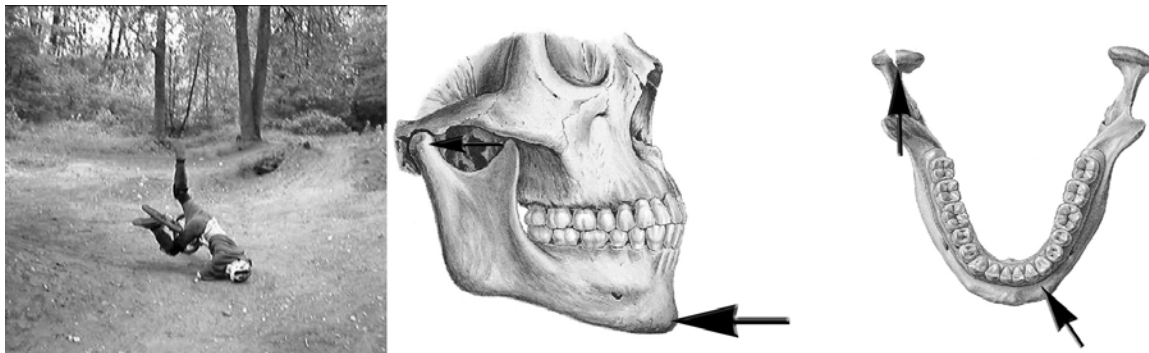
<b>5</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>59</b>
	5.1 Diskussion der Methode .....	59
	5.2 Diskussion der Ergebnisse .....	60
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>66</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>67</b>
<b>8</b>	<b>Herstellerverzeichnis</b> .....	<b>80</b>
<b>9</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>82</b>
<b>10</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>82</b>
<b>11</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>85</b>
<b>12</b>	<b>Lebenslauf</b> .....	<b>86</b>

## 1 Einleitung

Der menschliche Unterkiefer ist ein anatomisch komplexes Gebilde, dem im Sprech-, Kau- und Schluckakt vielfältige Aufgaben zukommen.

Aufgrund seiner ungeschützten Position ist der Kopf bei Verkehrs-, Sport- und Freizeitunfällen sowie Rohheitsdelikten den einwirkenden Kräften direkt ausgesetzt.

Der Anteil der Unterkieferfrakturen an Gesichtsschädelverletzungen liegt bei ca. 65 bis 70% [28]. Hierbei sind in zunehmendem Maße die Gelenkfortsätze des Unterkiefers betroffen. Der Anteil liegt bei etwa 1/3 aller Unterkieferfrakturen [51].



*Abbildung 1: häufige Ursache für die Entstehung von Gelenkwalzenfrakturen*

Gründe hierfür sind in einem veränderten Freizeitverhalten (Abbildung 1) aber auch in einer verbesserten Diagnostik zu sehen, denn erst die verbesserte Bildgebung mit Einführung der Computertomographie ermöglicht eine exakte Darstellung dieses Frakturtyps (Abbildung 2).



*Abbildung 2: Gelenkwalzenfrakturen*

Wurde Anfang der 70er Jahre der Anteil der Gelenkwalzenfrakturen mit maximal 3% angegeben [69], [85], so zeigte Neff in neuere Untersuchungen, die sich auf Auswertungen von Daten der Jahre 1995 bis 1998 [62] stützen und Hlawitschka [26], einen die Gelenkwalze betreffenden Anteil von angenähert fast 40% der diagnostizierten Gelenkfortsatzfrakturen.

Gilt in der Allgemeinen Chirurgie die Osteosynthese von Luxations- bzw. Gelenkfrakturen als „State of the Art-Verfahren“, so herrscht im Fachgebiet der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie eine weitgehend konservative Vorgehensweise.

Frakturen mit dislozierten Fragmenten sowie Luxationsfrakturen der Gelenkwalze werden auch heute noch, wie bereits zu Beginn des 20. Jahrhunderts, traditionell konservativ-frühfunktionell versorgt [2].

Während die Versorgung und Therapie von Gelenkhalsfrakturen der Mandibula bis heute widersprüchlich diskutiert wird, wurde die Versorgung diakapitulärer und hoher Abscherfrakturen der Gelenkwalze gemäß Konsensuskonferenz der IAOMFS (International Association of Oral and Maxillofacial Surgery) 1997 weitgehend einheitlich zur Domäne der konservativen Therapie erklärt, da diese Frakturen einer „sicheren und effektiven Osteosynthese nicht zugänglich“ seien [2]. Neben den operationsassoziierten Risiken, besonders für den Nervus facialis, wird als wesentliches Argument von Vertretern der konservativen Therapie auf die guten funktionellen Ergebnisse hingewiesen. Das Prinzip der konservativen Therapie beruht auf ausgereiften, funktionstherapeutischen Konzepten [5], [28], [69], die in der Ruhigstellung des großen zahntragenden Fragments über eine kurzfristige maxillo-mandibuläre Immobilisierung mit dentalen Schienenverbänden (7 bis 14 Tage) und einer anschließenden, möglichst frühzeitigen Mobilisation besteht, um Ankylosierungen zu vermeiden [11], [42], [69].

In jüngerer Zeit mehrten sich allerdings kritische Berichte über ungünstige funktionelle Ergebnisse nach konservativer Frakturbehandlung, wobei hier in der Regel verfeinerte Nachuntersuchungsmethoden, gestützt auf die Entwicklung elektronischer Registriersysteme zur Aufzeichnung der Kondylenbahn beider Kiefergelenke sowie die Kernspintomographie, zum Einsatz kamen. So wird hier für Luxationsfrakturen der Gelenkwalze eine Rate mittlerer bis schwerer Dysfunktionen (Helkimo-Index  $\geq 5$

Punkte [24] mit 35 bis 70% angegeben [25], [26], [37], [72], [75], [76], [81], [87]. Die kritische Betrachtung der funktionsdiagnostischen Ergebnisse mittels Axiographie offenbarte, dass bei der konservativen Therapie erhebliche Einschränkungen der Kiefergelenkfunktion in Kauf genommen werden. Hier zeigt sich eine Störung der diskokondylären Einheit, da mit der Dislokation der Gelenkwalze oder Gelenkwalzenanteilen auch eine Verlagerung des Discus articularis eintritt [59]. Eine röntgenologische und funktionelle Restitutio ad integrum nach konservativ funktioneller diakapitulärer Gelenkwalzenfraktur konnte für Erwachsene nicht nachgewiesen werden [27].

In den letzten 10 Jahren wurden aufgrund der klinisch nicht zu übersehenden Probleme nach konservativ funktioneller Therapie bei diakapitulären Gelenkwalzenfrakturen, die auch neueste Untersuchungsergebnisse von Hlawitschka und Eckelt weiter bestätigen [27], neue operative Verfahren entwickelt.

1992 stellte RASSE [68], ein innovatives Osteosyntheseverfahren für die Gelenkkopfgregion vor. Über einen modifizierten präaurikulären Zugang [68], [70] wird der Gelenkkopf nach diaartikulärer Reposition mit ggf. transkutan eingebrachten PDS-Pins<sup>1</sup> osteosynthetisch fixiert. Im Regelfall wurden drei Pins in divergierender Richtung zur Rotationssicherung eingebracht und die Ergebnisse von 25 mit diesem Verfahren versorgten Patienten vorgestellt. Um Fragmentdislokationen zu vermeiden, wurde eine Immobilisation für 3 Wochen empfohlen [34].

Zur Verbesserung der Primärstabilität und zur Vermeidung einer intermaxillären Fixation wurde das Verfahren im Weiteren modifiziert. Statt 3 PDS-Pins wurden 2 bikortikale Minischrauben, evtl. in Kombination mit PDS-Pins eingesetzt. Es wurde eine Gleitlochbohrung mit einem 2 mm Bohrer im Bereich des lateralen Kondylenpols bzw. des Gelenkhalses zur Erzielung einer Kompressionswirkung verwendet. KERMER et al. [34] publizierten 1998 die Ergebnisse von 9 osteosynthetisch versorgten Patienten mit 10 diakapitulären Frakturen, der Bruchverlauf wurde als jeweils intrakapsulär im

---

<sup>1</sup> Poly-p-Dioxanon [67, 205], ETHIPIN<sup>®</sup>-Set, Ethicon, D-Norderstedt

lateralen Polbereich angegeben. Die Ergebnisse wurden achsiographisch und konventionell-radiologisch dokumentiert, der durchschnittliche postoperative Beobachtungszeitraum betrug 29 Monate.

Um den Nachteil einer erforderlichen Entfernung des Osteosynthesematerials zu umgehen, verwendeten UMSTADT et al. [88] resorbierbare Platten und 2,0 mm-Schrauben<sup>2</sup> bei 29 Frakturen (26 Patienten mit den Frakturgruppen IV, V und VI nach SPIESSL und SCHROLL [77]), ebenfalls über einen präaurikulären Zugang. Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum betrug 3 Jahre und 10 Monate. Die Dokumentation erfolgte ebenfalls achsiographisch. Bei 20/29 Frakturen wurde eine Diskusdislokation bzw. eine Kapselverletzung beobachtet. Eine partielle Fragmentdislokation wurde bei 3/29 Frakturen nach Osteosynthese mit resorbierbaren Platten und Schrauben beschrieben, betraf aber keine Versorgung mit Schrauben. Auch UMSTADT et al. [88] verwendeten die Schrauben nach dem Zugschraubenprinzip unter Vorbohrung eines Gleitlochs. Aktive Mundöffnungsübungen wurden ab dem dritten postoperativen Tag freigegeben, das postoperative Management beinhaltete Physiotherapie über einen Zeitraum von 8 bis 10 Wochen, Teilbelastung bei weicher Kost und Schutz durch einen okklusalen Aufbissbehelf für 12 Wochen.

Bereits kurz nach Publikation der PDS-Pin-Osteosynthese durch RASSE [68] wurde das Verfahren 1993 an der Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München übernommen. Allerdings machten ungünstige Erfahrungen aufgrund geringer Primärstabilität der mit PDS-Pins versorgten Gelenke bereits kurzfristig eine Modifikation des Osteosyntheseverfahrens erforderlich. Wie auch von Kermer et al. 1998 beschrieben [34], war eine zusätzliche Stabilisierung durch Osteosynthesematerialien auf Titanbasis nicht zu umgehen. Des Weiteren wurden seit Ende 1993 verschiedene, in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie eingeführte, Osteosynthesysteme in der Traumatologie der Gelenkkopfgregion eingesetzt. Neben den auch von Kermer et al. [34] verwendeten,

---

<sup>2</sup> Kopolymer PLLA-PGA (82/18), 2,0 mm System, Lactosorb<sup>®</sup>, W. Lorenz Surgical, Jacksonville, Florida

selbst schneidenden Kortikalis-Minischrauben (Durchmesser 2,0 mm, Durchmesser des Vorbohrers 1,5 mm) wurden bis Ende 1998 alternativ Plattenosteosyntheseverfahren (Profilstärken zwischen 0,55 mm und 1,0 mm und korrespondierende Kortikalisschrauben mit Durchmessern 1,0 mm bis 2,0 mm, System Würzburg, Stryker-Leibinger, D-Freiburg) und – nach Markteinführung Ende 1998 – kurzfristig resorbierbare Schrauben eingesetzt. Die Osteosynthesen orientierten sich dabei primär am Ziel der Funktionsstabilität zur vollen Wiederherstellung der Translationskapazität der Gelenke. Die hierbei, in erster Linie empirisch nach dem „Trial- and Error-Prinzip“ gewonnenen Erfahrungen, zeigten einerseits einen deutlichen Vorteil gegenüber der konservativen Therapie, ließen aber bereits frühzeitig eine Optimierung des operativen Verfahrens wünschenswert erscheinen.

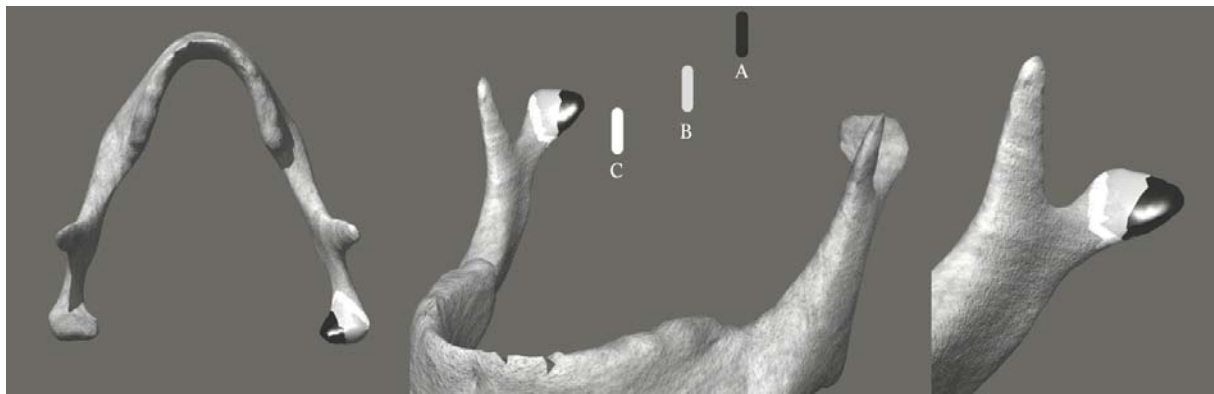
Erst mit der Möglichkeit der sofortigen Belastung des Kiefergelenks kann ein wesentlicher Vorteil, der aus der Wiederherstellung der anatomischen Ausgangssituation mittels Osteosynthese resultiert, genutzt werden. Der frühzeitigen Wiederherstellung der Trophik des Diskus und der Synovia kommt dabei vermutlich eine entscheidende Rolle bei der Prävention von Immobilisationsschäden und entsprechenden degenerativen Folgeerkrankungen zu [13], [17], [43], [63], [74]. Grundvoraussetzung hierfür ist allerdings eine ausreichende Primärstabilität des gewählten Osteosyntheseverfahrens, das eine frühfunktionelle Übungsbehandlung gewährleisten muss. Hierbei sollte die Osteosynthese einen ausreichenden Sicherheitsbereich bieten, um auch intensiverte Mundöffnungs- und Translationsübungen im Rahmen der postoperativen Physiotherapie zu erlauben. Ebenso muss sichergestellt sein, dass die Osteosynthese Manipulationen im Rahmen der systematischen Versorgung komplexer Gesichtsschädelfrakturen ohne Dislokation toleriert.

## 1.1 Zielsetzung

Bisher sind etliche grundlegende Fragen über die Biomechanik des Unterkiefers und des Kiefergelenkes noch nicht zufrieden stellend beantwortet. So sind die meisten Parameter des Kauvorgangs, z. B. die exakten Muskelkräfte sowie die mechanischen Eigenschaften des Unterkiefers und des Kiefergelenkes unbekannt. Ziel dieser Arbeit war deshalb die



Untersuchung des bisher in klinischer Anwendung befindlichen Osteosynthesematerials am Beispiel der diakapitulären Gelenkwalzenfrakturen mit Dislokation medialer Gelenkwalzenteile unter Erhalt der Vertikaldimension des Unterkiefers, nach Neff Frakturtyp A [57] (Abbildung 3), auf dessen Primärstabilität unter funktioneller Belastung. Die gewonnenen Ergebnisse sollten eine bessere Abschätzung des klinischen Erfolges der Osteosynthesematerialien bei der Frakturbehandlung der Gelenkwalze ermöglichen.



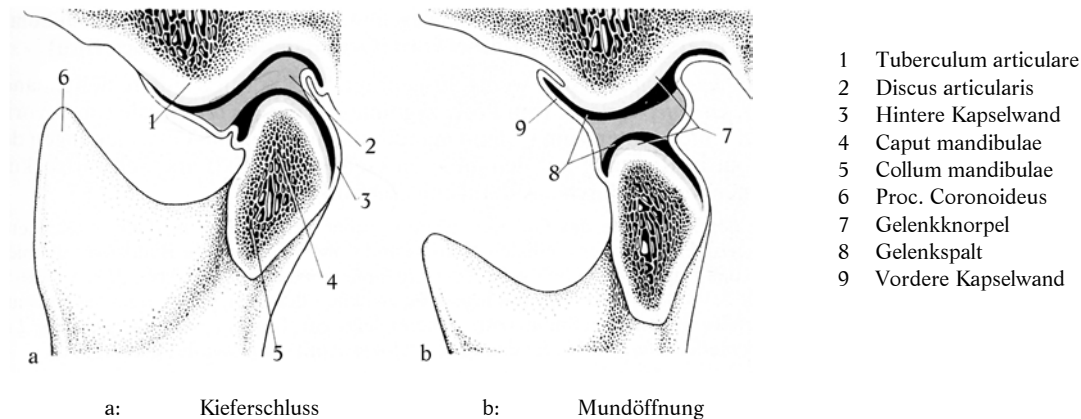
*Abbildung 3: die Frakturtypen A, B, C der Gelenkwalze in einer anatomischen Übersicht, farblich dargestellt das entsprechende mediale Fragment*

## 1.2 Anatomie des Kauorgans

### 1.2.1 Das Kiefergelenk

Das menschliche Kiefergelenk ist ein Doppelgelenk. Der Discus articularis trennt als bikonkave, faserknorpelige Zwischenscheibe die beiden Gelenkflächen des Kiefergelenks in einen diskotemporalen und einen diskomandibulären Abschnitt (Abbildung 4). Der Diskus überdeckt das Gelenkköpfchen und bildet die eigentliche Pfanne im funktionellen Sinn. Bei Öffnungsbewegungen des Unterkiefers gleitet der Discus articularis entlang dem Tuberculum articulare nach ventral und kaudal. Gleichzeitig führt der Kondylus an der Unterfläche des Discus articularis eine Rotationsbewegung durch. Der gemeinsame Bewegungsablauf ergibt eine Dreh-Gleitbewegung, wobei die initiale Phase der Kieferöffnung hauptsächlich eine Rotation darstellt, während am Ende

der Kieferöffnung die Gleitbewegung überwiegt. Der Bewegungsspielraum des Kiefergelenks wird durch die anatomischen Gegebenheiten des Gelenkes selbst, die Gelenkkapsel und die Bänder begrenzt. Bewegungen des Kiefergelenks sind dreidimensional. Der Bewegungsablauf in einem Gelenk muss mit demjenigen des kontralateralen Gelenkes nicht identisch sein (z. B. Lateralbewegungen).

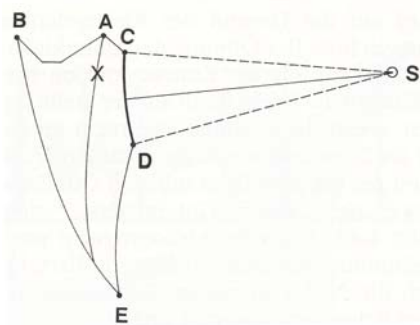


*Abbildung 4: Kiefergelenk in Grenzpositionen, Sagittalschnitt*

Bei den Kieferbewegungen kann man unterscheiden: Artikulationsbewegungen (Bewegungen des Unterkiefers in Zahnkontakt von einer Okklusionsstellung in die andere) und freie Unterkieferbewegungen (Bewegungen des Unterkiefers ohne Zahnkontakt). Bei beiden Bewegungsarten kann man Extremstellungen, so genannte Grenzpositionen registrieren (z. B. maximale Mundöffnung oder maximaler Vorschub des Unterkiefers in Zahnkontakt). Diese Grenzstellungen sind dadurch gekennzeichnet, dass sie jederzeit und exakt reproduzierbar eingenommen werden können. Die Bewegungsbahnen von einer Grenzstellung in die andere werden als Grenzbewegungen bezeichnet. Auch Grenzbewegungen sind reproduzierbar. Damit sind die Grenzen, innerhalb derer die gesamten funktionellen Bewegungen des Unterkiefers ablaufen, definiert.

Funktionelle Bewegungen sind nicht exakt reproduzierbar. Sollen die Unterkieferbewegungen analysiert werden, so werden dazu bestimmte, gleich bleibende Referenzpunkte gewählt, und zwar meistens der Inzisalpunkt und der Mittelpunkt der Kondylen. Die Analyse der Kiefergelenksbewegungen erfolgt in den einzelnen Ebenen des Raumes getrennt

Die Bewegungen des Inzisalpunktes in der Sagittalebene wurden von Posselt beschrieben (Abbildung 5). In der sagittalen Ebene können sowohl die Artikulationsbewegungen als auch die freien Unterkieferbewegungen registriert werden. Aus der habitueller Interkuspitation können Bewegungen nach dorsal und ventral unter Zahnkontakt durchgeführt werden. Die maximale Protrusion führt in eine reproduzierbare Stellung, eine Grenzstellung. Im Regelfall beträgt der Protrusionsweg von der habitueller Interkuspitation bis zur maximalen Protrusionsstellung 9 bis 10 mm. Beim Vorschub aus der habitueller Interkuspitation heraus gleiten die Unterkieferfrontzähne an den Palatinalflächen der Oberkieferfrontzähne entlang (sagittale Schneidezahnführung) über das inzisale Plateau hinweg bis zur maximalen Vorschubstellung. Eine Bewegung nach dorsal ist aus der habitueller Interkuspitation heraus nur für eine kurze Strecke möglich, welche im Durchschnitt 0,5 bis 1,5 mm beträgt. Die dorsalste Stellung des Unterkiefers (retrudierte Kontaktposition) ist ebenfalls eine Grenzstellung. Im gesunden Kauorgan nehmen dabei die Kondylen ihre dorsalste, kranialste und eine seitengleiche Stellung ein. Aus allen möglichen Okklusionsstellungen kann der Unterkiefer geöffnet werden. Alle diese verschiedenen Öffnungsbahnen führen in eine Grenzposition, in die maximale Mundöffnung.



A = habituelle Interkuspitation, B = maximaler Vorschub in Zahnkontakt, C = retrudiertere Kontaktposition, C-D = kreisförmige Öffnungsbewegungen aus der retrudierten Kontaktposition heraus, E = maximale Mundöffnung, S = Scharnierachspunkt, X = Ruheschwengel des Unterkiefers. B, C und E sind Grenzpositionen. B-C, B-E und C-E sind Grenzbewegungen.

*Abbildung 5: Posselt-Diagramm*

Der Öffnungsweg (Schneidekantendistanz bei maximaler Mundöffnung) beträgt 40 bis 50 mm. Reproduzierbare Öffnungsbahnen, sogenannte Grenzbewegungen, können nur aus den Grenzpositionen erfolgen. Wird der Unterkiefer aus der retrudierten

Kontaktposition in Richtung maximale Mundöffnung geführt, so entspricht diese Öffnungsbahn bis zu einem Weg von ca. 2 cm einer reinen Kreisbewegung. Erst danach geht die Unterkieferöffnung in eine Dreh-Gleitbewegung über. Der Mittelpunkt für diese Rotationsbewegung liegt in der Gegend des Kondylus. Seine Projektion auf die Haut wird als Scharnierachspunkt bezeichnet. Die gedachte Verbindungslinie zwischen den Scharnierachspunkten rechts und links ist die terminale Scharnierachse. Aus der habituellen Interkuspitation heraus erfolgt die Mundöffnung als Dreh-Gleitbewegung, wobei im initialen Öffnungsstadium die Rotation überwiegt. Diese innerhalb der Grenzbewegungen verlaufende Öffnung des Mundes stellt eine funktionelle Bewegung dar. Auf einer funktionellen Öffnungsbahn liegt die Ruheschwebelage (Ruhelage) des Unterkiefers. Es handelt sich um eine Position, welche der Unterkiefer bei entspannter Muskulatur (Kaumuskulatur, mimische Muskulatur, Nackenmuskulatur) und aufrechter Körperhaltung einnimmt. Die Zahnreihen haben dabei keinen Kontakt, sondern einen Abstand von durchschnittlich etwa 2 bis 4 mm.

### 1.2.2 Die Kaumuskulatur

Die eigentliche Kaumuskulatur besteht aus vier Muskelgruppen: dem Musculus temporalis, dem Musculus masseter, dem Musculus pterygoideus lateralis und dem Musculus pterygoideus medialis. Sie sind, mit Ausnahme des Musculus pterygoideus lateralis, alles Schließmuskeln des Unterkiefers. Alle Muskeln, die die Kaumuskulatur unterstützen, werden als akzessorische Kaumuskeln bezeichnet. Hierzu zählt vor allem die Zungenbeinmuskulatur (Musculus digastricus, Musculus mylohyoideus, Musculus stylodyoideus und der Musculus geniohyoideus) sowie im weiteren Sinne auch die Muskeln der Wangen, der Lippen und der Zunge.

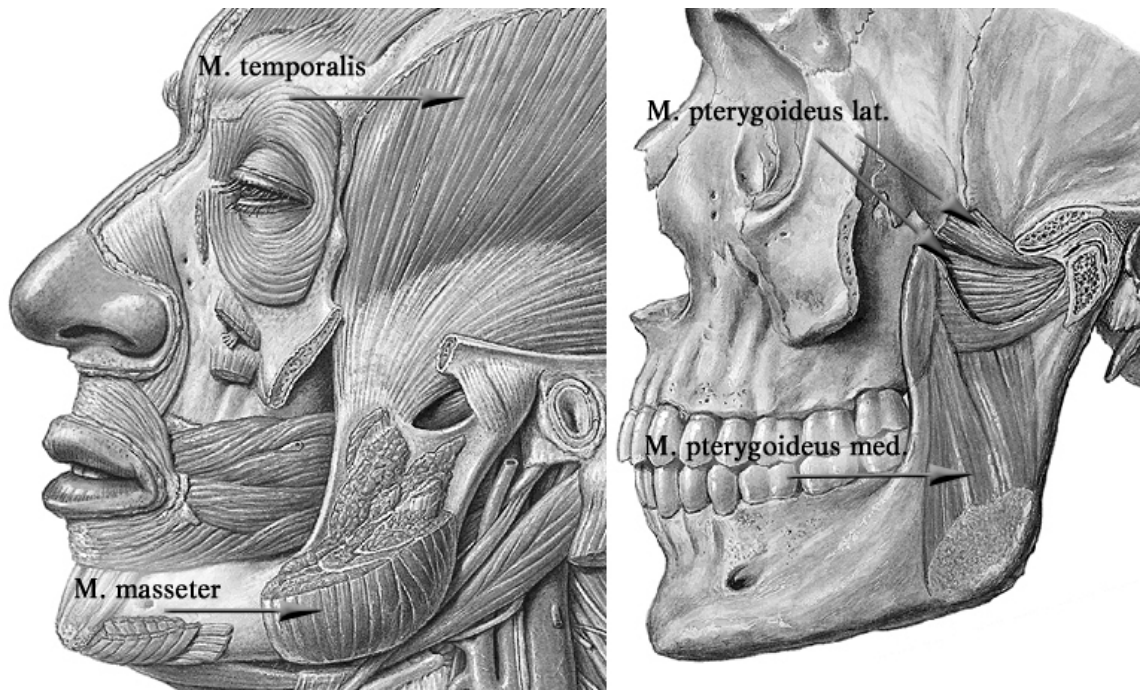
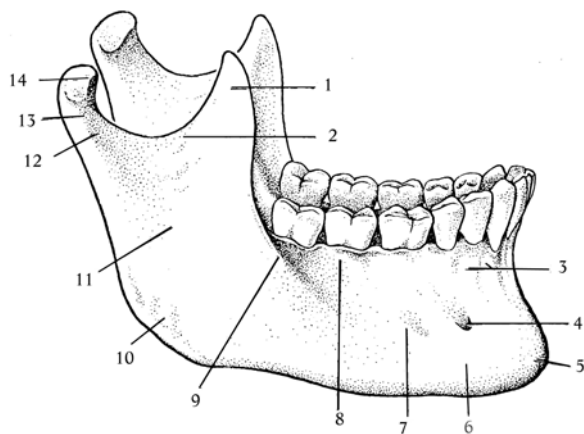
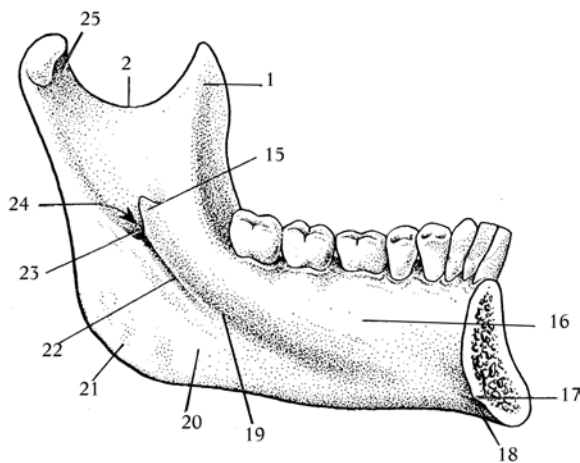


Abbildung 6: die eigentliche Kaumuskulatur



Ansicht von lateral

- 1 Proc. coronoideus
- 2 Incisura mandibulae
- 3 Juga alveolaria
- 4 Foramen mentale
- 5 Protuberantia mentalis
- 6 Basis mandibulae
- 7 Corpus mandibulae
- 8 Pars alveolaris
- 9 Linea obliqua
- 10 Angulus mandibulae
- 11 Ramus mandibulae
- 12 Proc. condylaris
- 13 Collum mandibulae
- 14 Caput mandibulae



Ansicht von medial, linke Unterkieferhälfte

- 15 Lingula mandibulae
- 16 Fovea sublingualis
- 17 Spina mentalis
- 18 Fossa digastrica
- 19 Linea mylohyoidea
- 20 Fovea submandibularis
- 21 Tuberositas pterygoidea
- 22 Sulcus mylohyoideus
- 23 Foramen mandibulae
- 24 Canalis mandibulae
- 25 Fovea pterygoidea

Abbildung 7: der Unterkiefer und Ansätze der Kaumuskulatur

Musculus temporalis (Pars anterior, Pars posterior)	Ursprung	Os temporale unterhalb der Linea temporalis inferior und tiefes Blatt der Fascia temporalis
	Ansatz	Spitze und mediale Fläche des Proc. muscularis
	Funktion	Kieferschluss (insbesondere Pars anterior), Rückschub des Unterkiefers (Pars posterior),
Musculus masseter (Pars superficialis)	Ursprung	vordere zwei Drittel des Unterrandes des Arcus zygomaticus
	Ansatz	Angulus mandibulae, Tuberositas masseterica
	Funktion	Kieferschluss, Protrusion des Unterkiefers (Pars superficialis), Laterotrusion des Unterkiefers (einseitige Kontraktion)
Musculus masseter (Pars profunda)	Ursprung	Hinteres Drittel der Innenfläche des Arcus zygomaticus
	Ansatz	Außenfläche des Ramus mandibulae
	Funktion	Kieferschluss
Musculus pterygoideus medialis	Ursprung	Fossa pterygoidea und Lamina lateralis des Proc. pterygoideus
	Ansatz	Tuberositas pterygoidea
	Funktion	Kieferschluss
Musculus pterygoideus lateralis, Caput superius	Ursprung	Äußere Fläche der Lamina lateralis des Proc. pterygoideus, Tuber maxillae
	Ansatz	Kapsel und Diskus des Kiefergelenkes, Fovea pterygoidea des Gelenkfortsatzes
	Funktion	Mundöffnung, Protrusion des Unterkiefers
Musculus pterygoideus lateralis, Caput inferius	Ursprung	Facies temporalis der Ala major des Os sphenoidalis
	Ansatz	Kapsel und Diskus des Kiefergelenkes, Fovea pterygoidea des Gelenkfortsatzes
	Funktion	Mundöffnung

*Tabelle 1: Ursprung, Ansatz und Funktion der Kaumuskulatur*

### 1.3 Physiologie und Biomechanik des Kauorgans

Der Kauakt ist ein komplexer dynamischer Vorgang. Bewegungen erfolgen stets gleichzeitig in beiden Kiefergelenken. Die Gelenkköpfe sind als Teile des unpaaren Unterkiefers miteinander gekoppelt. Bei der Öffnungsbewegung treten beide Gelenkköpfe nach vorn abwärts auf das Tuberculum articulare. Es handelt sich um die

Kombination einer Scharnierbewegung mit einer Geleitbewegung (Drehgleiten). Die virtuelle Achse verläuft hierbei angenähert durch die Foramina mandibulae. Somit ist das Gefäß-Nervenbündel an der Eintrittsstelle in den Unterkiefer der geringsten mechanischen Belastung ausgesetzt. Die reine Vorschubbewegung (Translation) des bezahnten Unterkiefers geht mit einer geringen Mundöffnung einher, so wie sie schon Posselt beschrieben hat (Abbildung 5). Bei der Mahlbewegung wird der Unterkiefer abwechselnd schräg nach rechts und nach links geführt. Dabei handelt es sich jedoch nicht um eine echte Seitwärtsverschiebung. Die Unterkieferköpfe stehen bei der Mahlbewegung zur gleichen Zeitphase nie gleich hoch. Der Unterkiefer kommt also im Ganzen in eine Schräglage. Der Unterkieferkopf (Kondylus) der Seite, zu der der Kiefer verschoben wird, bleibt in der Gelenkgrube stehen und dreht sich um seine vertikale Achse. Der Kondylus der Gegenseite wird gleichzeitig nach vorn abwärts verschoben und gelangt schließlich auf das Tuberculum articulare. Unmittelbar anschließend folgt im Kauakt die entsprechende Bewegung zur Gegenseite. Die Seite des scheinbar „ruhenden“ Kondylus ist die Arbeitsseite, da auf dieser Seite jeweils der Kaudruck auf den Speisebolus übertragen wird. Die Seite des „schwingenden“ Kondylus wird als Balanceseite bezeichnet. Der Kauakt selbst ist eine Kombination aus den oben beschriebenen Teilbewegungen. Die Beschaffenheit des Speisebolus sowie individuelle Faktoren bestimmen seinen Ablauf [16]. Der individuelle Ablauf ist bisher nicht reproduzierbar, aber anhand von Momentaufnahmen ist es möglich ihn zu analysieren. Mit Hilfe von in Grenzpositionen simulierten Belastungsfällen können somit wichtige Erkenntnisse über die im Kiefergelenk auftretenden Belastungen gewonnen werden.

In der Biomechanik wird der Unterkiefer als allgemeiner Hebel definiert, das heißt, einen Körper, der um verschiedene Achsen drehbar ist und an dem an verschiedenen Punkten Kräfte in unterschiedlichen Richtungen angreifen können. Grundsätzlich werden drei Wege der Krafteinleitung auf den Unterkiefer unterschieden. Es sind dies die passiven Kräfte der Gelenkköpfe auf die Gelenkpfannen und des Widerstandes des Nahrungsbolus auf die Dentition. Als aktive Kraft steht diesen die Summe aller Muskelkräfte der Kaumusculatur entgegen. Die vektorielle Summe aller aktiven und passiven an der Mandibula ansetzenden Kräfte ist nach Mutsch in jedem Moment gleich null [56]. Diese vereinfachende Theorie verdeutlicht die Vorzüge eines kompletten

Unterkiefers als Arbeitsgrundlage gegenüber simplifizierten Modellen, berücksichtigt dabei allerdings die auftretenden Verformungen der Mandibula und die Zerkleinerung des Nahrungsbolus nicht, die Frage der Größe des Hebels entfällt jedoch. Im Vordergrund stehen in erster Linie Größe und Richtung der einwirkenden Kräfte. Die passive Druckbelastung des Kiefergelenkes wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Histologische Untersuchungen des Gelenkes stützen die These einer Druckbelastung in den Gelenken während des Kauaktes [6], [80]. In der Pars intermedia des Discus articularis findet sich eine Häufung chondroider Zellen, die für eine Druckbelastung sprechen. Unter Aktivität des Muskulus masseter ist in der Simulation beim Pressen eine Belastung im Bereich des lateralen Kondylenpols zu erwarten [41], die sich auch an anatomischen Präparaten verifizieren läßt [58, 90]. Auch die funktionelle Architektur des Kiefergelenkfortsatzes mit massiven vertikalen Trajektorien [79] spricht für eine Druckbelastung, wobei der elliptische Bau des Gelenkköpfchens gemäß spannungsoptischen Untersuchungen der Aufnahme und Verteilung multidirektionaler und rasch wechselnder Belastungen Rechnung trägt [28], [79]. Spannungsoptische Modellversuche, Knochendichtemessungen sowie elektromyographische Untersuchungen führten zu dem Schluß, dass unter physiologischen Bedingungen ein Druck durch den jeweiligen Drehpunkt senkrecht auf die Gelenkfläche auftreten kann. Größe und Richtung dieses Druckes sind abhängig vom Rotationspunkt im Nahrungsbolus, der als Hypomochlion zu verstehen ist. Das Gelenk wird also nicht in jedem Fall, sondern in Abhängigkeit vom Kauvorgang belastet [12], [22], [30], [47], [52], [56]. [85], [86]. Beim unilateralen Kauvorgang wird das Gelenk der Balanceseite (kontralateral) stärker belastet als das Gelenk der Arbeitsseite (ipsilateral) [12], [29], [67]. Die parallele Entwicklung eines biomechanischen Prüfstandes und eines dreidimensionalen Modelles des Kauapparates führten zu ersten qualitativen Ergebnissen bezüglich der kondylären Belastung auf Arbeits- und Balanceseite [22]. Bei einer eingeleiteten Muskelkraft von 100% liegt die okklusale Last im Bereich der Molaren zwischen 45-65% von diesem Wert, während die Kondylen auf der Arbeitsseite mit 10-15% und auf der Balanceseite mit approximativ 25% belastet werden [12]. Die Vermutung, dass exzessive Krafteinwirkung auf die Kiefergelenke zu dysfunktionsbedingten Störungen und pathologischen Veränderungen an den



Gelenkstrukturen führen, läßt weiterhin anhaltendes Interesse an der Untersuchung dieser Kräfte zu. Erste quantitative Resultate bezüglich Größe und Richtung der kondylären Kräfte, basierend auf biomechanischen Untersuchungen und mathematischen Modellen, wurden erst kürzlich für eine statische Simulation (variable Simulation in der Sagittalebene) publiziert und berichten über sehr hohe im Gelenkbereich auftretende Kräfte, die im Bereich über 1000 Newton pro Gelenk in Kopfbissposition lagen [54]. Aktuelle dreidimensionale mathematische Modelle lassen durchschnittliche Werte zwischen 150 bis ca. 260 Newton pro Gelenk erwarten [52] und bestätigen die von KOOLSTRA et al. [38] berechneten Werte. Neben dem Gelenk unterliegen die Zahnreihen einer passiven Kraft, die direkt vom Widerstand des Nahrungsbolus abhängig ist. Diese physiologischen Kräfte für die Nahrungszerkleinerung werden durch das neuromuskuläre System über Rezeptoren in der Wurzelhaut gesteuert und limitiert. Die Belastbarkeit der Zähne nimmt von mesial nach distal zu. Bei der Untersuchung der maximal möglichen Kaufkräfte wurde als limitierender Faktor die Schmerzgrenze des Desmodonts bei 100 N pro Quadratzentimeter gemessen [4]. Erste in vivo Untersuchungen des Kaudruckes wurden bereits in den 50er Jahren mit Hilfe von Kraftaufnehmern in Zahnfüllungen und Zahnersatz, gefolgt von einer Vielzahl ähnlicher Experimente, durchgeführt. Die ermittelten Werte schwanken interindividuell und – in Abhängigkeit von der Nahrungsart sowie der Messlokalisation – zwischen 5 N und 120 N [1], [31]. Zusammenfassend ist die große Diskrepanz zwischen tatsächlich aufgewendeter Kaufkraft bei der Nahrungszerkleinerung und den möglichen Maximalkräften auffällig. Entscheidend ist, dass im Bereich der Kauflächen, also am zweiten Ort der Krafteinleitung, physiologische Werte einen Bereich über 100 N in der Regel nicht übersteigen [38], [53], [54], [66].

Die einzigen aktiven Kräfte des Kauorgans sind die der Muskulatur. Die maximalen Kräfte der einzelnen Kaumuskeln wurden aus den physiologischen Muskelquerschnitten rechnerisch ermittelt. Diese Berechnungen lassen jedoch keine Aussage bezüglich der physiologischen Beteiligung der einzelnen Muskeln am Kauakt zu. Dazu wurden elektromyographische Untersuchungen durchgeführt, aufgrund deren Ergebnisse unterschiedliche Aktivitätsgrade einzelner Muskeln typischen Situationen des Kauaktes

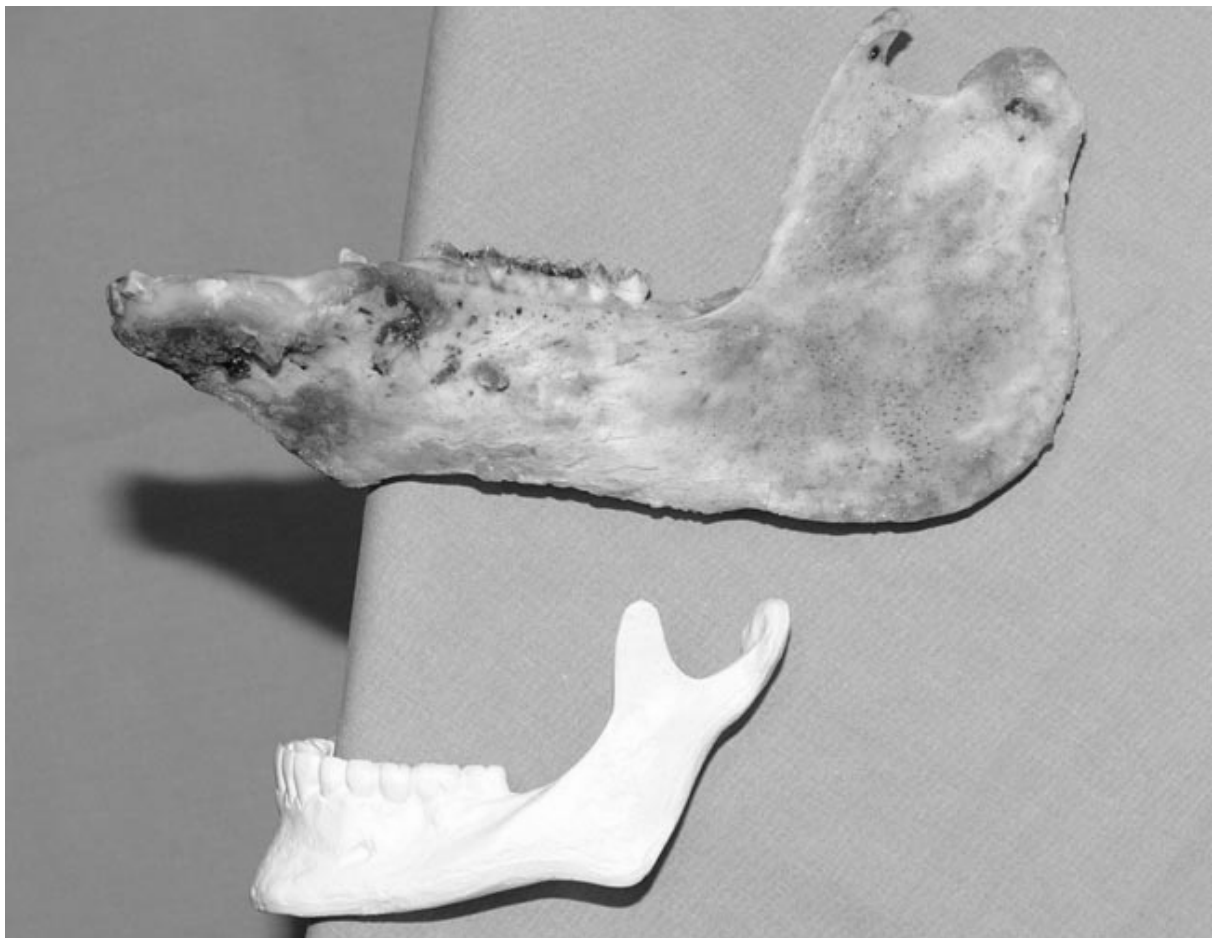
zugeordnet werden konnten [18], [20], [52]. Einige Autoren benutzen spannungsoptische Untersuchungen, Modellversuche und theoretische Überlegungen, um typischen Belastungsfällen physiologische Muskelkräfte zuzuordnen [14]. Eine quantitative Auswertung dieser Untersuchungen ist jedoch außerordentlich schwierig [3], [35]. Als geeignetes Instrument bieten sich hier die Finite-Elemente-Methoden an, die eine flexible Analyse unterschiedlicher Belastungssituationen erlauben. Da aber für die Komplexe Anatomie der Gelenkregion bisher nur stark vereinfachte FE-Simulationen zur Verfügung stehen [9], bleiben biomechanische „in vitro“-Teststände bis dato unverzichtbar [54]. Aufgrund der Komplexität des stomatognathen Systems sind darüber hinaus direkte Messungen zum Vergleich der Ergebnisse der FE-Simulation und zur Optimierung der mathematischen Modelle erforderlich [61].

## 2 Problemstellung bei der Simulation von Gelenkwalzenfrakturen

Das menschliche Kiefergelenk nimmt eine einzigartige Sonderstellung [23] auch innerhalb der Primaten durch seine phylogenetisch nach kranial verlagerte Position in einer anterior-posterior verkürzten Gelenkpfanne ein. Hinzu kommen die von Individuum zu Individuum stark variierende Morphologie und Geometrie. Anders als bei invasiven Tierversuchen [21], [29], die der komplexen Anatomie des menschlichen Kiefergelenks aufgrund morphologisch-funktioneller Unterschiede (Abbildung 9) [23], [54] letztlich nicht gerecht werden, bieten hier nur mathematische Berechnungen [7], [10], [19], [36], [38], [64], [85], [86], auf die Methode der Finiten Elemente (FE) gestützte biomechanische Simulationen [15], [21], [41], [71], [84], [89] oder dynamische Analysen [32], [49], ethisch vertretbare Ansätze zur Bestimmung der Gelenkbelastungen. Biomechanische Modelle, die eine Simulation der Gelenkbelastung unter statischen und dynamischen Bedingungen simulieren, existieren bislang nicht. Aus diesem Grund sollte eine möglichst realitätsnahe Simulation der Belastungssituationen durchgeführt werden. Zu diesem Zweck war die Entwicklung eines geeigneten Simulationsverfahrens erforderlich.



*Abbildung 8: starke interindividuelle Unterschiede am Humankiefer*



*Abbildung 9: Kiefermorphologie von Hausschwein und Humanmodell im Vergleich*

Biomechanische Untersuchungen an standardisierten Unterkiefermodellen bieten eine verlässliche Aussage über die Wirkungen auftretender Belastungen [12], [54], [55], [60]. Untersuchungen an Humanpräparaten haben Nachteile hinsichtlich ihrer Verfügbarkeit, Umgang, Präparation und Haltbarkeit. Außerdem können aufgrund großer interindividueller Unterschiede die Ergebnisse nicht direkt miteinander verglichen werden. Ein Mangel, der nur durch eine enorme Stichprobengröße kompensiert werden könnte, aber aufgrund der Verfügbarkeit von Humanpräparaten, nicht realisierbar ist. Untersuchungen an Versuchstieren oder Tierpräparaten haben aufgrund der großen morphologischen Unterschiede (Abbildung 9) nur eine stark eingeschränkte Aussagekraft und kamen deshalb für die Untersuchungen nicht in Betracht.

Um die unterschiedlichsten Verfahren der Unterkieferosteosynthese einer biomechanischen, besonders realitätsnahen, 3-dimensionalen Prüfung zu unterziehen und so offene Fragen der Biomechanik und Problemfälle statisch wie dynamisch lösen zu können, wurde im Rahmen des Sonderforschungsbereiches 438 an der Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München ein neuartiger biomechanischer Versuchsstand entwickelt. Der Versuchsstand wird an der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie (Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger) des Klinikums rechts der Isar der TU-München betrieben. Der Versuchsstand besitzt einen modularen Aufbau und ist so variabel einsetzbar.

Die Variabilität des Aufbaus bildete die Voraussetzung für den Einsatz des Versuchsstandes bei der speziellen Fragestellung dieser Arbeit. Für den experimentellen Teil wurde ein Versuchsaufbau entsprechend der anatomischen, physiologischen und biomechanischen Randbedingungen konstruiert. Die Beschreibung des allgemeinen und speziellen Aufbaus des biomechanischen Prüfstandes erfolgt in Abschnitt 3.1.

## 3 Material und Methode

### 3.1 Aufbau des biomechanischen Versuchsstandes

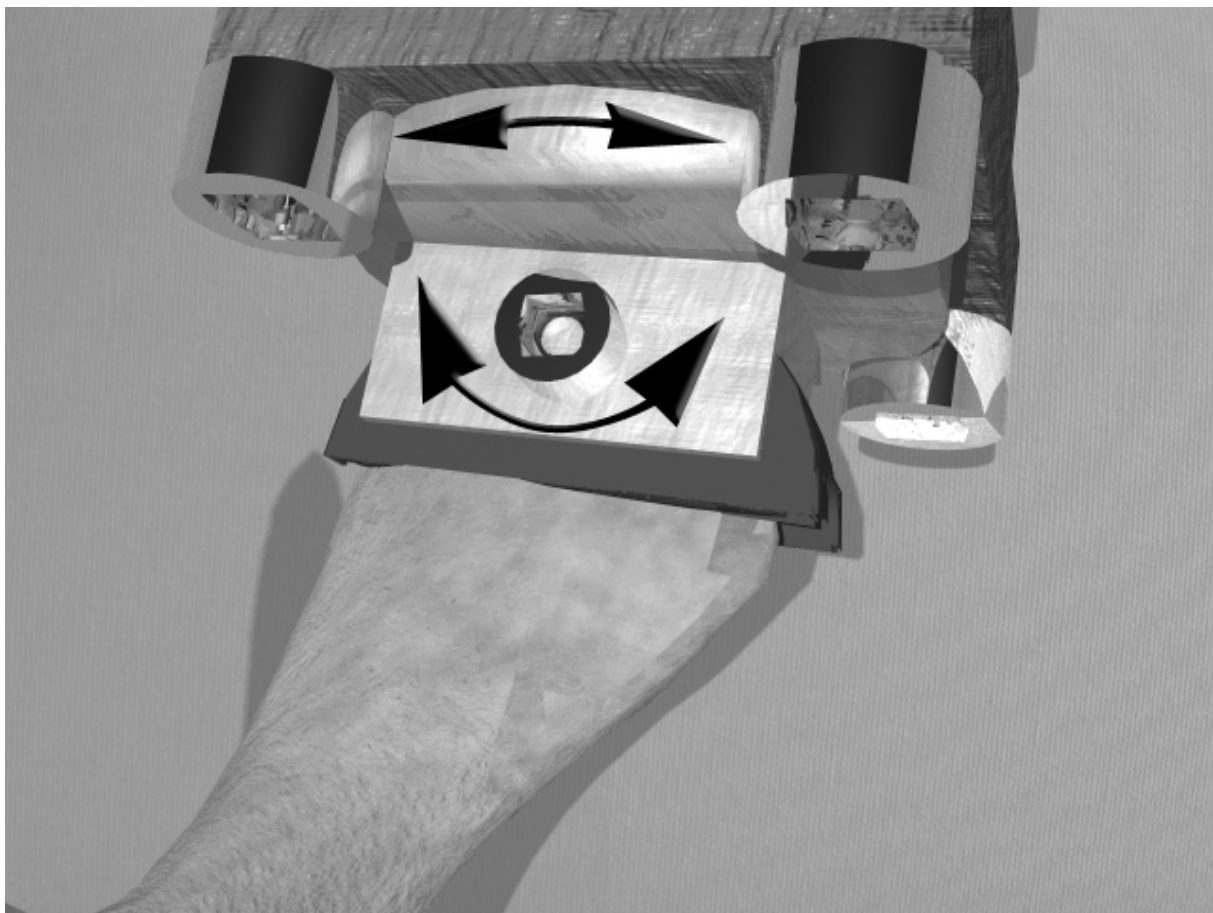
#### 3.1.1 Allgemeiner Aufbau

Der Aufbau des biomechanischen Versuchsstandes basiert auf einem modularen Gestell (Baukastensystem Modul 8, Item® Bayern GmbH, D-Vohburg). Er ermöglicht einen optimalen Zugang zum Einrichten und zur Beobachtung, er lässt sich nach Bedarf variieren und ergänzen. Der modulare Aufbau gewährleistet die variable Aufnahme aller Komponenten sowie eine fast beliebige Anordnung von Versuchsobjekten (Abbildung 10).



*Abbildung 10: biomechanischer Versuchsstand als modulares Gestell*

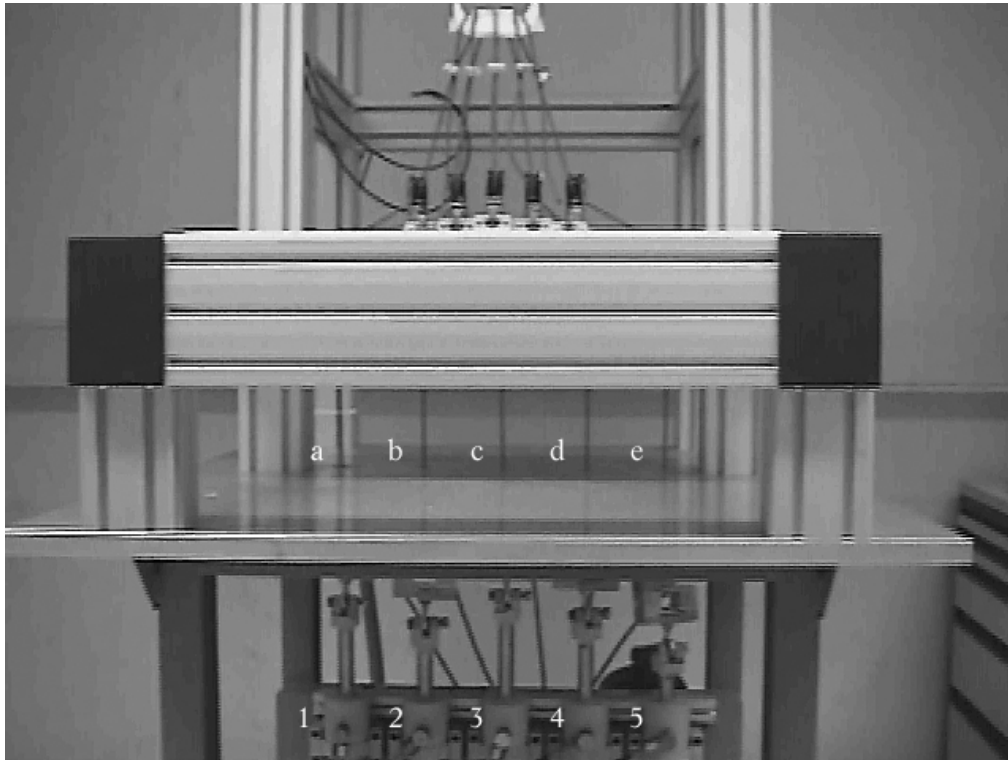
Der Einsatz von Seilen zur Aufhängung der Unterkiefer bietet dabei die größte Flexibilität und fand deshalb Verwendung (Abbildung 12). Für die Aufnahme der Gelenkköpfe wurden anatomisch nachempfundene Gelenkgruben entwickelt, die in ihrer Neigung, im Interkondylarwinkel und im Interkondylarabstand den individuellen Anforderungen angepasst werden können. Piezoelektrische Kraftsensoren (Dreikomponentensensor 9347 B je Kiefergelenk mit Ladungsverstärker 5017 B 1610, Kistler®, Winterthur, Schweiz) gestatten die Messung von im Gelenkbereich auftretenden Gelenkkraften (Abbildung 11).



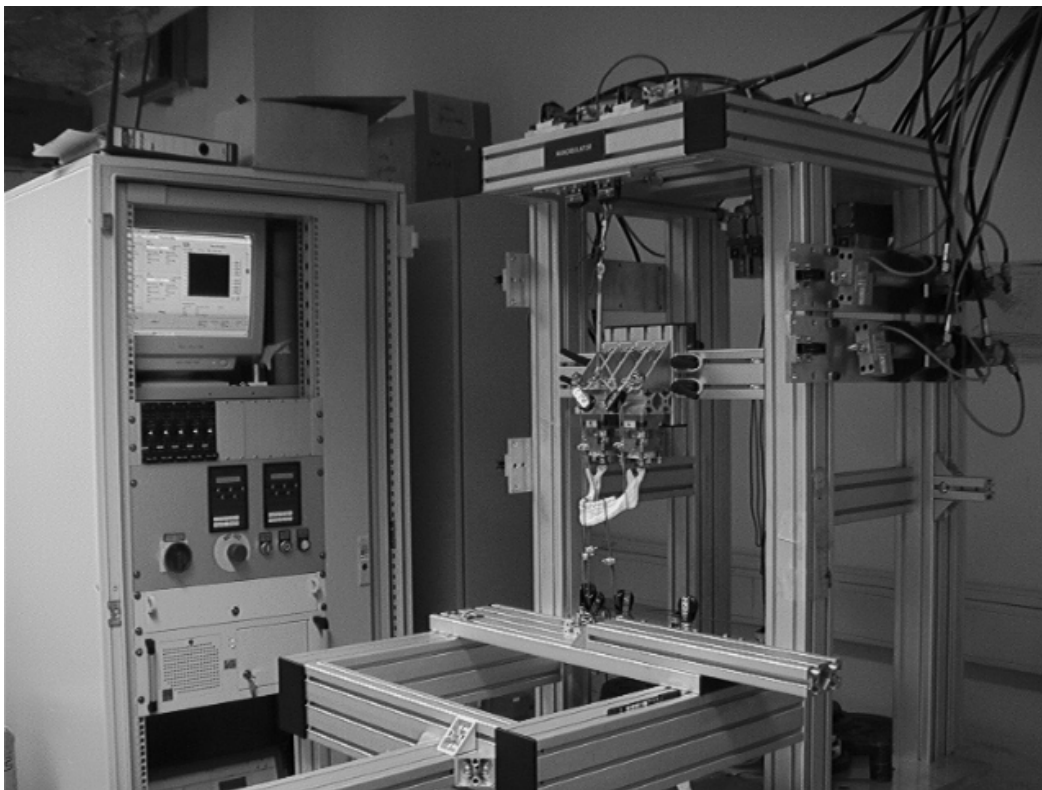
*Abbildung 11: Dreidimensionale piezoelektrische Kraftmessdosen mit künstlicher Gelenkgrube und Freiheitsgrade der Gelenke*

Zur Krafteinleitung in den Unterkiefer erzeugen computergesteuerte Hydraulikzylinder (Heiss®, S 2250 Standardzylinderbaureihe, Bauform 114-1, D-Heitersheim) vordefinierte Kraftverläufe, die über Seile (Nylonseil, vorgedehnt, 3 mm Durchmesser, LIROS Regatta 2000, Bruchlast 500 daN, seil-frey.de) und reibungsarme Umlenkrollen

(Harken™ Nr. 429 und 082, Pewaukee, Wisconsin, USA) auf den Unterkiefer übertragen werden (Abbildung 12).



*Abbildung 12: 5 Hydraulikantriebe mit Seilen zur Krafteinleitung (Ausbaustufe I)*



*Abbildung 13: modularer Versuchsstand, 16 Hydraulikantriebe (Ausbaustufe II)*

Als Lastangriffspunkte definiert wurden hierbei die Stützzonen im Unterkiefer (Molaren- und Prämolarenregion) sowie der Frontzahnbereich, wobei die Angriffspunkte der Lasteinleitung aber prinzipiell variabel einstellbar sind. Diese Lasten können analog zu in vivo beobachteten Messdaten, an einzelnen Zähnen oder Gruppen von Zähnen, symmetrisch bzw. asymmetrisch eingebracht werden. Trotz dynamischer Krafteinleitung bleibt das Objekt in Ruhe, es tritt also keine Starrkörperbewegung auf. Das Gleichgewicht wird durch die künstlichen Gelenke und die Seilzüge, die die Muskelvektoren der Adduktoren (Musculus masseter, M. temporalis und M. pterygoideus medialis) ersetzen, gegeben. Die hydraulischen Kräfte werden als aktive, Adduktoren und Lagerkräfte als passive Kräfte definiert. Piezoelektrische Sensoren (3-Komponenten Kraftmesselement, Sensoren 9347 B und Verstärker 5017 B 1610, Kistler®, Winterthur, Schweiz) nehmen Betrag und Richtung der Kraft im Gelenk dreidimensional auf, das Ist-Signal der Aktoren wird durch DMS-basierende Kraftsensoren (5 AE 501 HBM S2-Sensoren, HBM®, D-Darmstadt, 11 Wegmess-Systeme Baluff, D-Neuhausen-Fildern) erfasst und der Steuerung (11mal RPQ 1, Innowatt®, D-Aichtal-Aich, sowie 5 mal PL 6 PQ, Bosch®, D-Stuttgart) zugeführt. Zur Bestimmung lokaler Spaltbildungen und ggf. auch größerer Dehnungen werden die Verschiebungen ausgewählter Punkte mittels Videotechnik dreidimensional erfasst (3 DLR TRV 900 E PAL Kameras, 48 x Digital Zoom, Sony®, Japan).

### 3.1.2 Computersteuerung

Vor Versuchsbeginn werden am Mess- und Steuerungsrechner<sup>3</sup> (optional unterschiedliche) Belastungsprofile (Sinus, Dreieck, etc.) gewählt und Frequenz, Zyklenzahl, Minimal- und Maximalwerte eingegeben.

---

<sup>3</sup> Betriebssystem Windows NT 4.0 Workstation SP 5; Steuer und Messprogrammierung auf LabView 5.1 (National Instruments, D-München).



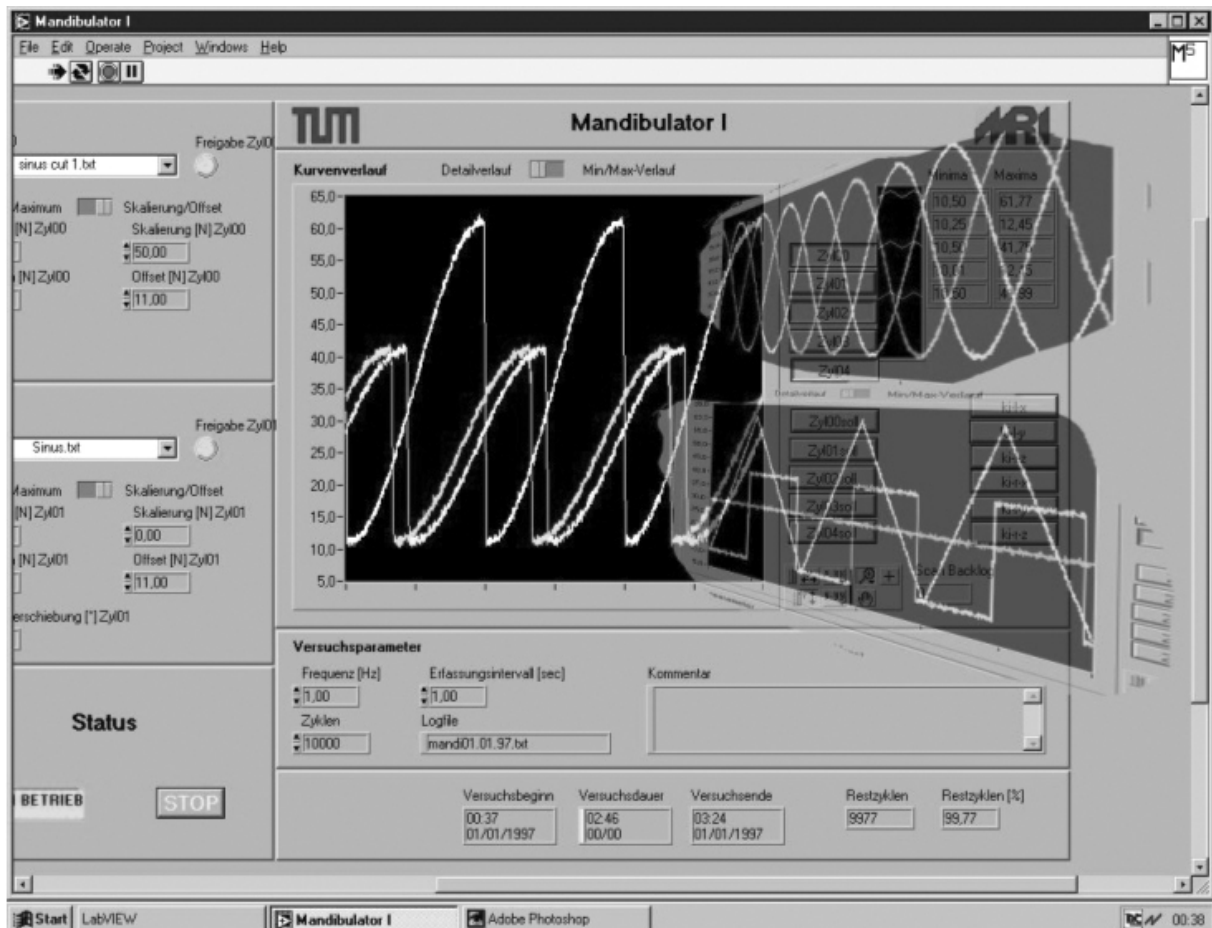


Abbildung 14: Belastungsprofile am Steuerungsrechner

Diese Profile sind als normierte Wertetabellen abgelegt und werden bei Programmstart eingelesen. Weitere Profilverläufe sind so leicht zu ergänzen. Die Programmierung generiert aus den gewählten Profilen und entsprechend den Versuchsparametern die Sollwertvorgaben für die Hydraulikzylinder und visualisiert diese vor Versuchsstart. Nach Eingabe aller Daten kann der Benutzer den Versuch per Knopfdruck starten.

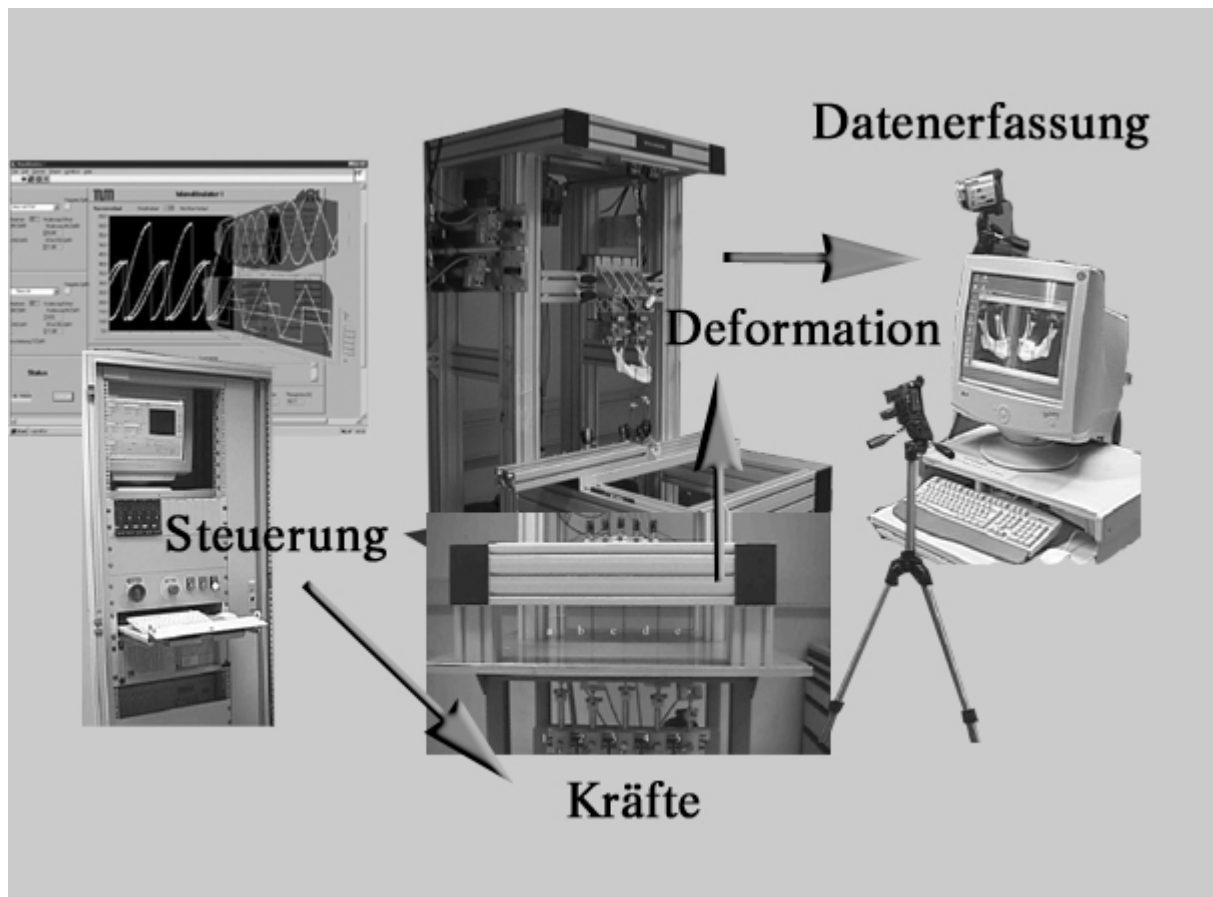


Abbildung 15: Prüfstandsteuerung und Datenerfassung

Die generierten Sollwertkurven werden über den D/A-Wandler zyklisch an die Hydrauliksteuerung ausgegeben. Optional erfolgt eine grafische Visualisierung der Soll- und Ist-Lastverläufe, um gegebenenfalls Regelabweichungen sofort erkennen zu können.

Zusätzlich werden die Signale zweier dreidimensionaler Kraftsensoren aufgezeichnet und online dargestellt. Während des Versuchs werden kontinuierlich die aktuellen Soll- und Istwerte verglichen, um bei Überschreitung eines frei wählbaren Toleranzbandes den Versuch selbsttätig abubrechen. Regulär endet der Versuch automatisch nach der eingestellten Zahl von Versuchszyklen, kann jedoch auf Wunsch per Knopfdruck gestoppt werden. In allen Fällen wird bei Versuchsstopp die Probe entlastet und die Hydraulikregelung abgeschaltet. Zur späteren Offline-Auswertung werden zudem von allen Messkurven kontinuierlich Extremwerte erfasst und in vom Benutzer spezifizierten Intervallen in eine Datei geschrieben.

### 3.2 Entwicklung des speziellen Versuchsaufbaus

Biomechanische Untersuchungen an standardisierten Unterkiefermodellen bieten eine verlässliche Aussage über die Wirkungen auftretender Belastungen und haben, wie einleitend erwähnt, Vorteile gegenüber humanen oder tierischen Präparaten [12], [54], [55], [60]. Die für die biomechanischen Versuche präparierten Unterkiefermodelle Typ 1337 (Abbildung 16) wurden von der Firma Sawbones® Europe AB<sup>4</sup> bezogen.



*Abbildung 16: Sawbones®-Kiefer Typ 1337*

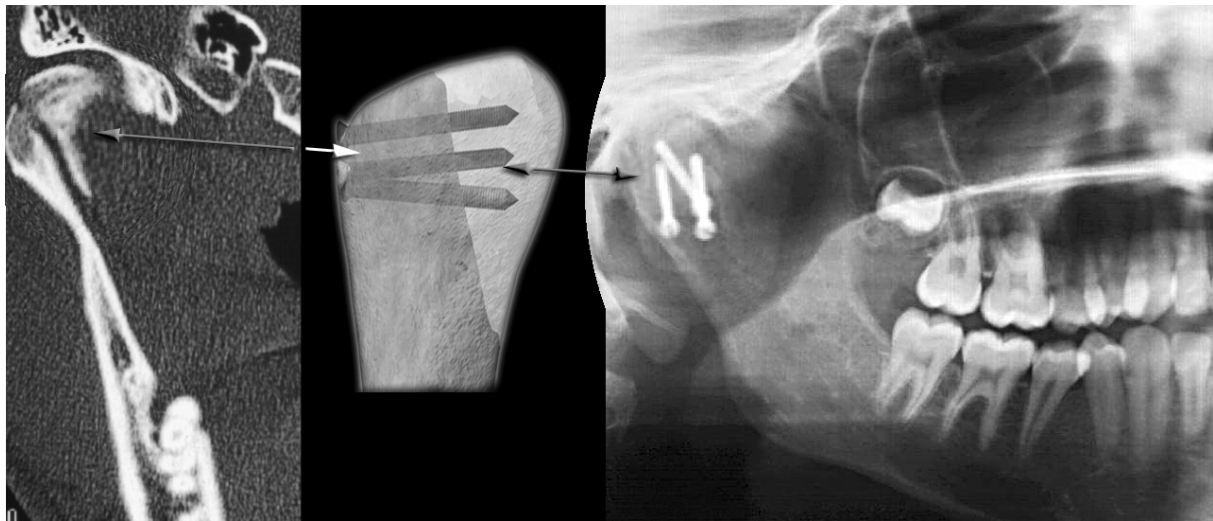
In der klinischen Evaluation wurden bisher Kortikalisschrauben mit einem Durchmesser von 2 mm sowie resorbierbare Schrauben, ebenfalls 2 mm Durchmesser, eingesetzt. Die klinische Erfahrung zeigte, dass die Versorgung 3 Schrauben für den Regelfall zur

---

<sup>4</sup> Sawbones® Europe AB, Krossverksgatan 3, S-21616 Malmö, Schweden. Die Firma Sawbones® hat sich auf die Entwicklung und Herstellung von orthopädischen und medizinischen Modellen mit naturnahen Werkstoffparametern für biomechanische Untersuchungen und praktische Übungen spezialisiert. Die Modelle finden in der Wissenschaft und der Industrie eine breite Anwendung.

Erzielung einer Primärstabilität erforderte. Das bei der Versorgung der Gelenkwalzenfrakturen entstehende Gewebstrauma sollte zur Vermeidung von knöchernen Nekrosen möglichst gering gehalten werden. Eine Verbesserung, in Bezug auf eine geringere Gewebeschädigung, lässt sich von Schrauben geringeren Durchmessers erwarten. So wurde ein in der Handchirurgie eingesetztes Kleinfragmentschraubensystem mit geringerem Schraubendurchmesser ebenfalls auf seine Primärstabilität unter funktioneller Belastung untersucht. Ebenfalls mituntersucht wurde das Originalverfahren für die Frakturen der Gelenkwalze von Rasse [68], das ETHIPIN®-Verfahren, in Hinsicht auf dessen Initialstabilität.

Abbildung 17 zeigt exemplarisch einen typischen klinischen Fall anhand eines computertomographischen Befundes, ein postoperatives Orthopantomogramm mit Versorgung der Klasse A-Fraktur nach Reposition und Osteosynthese sowie eine schematische Darstellung der Versorgung mit Osteosynthesematerial in der Mitte der Abbildung.



*Abbildung 17: klinische Situation vor und nach Versorgung*

Die Aufgabenstellung erforderte es, artifiziell osteotomierte Unterkiefermodelle zunächst mit verschiedenen Osteosynthesematerialien zu versorgen. Die so versorgten Unterkiefermodelle sollten im biomechanischen Versuchsstand einer definierten physiologischen Belastung ausgesetzt werden. Die Richtung und Größe der Kräfte musste, zur Gewährleistung der Reproduzierbarkeit und Standardisierung, individuell steuerbar und quantitativ messbar sein. Als Maß für die Qualität der einzelnen

Osteosynthesematerialien sollte die quantitative Bestimmung des Bruchspaltes bei funktioneller Belastung dienen. Diese Gesamtaufgabe gliederte sich in mehrere Teilschritte:

- Vorversuche zur Evaluation der Belastungsfähigkeit der Sawbones®-Kiefer für alle Belastungszonen (inzisal, im Seitenzahnbereich jeweils ipsi- und kontralateral)
- reproduzierbare Übertragung der klinischen Situation auf das Modell
- reproduzierbare Präparation der Unterkiefermodelle mit Osteosynthesematerial
- Einrichten des biomechanischen Versuchsstandes für physiologische Grenzzustände
- Messung der Daten

### 3.2.1 Versuche zur Belastungsfähigkeit der Sawbones®-Kiefer

Vorab erfolgte eine Evaluation der Belastungsfähigkeit der Sawbones®-Kiefer für alle Belastungszonen (inzisal, im Seitenzahnbereich jeweils ipsi- und kontralateral). Die Belastungen konnten in allen Bereichen bis zu einer Krafteinleitung von 200 N erfolgen. Ein Überschreiten dieses Wertes führte in der Regel zu einer Zerstörung des Modells im Bereich des grazen Gelenkhalses. Gleichzeitig wurden über die Kraftmessdosen Gelenkbelastungen ermittelt, um eine Abschätzung der maximal im Gelenkbereich innerhalb des Lastbereichs auftretenden Kräfte zu erhalten.

### 3.2.2 Übertragung auf das Modell

Analog zum klinischen Fall wurden die Unterkiefermodelle für die biomechanischen Versuche vorbereitet. Um eine standardisierte Präparation für alle Kiefermodelle zu gewährleisten, wurde eine am Modell individuell modellierte Bohr- und Sägeschablone aus Kunststoff hergestellt. Sie ermöglichte einen reproduzierbaren Ansatz am lateralen Kondylenpol der jeweils rechten Gelenkwalze der Unterkiefermodelle (Abbildung 18).

Die Schablone umfasste das Gelenkköpfchen gerade soweit, das die mediale Begrenzungsfläche als Schablone zur Erstellung der Markierung des Frakturverlaufs der Klasse A diente. Nach Anbringen der Kennzeichnung am Kondylus erfolgte die Trennung mit einer feinen Handsäge. Vergleichbar zur klinischen Vorgehensweise sollte auch die Bohrrichtung und damit die Ausrichtung des Osteosynthesematerials zum Bruchspalt festgelegt werden. Hierzu wurden in die Schablone Bohrhülsen aus Metall fest eingelassen. Sie wurden in ihrer Richtung entsprechend der von Rasse für das PDS-Pin-Verfahren empfohlenen Ausrichtungen, leicht divergierend, ausgerichtet. Über die Schablone wurde nun für jeden Kiefer eine exakt reproduzierbare Pilotbohrungen mit einem Bohrer von 1,0 mm Durchmesser, gemessen am Arbeitsende, gesetzt. Diese wurden dann, unter strikter Einbehaltung der Bohrrichtung, mit dem Vorbohrer des jeweiligen getesteten Osteosynthesystems erweitert. Nach Rücksprache mit dem Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie (Direktor: Univ.-Prof. Dr. A. Neiß) der Technischen Universität München wurden so jeweils 6 Sawbones®-Kiefer pro Osteosyntheseart vorbereitet und für die weitere Präparation gruppenweise markiert.

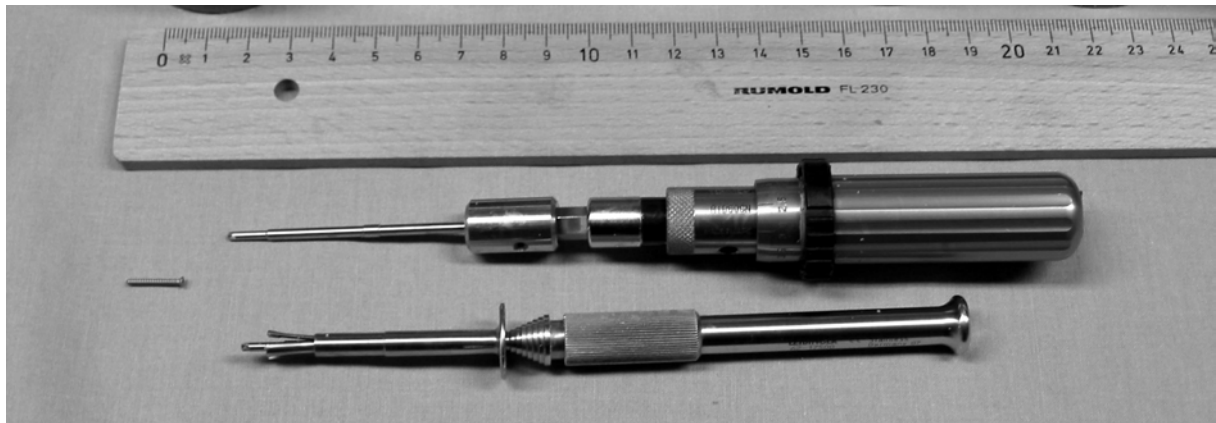


*Abbildung 18: Schablone mit Bohrhülsen und Bohrer*

### 3.2.3 Präparation der Unterkiefermodelle

Die Osteosyntheseschrauben der in Tabelle 2 aufgeführten Osteosynthesysteme wurden, nach Erweiterung des Bohrkanals mit dem für das Osteosynthesematerial vorgesehenen Vorbohrer, eingeschraubt.

Nach Eindrehen der Schraube mit dem Standardschraubendreher bis zum sicheren Greifen der Schraube im Probenmaterial wurde, zur Gewährleistung reproduzierbarer und standardisierter Testbedingungen, ein Drehmomentschlüssel (Tonichi Torque Driver RTD 60 CN, Drehmoment 0,15 cNm) (Abbildung 19) zum Festdrehen der Schraube angewandt.



*Abbildung 19: Drehmomentschlüssel und konventioneller Schraubendreher*

Hierdurch sollte vermieden werden, dass zum einen das subjektive Gefühl beim Einschrauben der Osteosyntheseschrauben die Festigkeit der Osteosynthese steuert und damit die Untersuchungsergebnisse verfälscht, zum anderen ein Überdrehen der Osteosyntheseschrauben, um den Verlust der Festigkeit der Osteosynthese im Probenmaterial zu verhindern. Beim Einschrauben der Osteosyntheseschrauben wurde das jeweils mediale Fragment zur Vermeidung einer Dislokation fixiert.

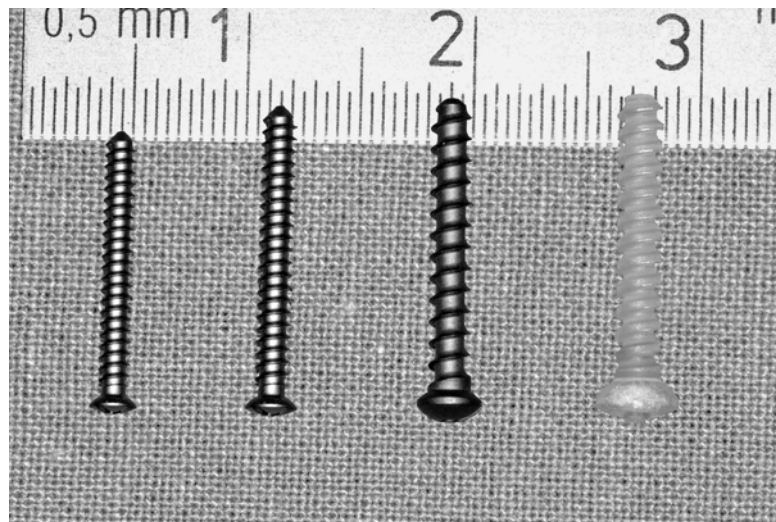


Abbildung 20: makroskopische Ansicht der Osteosyntheseschrauben






Schraubentyp	Kleinfragment-schraube	Kleinfragment-schraube	Kortikalis-schraube	Kortikaliss. resorbierbar	PDS-Pins resorbierbar
System	Profyle Modular®, 1,2 mm XS Modul	Profyle Modular®, 1,7 mm S Modul	Würzburg®	LactoSorb®	ETHIPIN®-Set
					
Hersteller	Stryker-Leibinger®, D-Freiburg	Stryker-Leibinger®, D-Freiburg	Stryker-Leibinger®, D-Freiburg	Walter Lorenz® Surgical, Jacksonville, Florida, USA	Ethicon®, D-Norderstedt
Material	Rein-Titan	Rein-Titan	Rein-Titan	Poly-L-Lactid/ Polyglycolat (82%/18%)	Poly-p-Dioxanon
Durchmesser (mm)	1,2	1,7	2,0	2,0	1,0
Vorbohrung (mm)	1,0	1,4	1,5	1,7	1,3
Gewindeschneidung (mm)	selbstschneidend	selbstschneidend	selbstschneidend	2,0 erforderlich	entfällt
Gewindesteigung	0,6	0,6	0,5	0,4	entfällt
Länge (mm)	13	15	15	15	ca. 15
Länge ≥ 20 mm vorh.	ja	ja	ja	ja	Ja
Kopfdesign Ø (mm)	1,7	2,0	2,3	2,4	entfällt
Kopfdesign Höhe (mm)	0,15	0,3	1,0	2,5	entfällt

Tabelle 2: Spezifikationen der getesteten Osteosynthesematerialien



An den Bruchlinien der Unterkiefermodelle wurden anschließend jeweils von anterior und medial 4 Messpunkte (Durchmesser 0,4 mm) in einem standardisierten Punktabstand von 4 x 8 mm mit einem angefertigtem Stempel, je 2 auf einer Fragmentseite, angebracht. Die Messpunktanordnung erlaubt im biomechanischen Versuch die berührungsfreie und quantitative Ausmessung der auftretenden Verformung mit dem Bewegungserfassungssystem in Relation zur Referenzstrecke von 4 mm, sowie auch die Bestimmung der absoluten Verformung am Bruchspalt.



*Abbildung 21: präparierte Unterkiefermodelle*

Analog erfolgte die Präparation der Unterkiefermodelle mit dem ETHIPIN®-Set<sup>5</sup> (Abbildung 23).



*Abbildung 22: präparierte Unterkiefermodelle mit ETHIPIN®-Pins*

Mit dem Kirschnerdraht wurde die Pilotbohrung nach Angabe des Herstellers auf 1,3 mm erweitert. Mit der Messsonde des ETHIPIN®-Sets wurde der Bohrkanal vermessen und die Länge mit der Messscheibe eingestellt. Der ETHIPIN® wurde mit dieser Einstellung der Messsonde aus dem Applikator geschoben und der aus dem Applikator heraustretende Teil mit dem Skalpell abgetrennt und verworfen. Durch Aufsetzen des

---

<sup>5</sup> Osteosynthetischer Bestandteil sind die ETHIPIN®-Stifte. Die ETHIPIN®-Stifte bestehen aus Poly-p-dioxanon, einem aliphatischen Polyester. Bei klinischer Anwendung sind die Stifte resorbierbar, sie werden durch Hydrolyse abgebaut. Das ETHIPIN®-Set besteht aus 3 Applikatoren mit je einem ETHIPIN®, einem Stempel, einer Messsonde und 2 Kirschnerdrähten

Stempels auf das abgeschnittene Ende des ETHIPIN® wurde dieser durch den Applikator in den Bohrkanal appliziert.



Abbildung 23: ETHIPIN®-Set

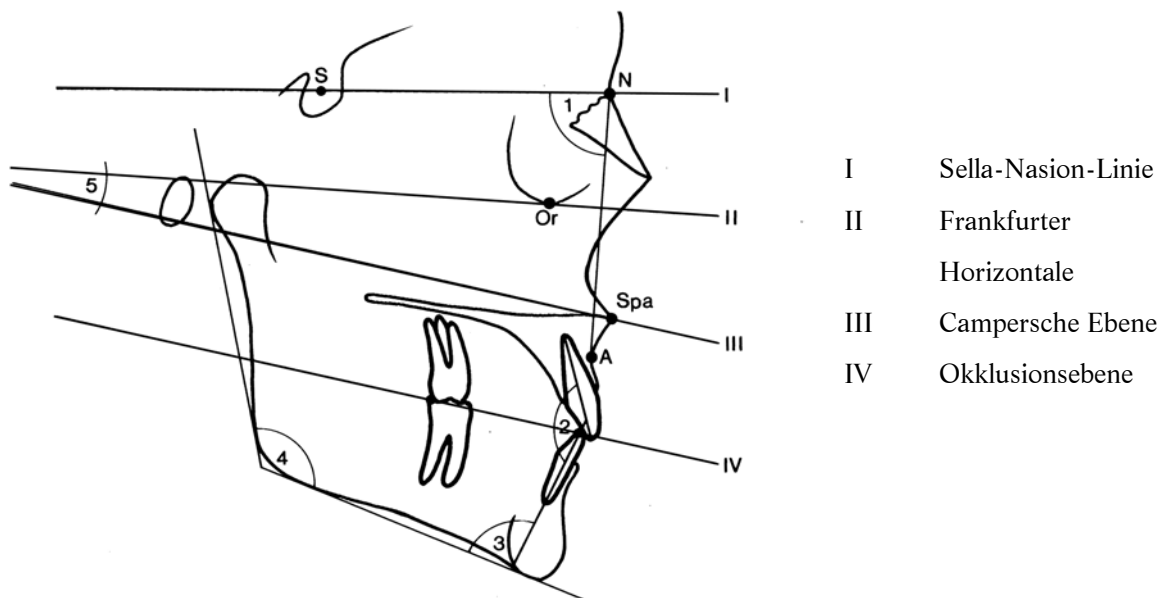
#### 3.2.4 Die Sawbones®-Kiefer im biomechanischen Prüfstand

Von klinischer Relevanz für die Beurteilung der Festigkeit der Osteosynthesen ist deren Funktionsstabilität. Das Kauorgan hat die Aufgabe, die Nahrung für die Verdauung vorzubereiten. Bei der Zerkleinerung der Speisen durch die Zähne handelt es sich vorwiegend um ein Zerquetschen der Nahrungspartikel. Die Nahrungspartikel werden durch Zunge und Wange unter Bildung eines Speisebolus zwischen die Zahnreihen zurückbefördert [45]. Unter der funktionellen Belastung des Kauorgans wurden die Grenzpositionen, die das Posselt-Diagramm darstellt (Abbildung 5), betrachtet. Sie spiegeln die maximalen Belastungen wider:

- anteriores Abbeißen in der Schlussbissposition, Pressen. Die Kondylen befinden sich in einer zentrischen Position.
- Abbeißen eines Speisebolus. Der Unterkiefer befindet sich in reiner Rotation. Die Kondylen befinden sich in einer zentrischen Position.
- Abbeißen eines Speisebolus in Protrusionstellung des Unterkiefers bei maximaler Mundöffnung. Die Kondylen befinden sich in einer anterioren kaudalen Stellung.

- Belastung der osteosynthetisch versorgten Unterkieferhälfte einmal als Arbeits- und Balanceseite bei der Mastikation. Die Kondylen sind exzentrisch eingestellt.

Die Ausrichtung der Unterkiefermodelle im biomechanischen Versuchsstand erfolgte anhand von Normproportionen des Gesichtsschädels (Abbildung 24). Zur Simulation des anterioren Abbeißen in der Schlussbissposition wurden die Kiefer entsprechend einer Position von 0 mm Schneidekantendistanz im biomechanischen Versuchsstand ausgerichtet. Die Einleitung der Kräfte erfolgte senkrecht zur gedachten Okklusionsebene in Schritten von 0-50-100-150-200-0 N, jeweils in der Region der unteren Incisivi sowie ipsilateral und kontralateral im Molarenbereich (Regio 46 und Regio 36).



*Abbildung 24: Normproportionen des Gesichtsschädels [45] als Grundlage der Einstellung der Sawbones®-Kiefer im biomechanischen Prüfstand*

Zur Simulation einer rein rotatorischen Bewegung, mit beidseitig in zentrischer Position eingestellten Kondylen wurde eine Kieferposition entsprechend einer gedachten Mundöffnung von 20 mm Schneidekantendistanz eingestellt. Die Kräfte wurden senkrecht zur gedachten Okklusionsebene in Schritten von 0-50-100-150-200-0 N eingeleitet, jeweils in der Region der unteren Incisivi sowie ipsilateral und kontralateral im Molarenbereich (Regio 46 und Regio 36). Zur Simulation einer maximalen Mundöffnung von 35 mm Schneidekantendistanz bei rein rotatorischer Bewegung, mit

beidseitig in zentrischer Position eingestellten Kondylen, wurde eine Kieferposition entsprechend einer gedachten Mundöffnung von 35 mm Schneidekantendistanz eingestellt. Die Kräfte wurden senkrecht zur gedachten Okklusionsebene in Schritten von 0-50-100-150-200-0 N eingeleitet, jeweils in der Region der unteren Incisivi sowie ipsilateral und kontralateral im Molarenbereich (Regio 46 und Regio 36). Zur Simulation der Belastung auf Arbeits- und Balanceseite bei der Nahrungszerkleinerung erfolgte die Einstellung der Kieferposition entsprechend einer Mundöffnung von 35 mm Schneidekantendistanz. Dabei standen die Kondylen in einer asymmetrischen Protrusionsstellung, individuell angepasst für die Arbeits- und Balanceseite der Kieferbelastung:

- in ipsilateral exzentrischer Position. Dies entspricht einem Seitversatz des Unterkiefers nach medial in Bezug auf den osteosynthetisch versorgten Kondylus. Der ipsilaterale Kondylus schwingt aus seiner Ruhelage, der kontralaterale Kondylus bildet das Bewegungszentrum. Die Position entspricht der Balanceseite des Unterkiefers. Die Pfannenposition des ipsilateralen Kondylus wurde um 10 mm ventral und 10 mm kaudal versetzt. Die Kräfte wurden senkrecht zur gedachten Okklusionsebene in Schritten von 0-50-100-150-200-0 N eingeleitet, jeweils in der Region der unteren Incisivi sowie ipsilateral und kontralateral im Molarenbereich (Regio 46 und Regio 36)
- in kontralateral exzentrischer Position. Dies entspricht einem Seitversatz des Unterkiefers nach lateral, der ipsilaterale Kondylus verbleibt in seiner zentrischen Position. Die Position entspricht der Arbeitsseite des Unterkiefers. Die Pfannenposition des kontralateralen Kondylus wurde um 10 mm ventral und 10 mm kaudal versetzt. Die Kräfte wurden senkrecht zur gedachten Okklusionsebene in Schritten von 0-50-100-150-200-0 N eingeleitet, jeweils in der Region der unteren Incisivi sowie ipsilateral und kontralateral im Molarenbereich (Regio 46 und Regio 36)

## 3.2.5 Positionierung der künstlichen Gelenkpfanne

Bei der Bewegung der Kondylen in der Sagittalebene gleitet der Gelenkkopf samt Discus articularis auf dem Tuberculum articulare nach ventral und kaudal. Dabei beschreibt der Kondylus einen flachen, nach kranial konkaven Bogen. Diese Bewegung wird als sagittale Kondylenbahn bezeichnet (Abbildung 25). Bei maximaler Mundöffnung und bei Protrusion verläuft die sagittale Kondylenbahn annähernd gleich. Bezogen auf die Campersche Ebene bildet die Strecke, die durch den Anfangs- und Endpunkt der sagittalen Kondylenbahn läuft, im Durchschnitt einen Winkel von  $33^\circ$ . Projiziert man die Bewegungsbahn des schwingenden Kondylus ebenfalls auf die sagittale Ebene, so ergibt sich im Vergleich zur reinen Protrusion eine um etwa  $10^\circ$  steilere Bewegungsbahn.

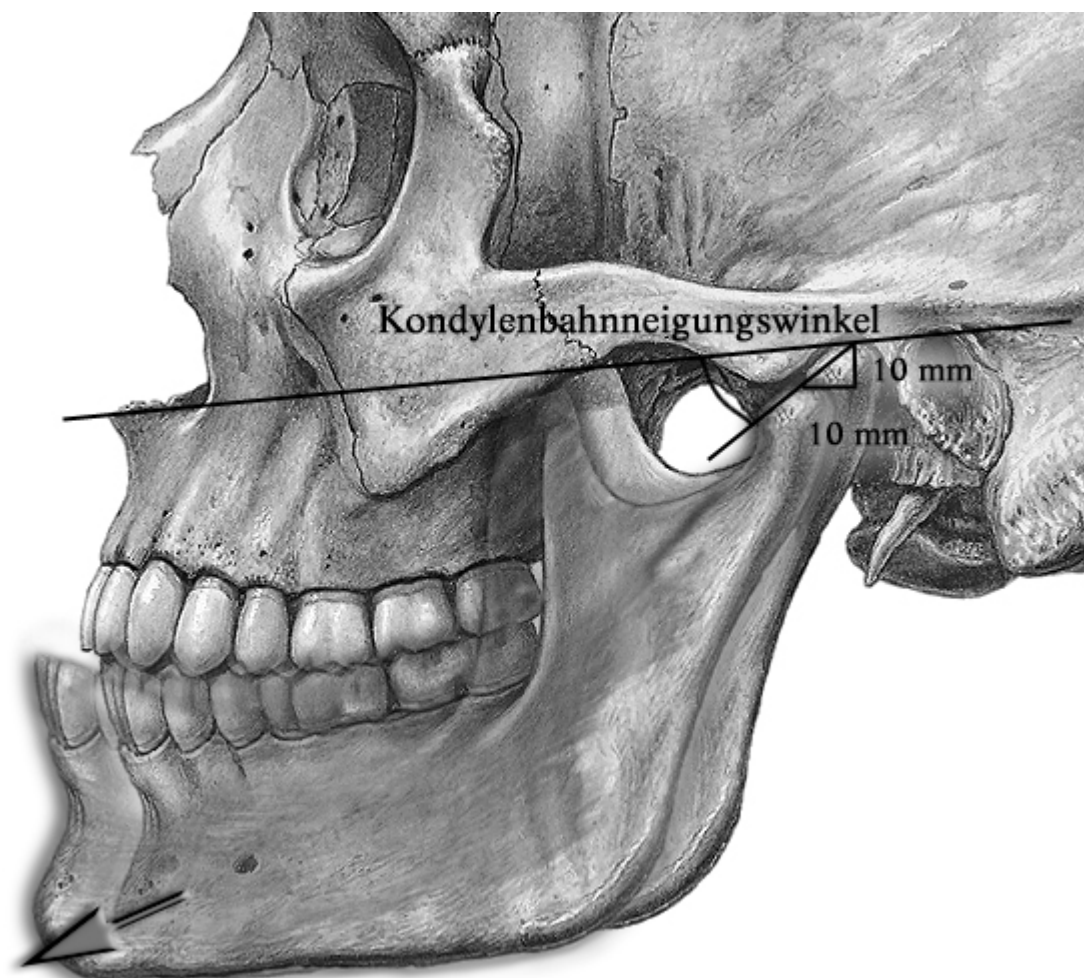
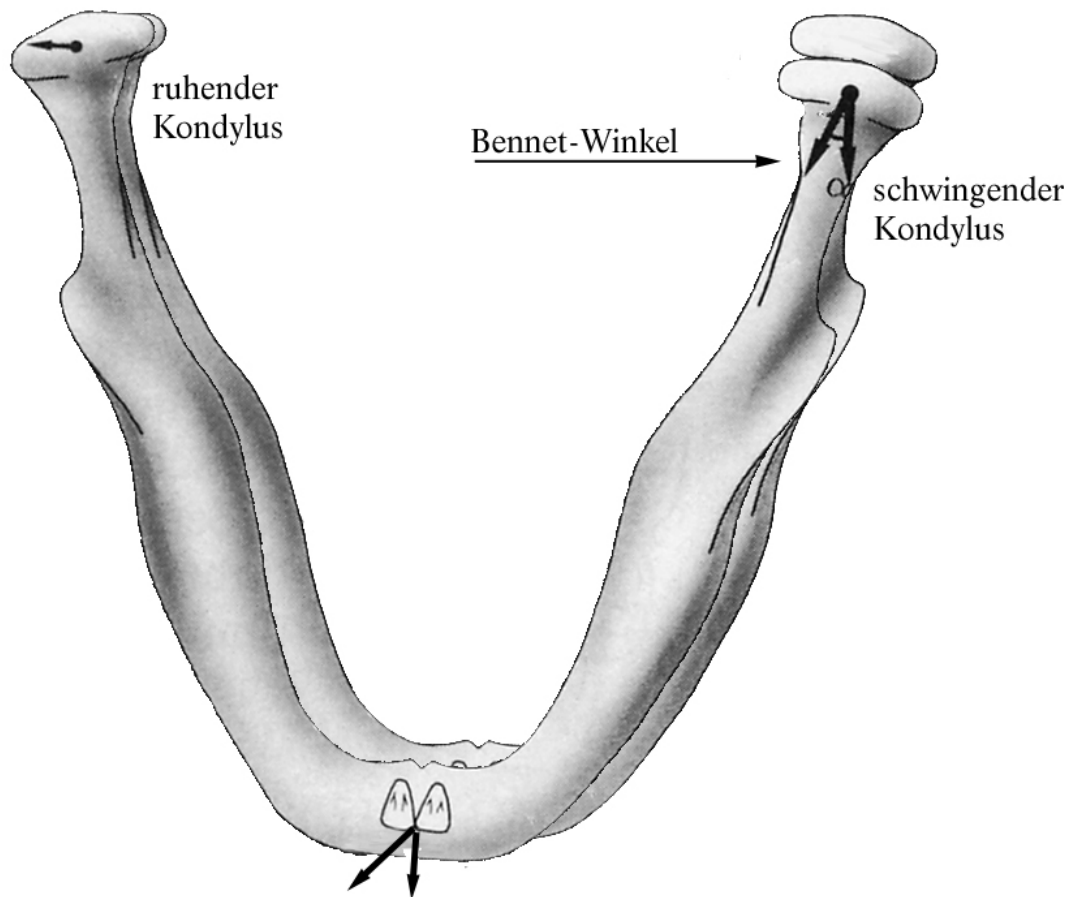


Abbildung 25: Bewegung des Kondylus bei Protrusion

Führt der Unterkiefer eine Lateralbewegung aus, so bewegt sich bei einer Protrusion von 10 mm auf der Mediotrusionseite der Kondylus, aufgrund der Bewegungsbahn des Kondylus von etwa  $45^\circ$  zur Camperschen Ebene, 10 mm kaudalwärts.



*Abbildung 26: Bewegungen des Unterkiefers in der Horizontalebene bei Laterotrusion*

Bei Laterotrusion des Unterkiefers bewegt sich der Kondylus der Mediotrusionsseite nach ventral und median (schwingender Kondylus). Der Kondylus der Arbeitsseite bildet das Bewegungszentrum. Der Winkel zwischen beiden Bewegungsbahnen, der reinen Protrusion und der Bewegung des schwingenden Kondylus, wird als Bennett-Winkel bezeichnet (Abbildung 26). Er beträgt im Durchschnitt etwa  $15-20^\circ$ . Der Kondylus der Arbeitsseite bleibt bei der Laterotrusion des Unterkiefers nicht exakt in seiner horizontalen Position, sondern bewegt sich gering nach lateral. Diese als Bennettsche Lateralbewegung bezeichnete laterale Deviation ist geringer als 1 mm und wurde deshalb im Versuch nicht berücksichtigt.

### 3.2.6 Messwerterfassung

Die Erfassung der Messdaten (Abbildung 28) erfolgte berührungsfrei während der laufenden Versuche. Fotosequenzen wurden zeitgleich mit einem Bewegungserfassungssystem (Abbildung 27) erstellt. Zur Aufzeichnung der Fotosequenzen wurden zwei Digital Video-Kamera Recorder (DCR-TRV 900 C, Sony<sup>®</sup>, Japan, mit kombiniertem Power-Zoom-Objektiv, 48fach (digital), 12fach optisch, Brennweite  $f = 4,3 - 51,6$  mm, F 1,6 - 2,8, TTL-Autofokussystem, Innerfokussystem (Makro- bis Weitwinkelbereich), LCD-Bildschirm (diagonal 3,5 Zoll, 72,4 x 50,4 mm, Gesamtzahl der Bildpunkte 839 x 220), Stromversorgung über 8,4V Buchse DCIN) mit einer Auflösung von 640 x 480 Pixel pro Bild verwendet. Mithilfe des zugehörigen Diskettenadapters wurden die Fotos auf 3,5 Zoll Disketten (1,44 MB, MS-DOS-Format) im JPEG-Format aufgezeichnet. Die Bildaufzeichnung mit ca. 150 KB/Bild wird vom Hersteller als superfine definiert. Hierbei werden die Bilder auf 1/4 komprimiert. Während jeder Testreihe wurden von jeder Belastungsstufe (0 - 50 - 100 - 150 - 200 - 0 N) mit den Kameras des Bewegungserfassungssystems jeweils ein Bild in Projektion auf die mediale und die ventrale Ansicht der osteosynthetisch versorgten Fraktur mit den aufgebrauchten Messpunkten angefertigt.



*Abbildung 27: Versuchsstand mit Bewegungserfassungssystem*



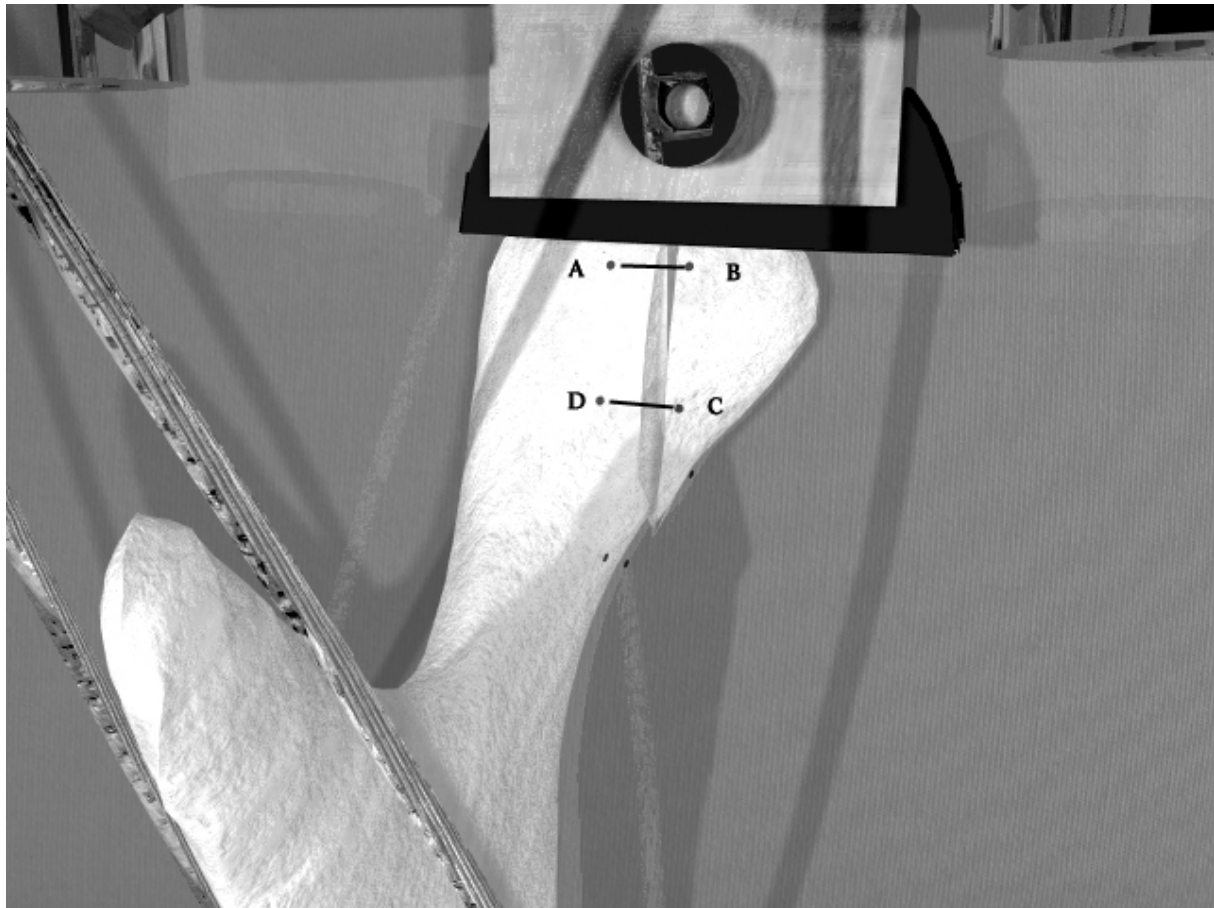
### 3.2.7 Auswertungsverfahren

Die aufgezeichneten Bilddateien wurden in die Software SIMI°MOTION 5<sup>6</sup> eingelesen. SIMI°MOTION ist eine Softwareanwendung, die unabhängig vom Objekt Bewegungen erfassen und analysieren kann. Es wurden in der Softwareumgebung auf jedem Bild jeder Ansicht (medial, ventral) die Messpunkte der Ansicht definiert (Abbildung 28). Derartig vorgegebene Messstrecken wurden von der Software analysiert und automatisch berechnet. Die Messwerte wurden anschließend in das Programm Microsoft EXCEL<sup>®</sup> (Version Microsoft Office 97 SR2, Microsoft<sup>®</sup>, D-München) exportiert.

Aus den Messstrecken der 6 Versuchswiederholungen erfolgte die Berechnung der relativen Änderungen der gemessenen Strecken bei Zunahme der Last. Es wurden im Anschluss die Mittelwerte aus jeder Versuchsreihe gebildet und die weitere mathematisch-statistische Bearbeitung durchgeführt. Die Auswertung der Messreihen der Belastungssequenzen für jedes Osteosynthesematerial erfolgte unter Verwendung des Wilcoxon-Testes für verbundene Stichproben (Signifikanzniveau 0,05). Die relativen Längenänderungen der Messstrecken sind gleichzusetzen mit der Änderung der Breite des Bruchspaltes. Aus dem, vom Auftrag auf die Modelle bekannten Punktabstand von 4 mm, lässt sich wiederum die absolute Breite des Bruchspaltes unter Zunahme der Last bestimmen. Die Darstellung des Vergleichs der verschiedenen Osteosynthesysteme, unter den entsprechenden Belastungssituationen, wurde in Balkendiagrammen graphisch dargestellt.

---

<sup>6</sup> SIMI Reality Motion Systems GmbH, Postfach 1518, D-85705 Unterschleißheim



*Abbildung 28: schematische Darstellung der Messpunkte und –strecken am Modell*

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Voruntersuchungen zur Belastungsfähigkeit der Sawbones®-Kiefer

Die maximalen Kräfte auf den osteosynthetisch versorgten Kondylus ergaben sich bei inzisaler Belastung und einer Kondylusposition auf der Balanceseite des Unterkiefers in exzentrischer Position, also einer Stellung in der sagittalen Ebene 10 mm anterior und 10 mm kaudal der zentrischen Kondylenposition und eine geringere Gelenkbelastung bei einer Krafteinleitung im Seitenzahnbereich (Zermahlen) bei einer zentrischen Kondylenposition (Abbildung 29).

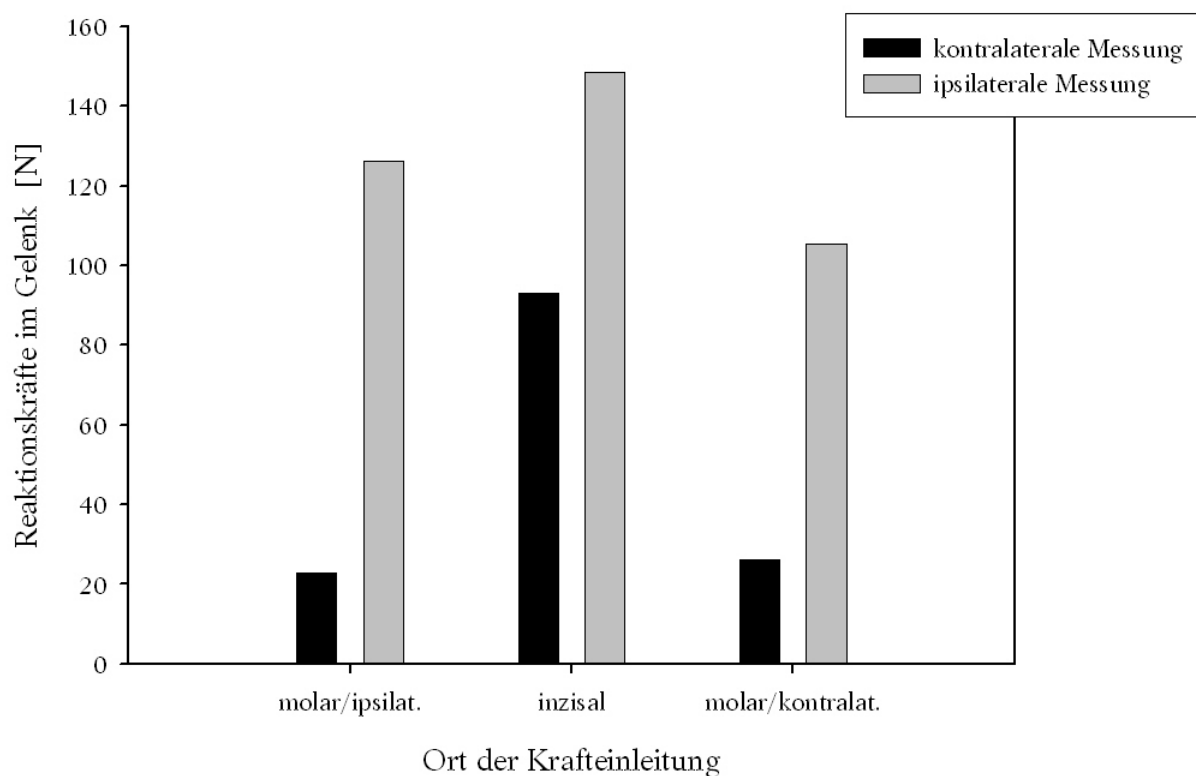


Abbildung 29: maximale Gelenkkräfte, rechtes Kiefergelenk in Balancesstellung

Dies ließ auch für die Spaltbildung der osteosynthetisch versorgten Kiefer ein Maximum der Spaltbildung bei inzisaler Belastung erwarten. So zeigten sich für alle Osteosynthesysteme gleichermaßen größere Spaltbildungen bei inzisalen Belastungen im Vergleich zu Belastungen in der Molarenregion. Betrachtet man nun zusätzlich die

Spaltbildungen in Abhängigkeit von der Mundöffnung, so beobachtet man, für alle Osteosynthesysteme gleichermaßen, eine Zunahme bei Vergrößerung der Schneidekantendistanz (Abbildung 30).

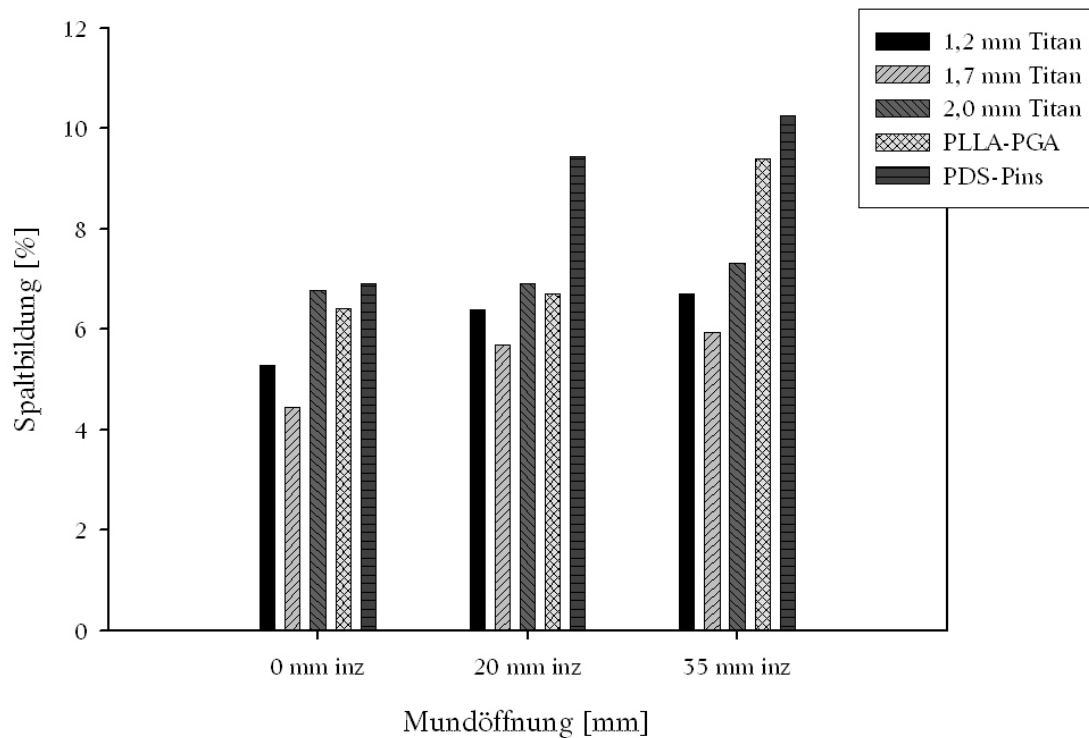
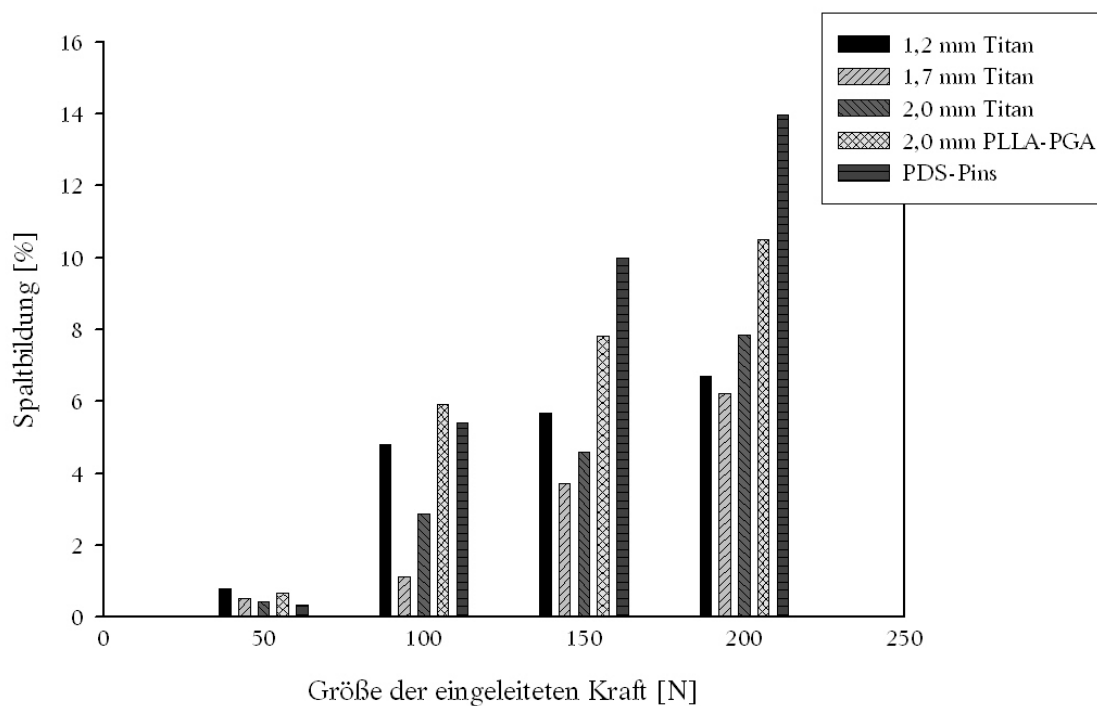


Abbildung 30: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Mundöffnung bei 200 N Belastung



*Abbildung 31: Abhängigkeit der Spaltbildung von der eingeleiteten Kraft bei 35 mm Mundöffnung und Kiefergelenkposition in Balancestellung (exzentrische Kondylenposition)*

Eine Zunahme der eingeleiteten Kraft ergab bei allen Osteosynthesystemen in allen Kieferpositionen und unabhängig vom Ort der Krafteinleitung auch eine Zunahme der Spaltbildung im Bereich der Osteosynthese (Abbildung 31).

War der osteosynthetisch versorgte Kondylus nicht zentrisch in der Gelenkpfanne positioniert, sondern im Sinne einer Balancebewegung in einer anterioren und kaudalen, das heißt, exzentrischen Position (Abbildung 25), so traten in dieser Position die größten Spaltbildungen auf. Diese Beobachtung war unabhängig vom eingesetzten Osteosynthesematerial (Abbildung 32). Somit kann diese Belastungssituation mit exzentrischer Kondylenposition unter inzisaler Belastung mit maximaler Spaltklaffung als Referenzposition für die Beurteilung der Festigkeit der Osteosynthesen betrachtet werden. In den folgenden Abschnitten werden die Versuchsergebnisse der Osteosynthesematerialien im Einzelnen vorgestellt.

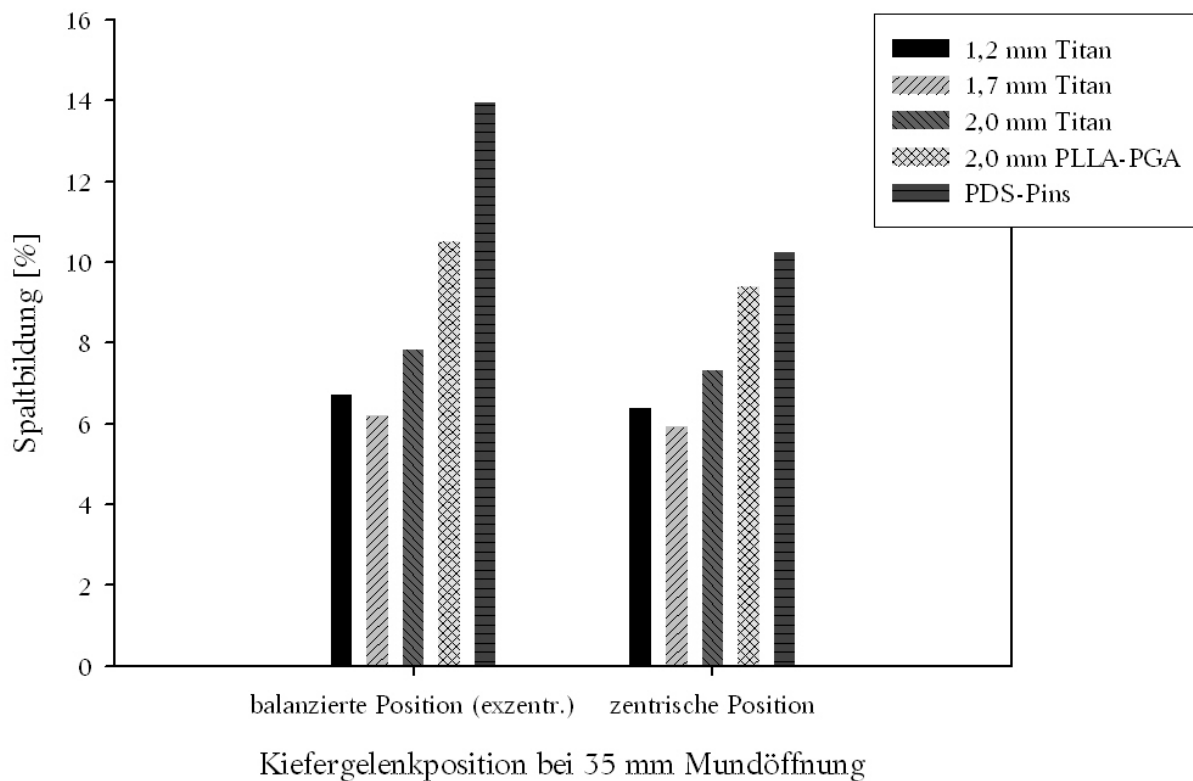
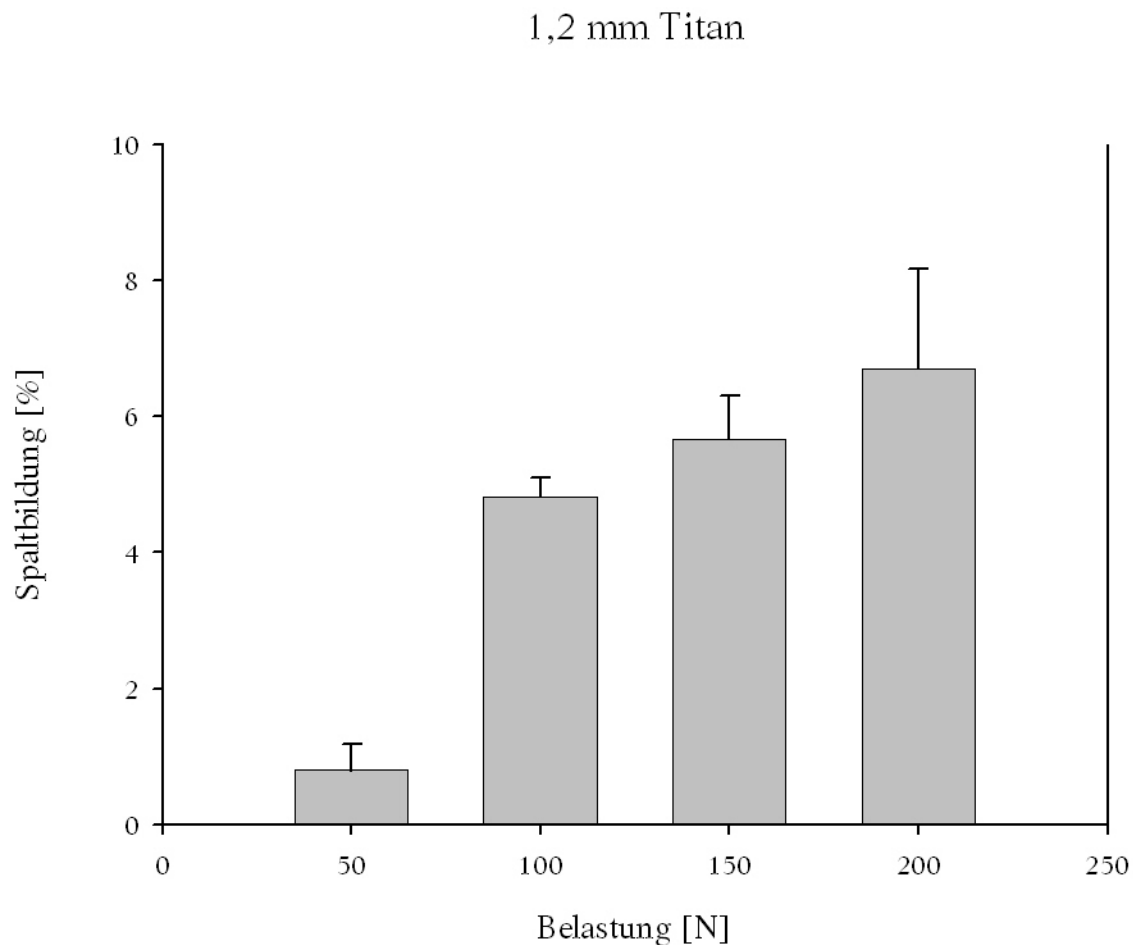


Abbildung 32: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Kiefergelenkposition bei 35 mm Mundöffnung

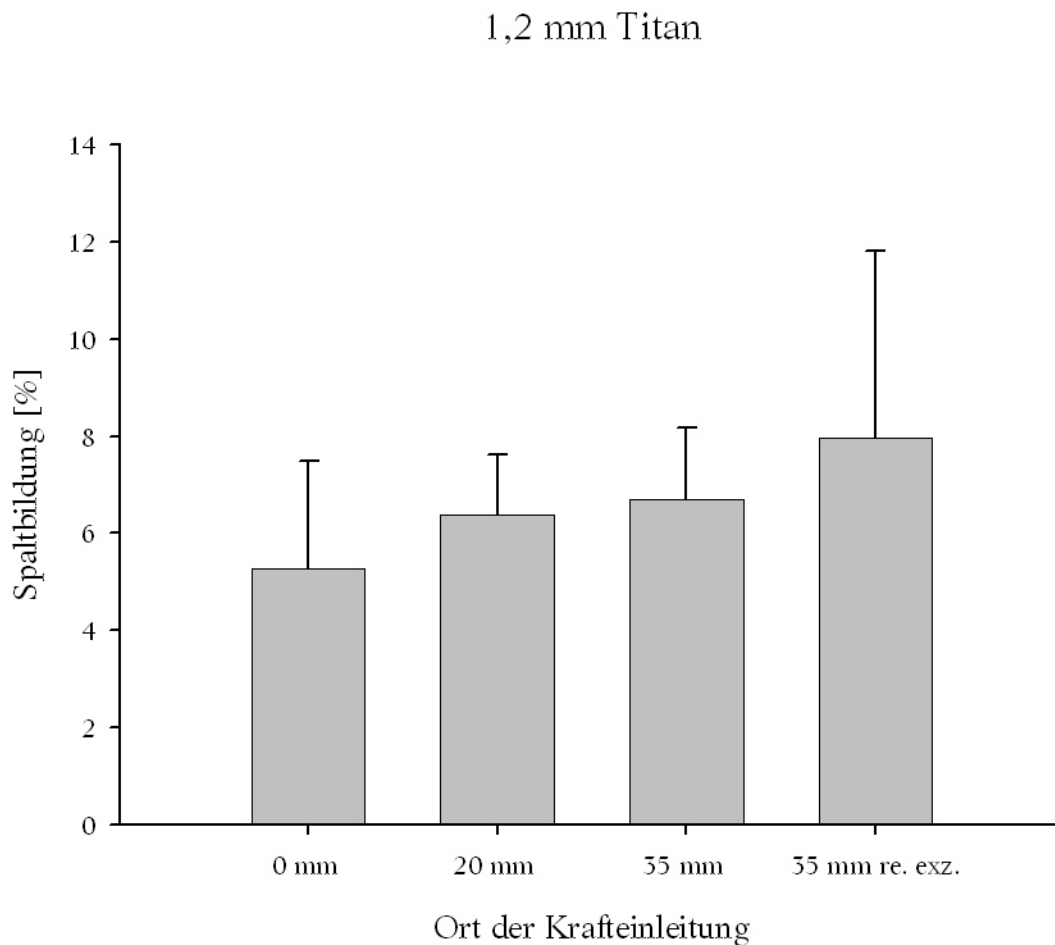
#### 4.2 Kleinfragmentschrauben 1,2 mm Titan

Die Kleinfragmentschrauben der Stärke 1,2 mm zeigten bei Zunahme der Belastung über 50 N einen sprunghaften Anstieg der Spaltbildung. Lag die Spaltbildung bei 50 N noch im Bereich von 0,8 %, stieg sie bei 100 N bereits auf 5% an. Das Maximum von 7 %, bei zentrischer Kondylenposition, wurde bei 200 N erreicht.



*Abbildung 33: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Größe der Belastung bei 1,2 mm Titanschrauben (inzisale Belastung, 35 mm MÖ)*

Betrachtet man die Spaltbildung in Abhängigkeit von der Mundöffnung bei maximaler Krafteinleitung (200 N), so steigt die Spaltweite linear an. Steht der Gelenkkopf bei 35 mm Mundöffnung in exzentrischer Balancessellung (10 mm anterior und 10 mm kaudal der zentrischen Position) und wird mit 200 N belastet, weitet sich der Spalt nochmals um 1 % auf insgesamt 8 % (Abbildung 34). Dies entspricht einer relativen Zunahme der Spaltbildung von 50,57 %.

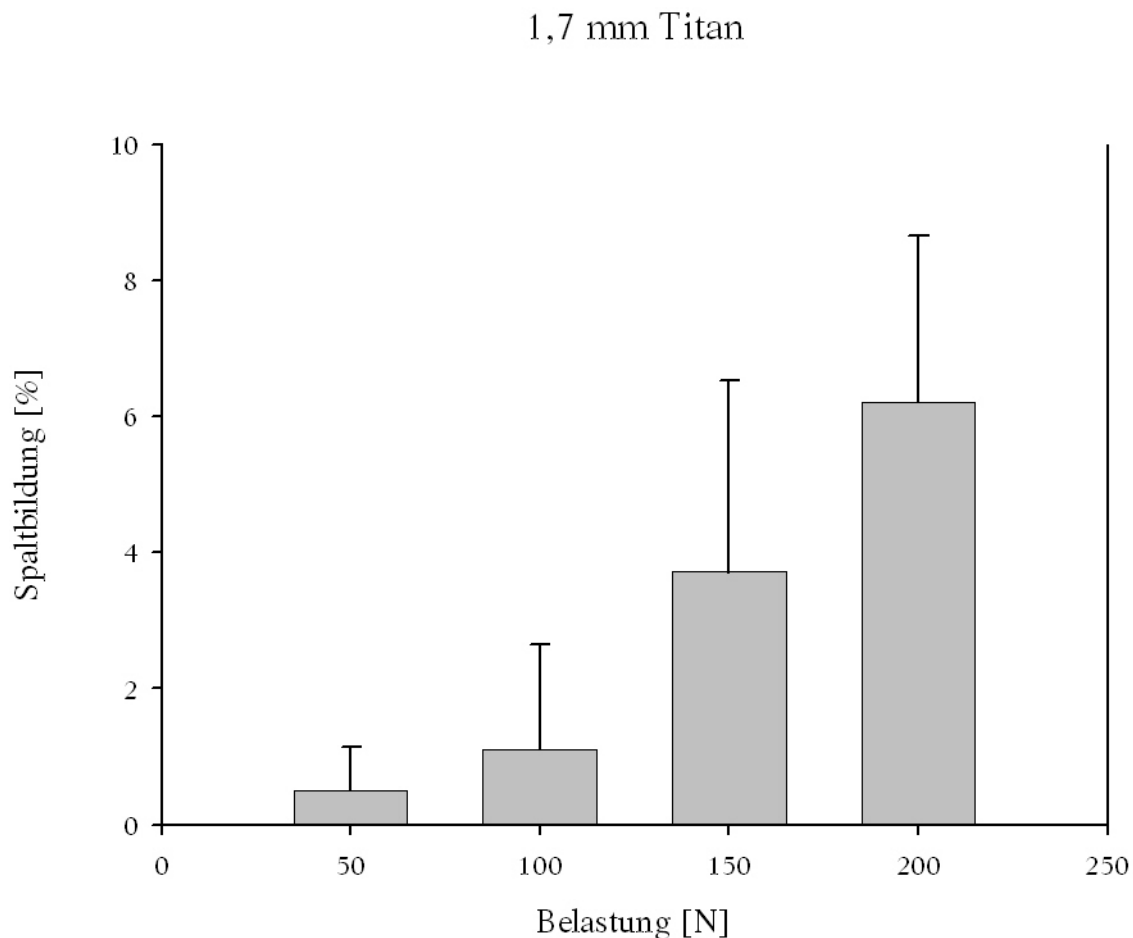


*Abbildung 34: Abhängigkeit der Spaltbildung vom Ort der Krafteinleitung und der Position des Kiefergelenkes bei 1,2 mm Titanschrauben*

### 4.3 Kleinfragmentschrauben 1,7 mm Titan

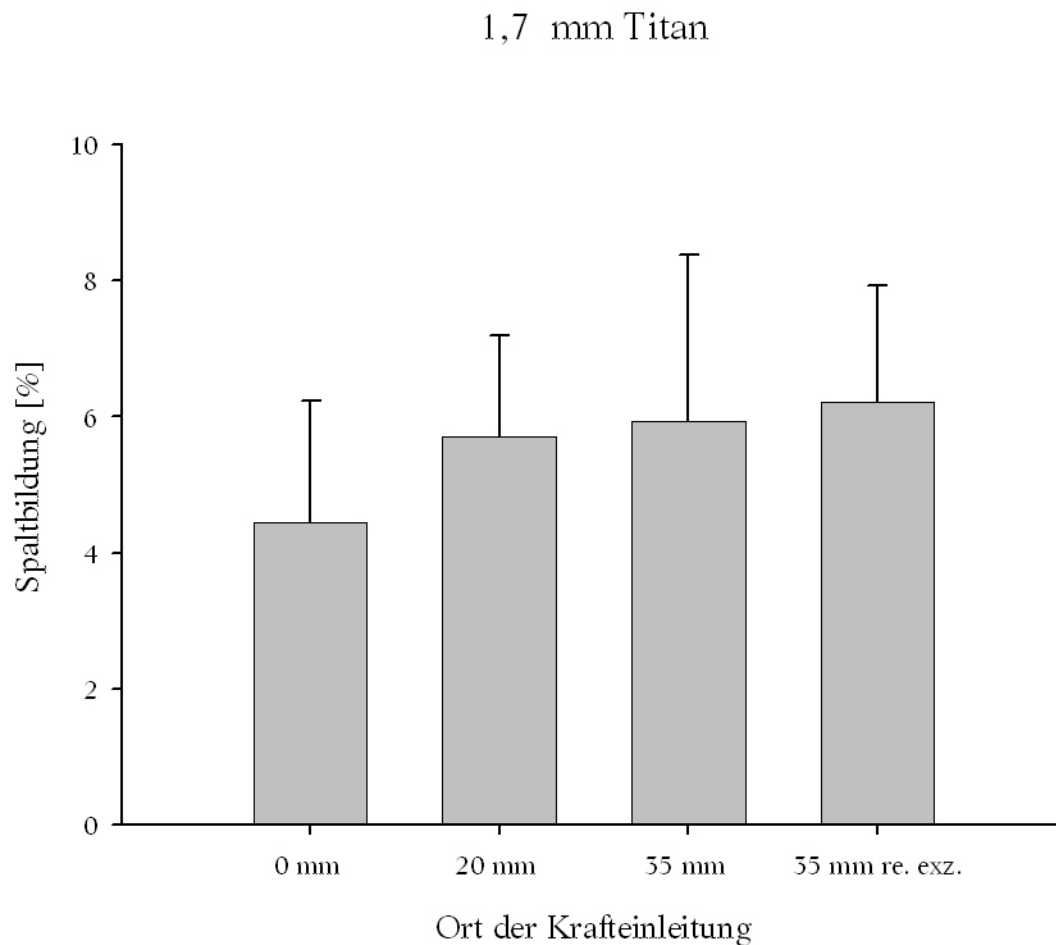
Die Kleinfragmentschrauben der Stärke 1,7 mm zeigten bei Zunahme der Belastung einen nahezu linearen Verlauf der Spaltbildung. Lag die Spaltbildung bei 50 N noch im Bereich von 0,5 %, stiegen die Werte bei Steigerung der Belastung um jeweils 50 N um angenähert 100 % an. Unter 200 N Belastung wurde bei zentraler Kondylenposition ein Maximum von 6% erreicht.





*Abbildung 35: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Größe der Belastung bei 1,7 mm Titanschrauben (inzisale Belastung, 35 mm MÖ)*

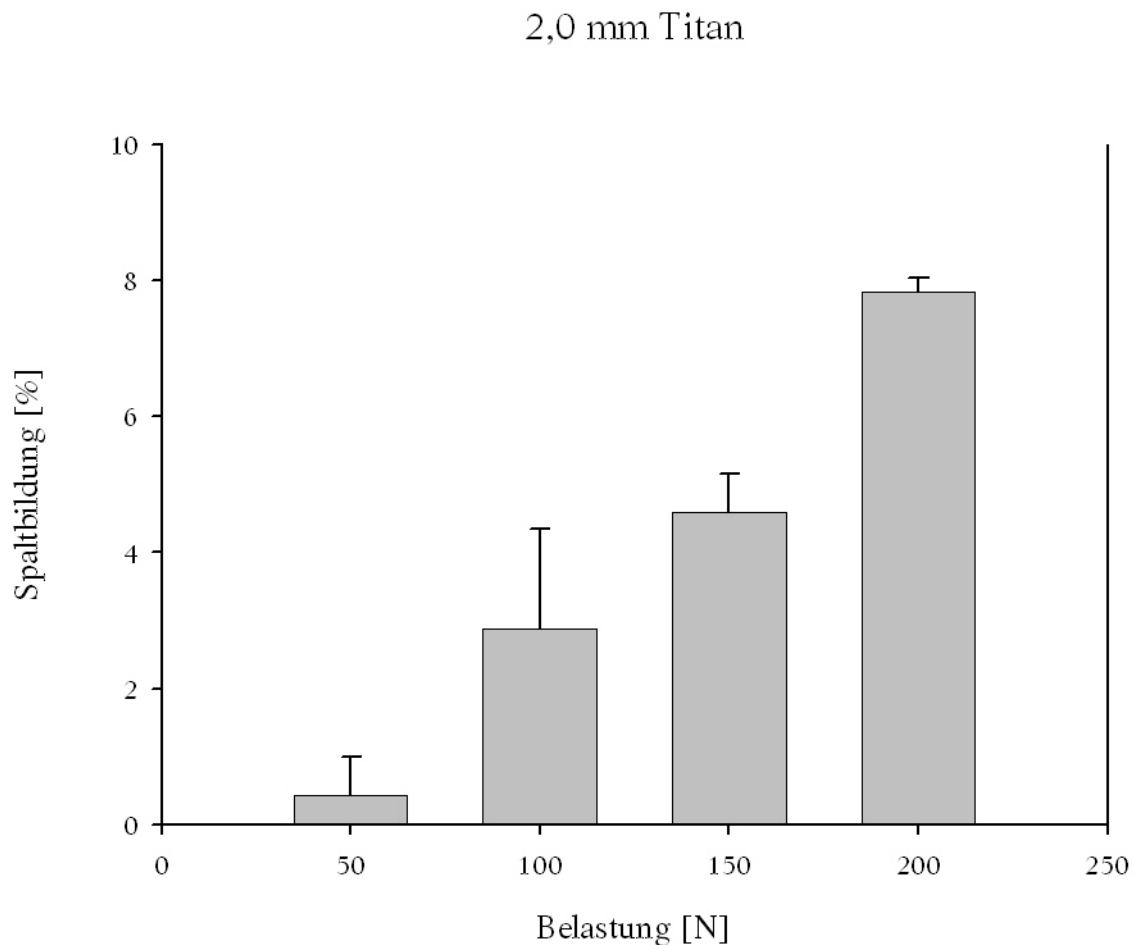
Betrachtet man die Spaltbildung in Abhängigkeit von der Mundöffnung bei maximaler Krafteinleitung (200 N), so stieg die Spaltweite auch bei diesem Schraubentyp linear an. Die Abhängigkeit von der Mundöffnung war aber deutlich geringer, sie betrug im Vergleich zwischen 0 und 35 mm lediglich 1,8 %. Stand der Gelenkkopf bei 35 mm Mundöffnung in Balancessellung (10 mm anterior und 10 mm kaudal der zentrischen Position) und wurde mit 200 N belastet, weitete sich der Spalt nochmals um 0,2 % auf insgesamt 6,2 % (Abbildung 36). Dies entspricht einer relativen Zunahme der Spaltbildung von 39,55 %.



*Abbildung 36: Abhängigkeit der Spaltbildung vom Ort der Krafteinleitung und der Position des Kiefergelenkes bei 1,7 mm Titanschrauben*

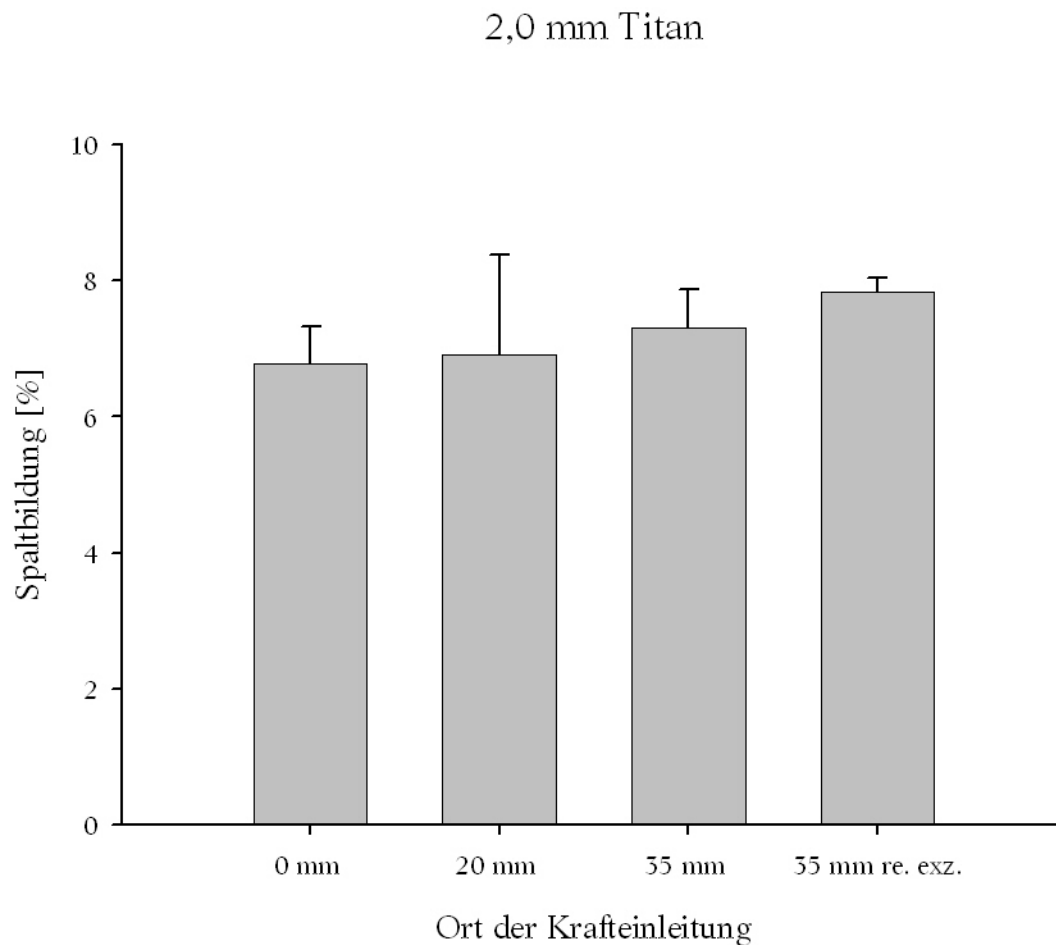
#### 4.4 Kortikalisschraube 2,0 mm Titan

Auch die Kortikalisschrauben der Stärke 2,0 mm zeigten bei Zunahme der Belastung einen nahezu linearen Verlauf der Spaltbildung. Im Vergleich zu den Kleinfragmentschrauben der Stärke 1,7 mm wurde aber bei gleichen Belastungen höhere Spaltweiten gemessen. Das Maximum von 7,3 %, bei zentrischer Kondylenposition, wurde unter 200 N Belastung erreicht.



*Abbildung 37. Abhängigkeit der Spaltbildung von der Größe der Belastung bei 2,0 mm Titanschrauben (inzisale Belastung, 35 mm MÖ)*

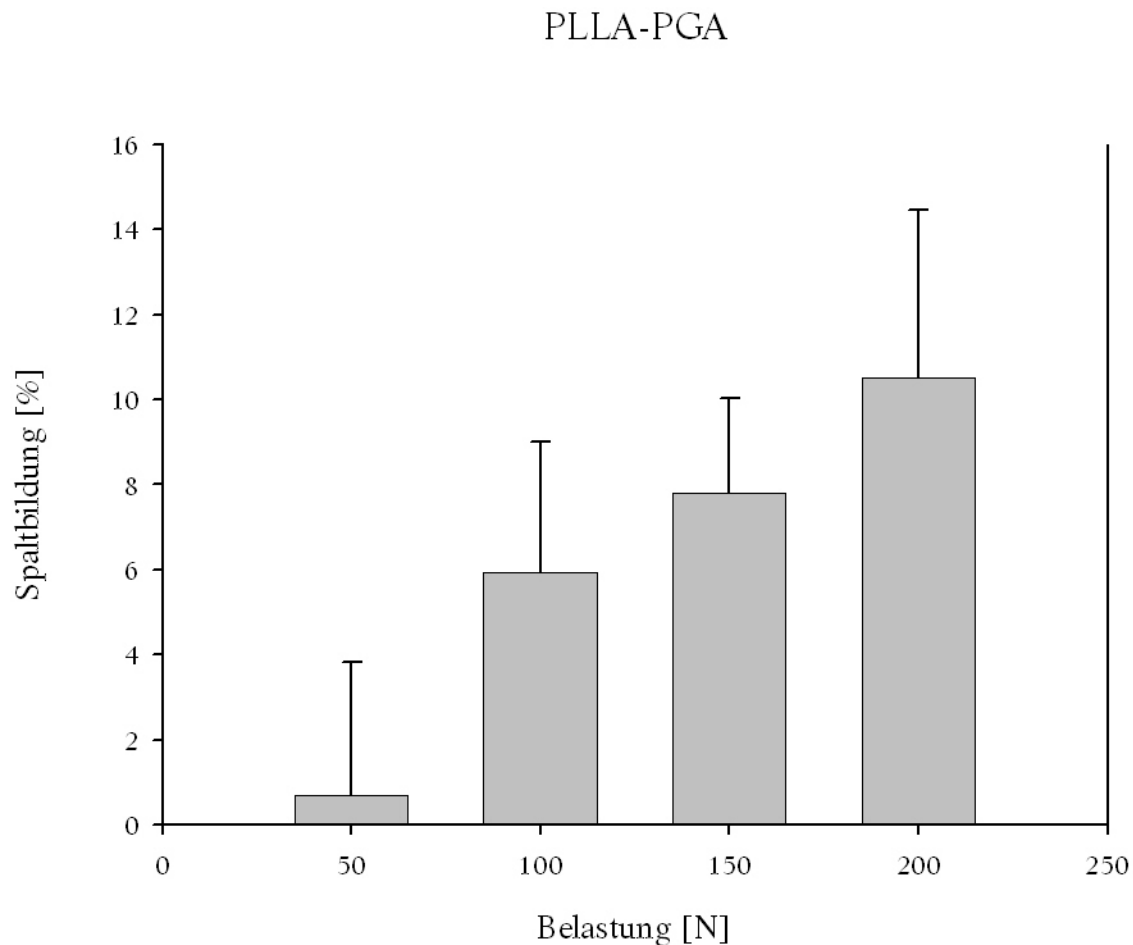
Betrachtet man auch bei diesem Schraubentyp die Spaltbildung in Abhängigkeit von der Mundöffnung bei maximaler Krafteinleitung (200 N), so stieg die Spaltweite, ähnlich den Kleinfragmentschrauben der der Stärke 1,7 mm, linear an. Die Zunahme der Spaltbildung betrug im Vergleich zwischen 0 und 35 mm lediglich 15,5 %. Stand der Gelenkkopf bei 35 mm Mundöffnung in Balancessellung (10 mm anterior und 10 mm kaudal der zentrischen Position) und wurde mit 200 N belastet, weitete sich der Spalt nochmals um 0,5 % auf insgesamt 7,8 % (Abbildung 38).



*Abbildung 38: Abhängigkeit der Spaltbildung vom Ort der Krafteinleitung und der Position des Kiefergelenkes bei 2,0 mm Titanschrauben*

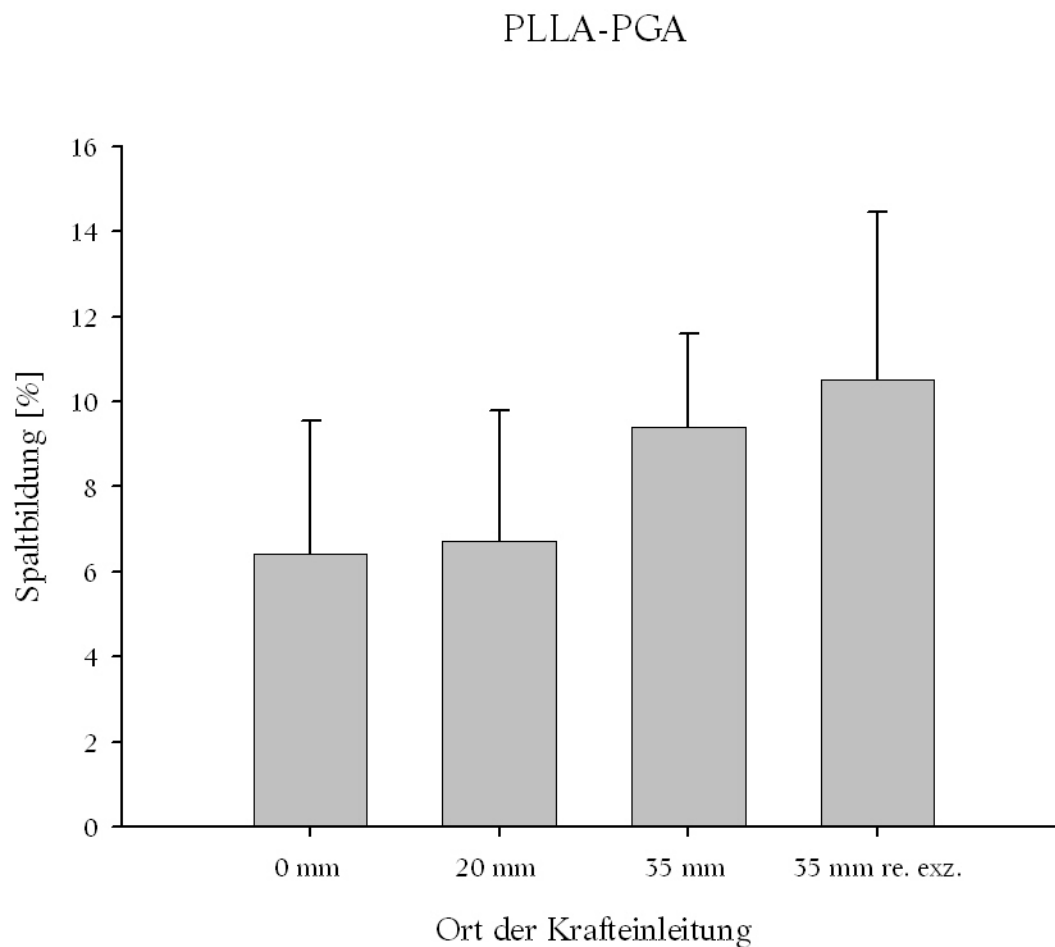
#### 4.5 Kortikalisschraube 2,0 mm PLLA-PGA

Die resorbierbaren Kortikalisschrauben aus PLLA-PGA zeigten gegenüber den Titanschrauben deutlich größere Spaltbreiten von bis zu 70 % (im Vergleich zu Kleinfragmentschrauben der Stärke 1,7 mm). Der Verlauf der Spaltbildung ist ab einer Belastung oberhalb von 50 N annähernd linear. Ähnlich den 1,2 mm Titanschrauben kam es aber auch hier zu einem sprunghaften Anstieg der Spaltbildung bei einer Belastung zwischen 50 N und 100 N. Das Maximum bei zentraler Kondylenposition wurde unter 200 N inzisaler Belastung mit 9,4 % erreicht.



*Abbildung 39: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Größe der Belastung bei 2,0 mm PLLA-PGA-Schrauben (inzisale Belastung, 35 mm MÖ)*

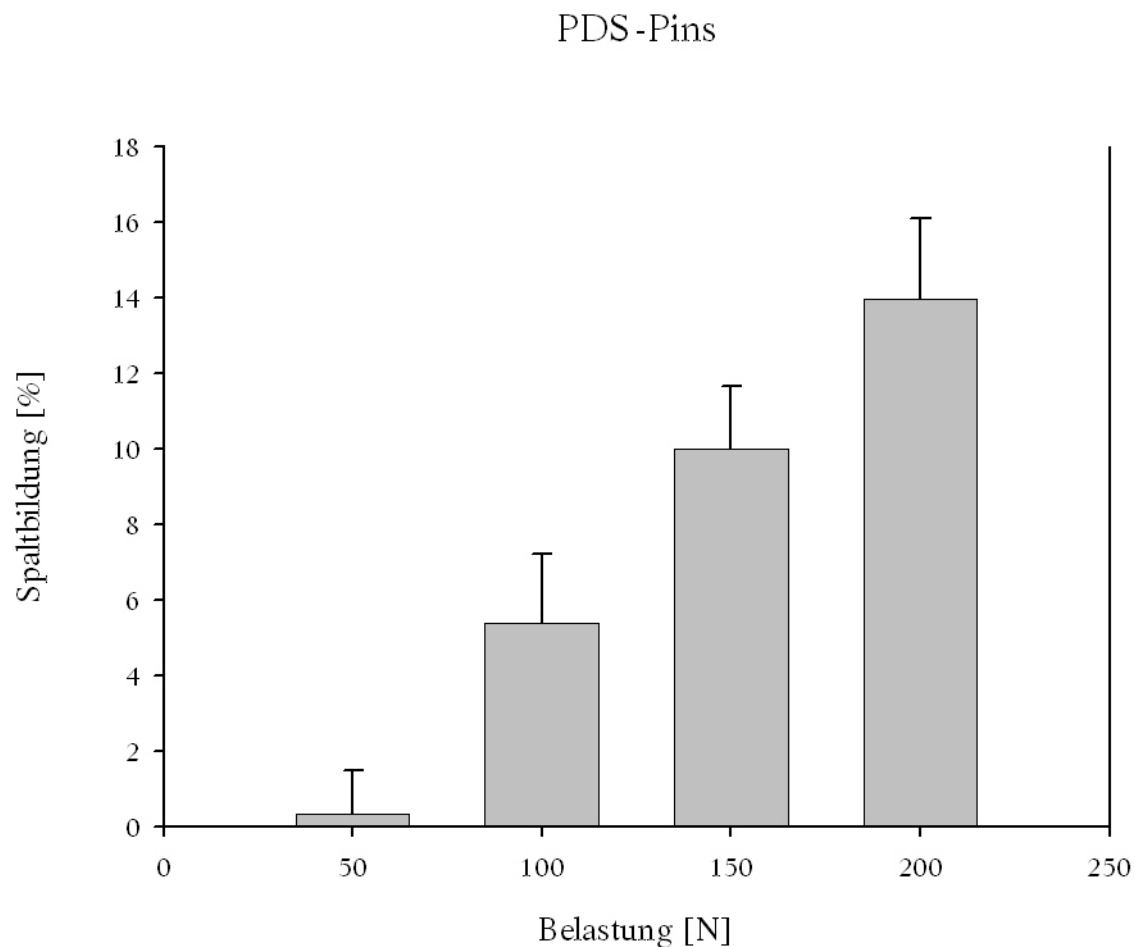
Betrachtet man bei den resorbierbaren Schrauben die Spaltbildung in Abhängigkeit von der Mundöffnung bei maximaler Krafteinleitung (200 N), so stieg auch hier die Spaltweite annähernd linear an. Die Abhängigkeit von der Mundöffnung ist aber deutlich höher als bei allen untersuchten Titanschrauben. Die Zunahme der Spaltbildung betrug im Vergleich zwischen 0 und 35 mm immerhin 64 %. Stand der Gelenkkopf bei 35 mm Mundöffnung in exzentrischer Balancstellung (10 mm anterior und 10 mm kaudal der zentrischen Position) und wurde mit 200 N belastet, weitete sich der Spalt nochmals um 0,9 % auf insgesamt 10,5 % (Abbildung 40).



*Abbildung 40: Abhängigkeit der Spaltbildung vom Ort der Krafteinleitung und der Position des Kiefergelenkes bei 2,0 mm PLLA-PGA-Schrauben*

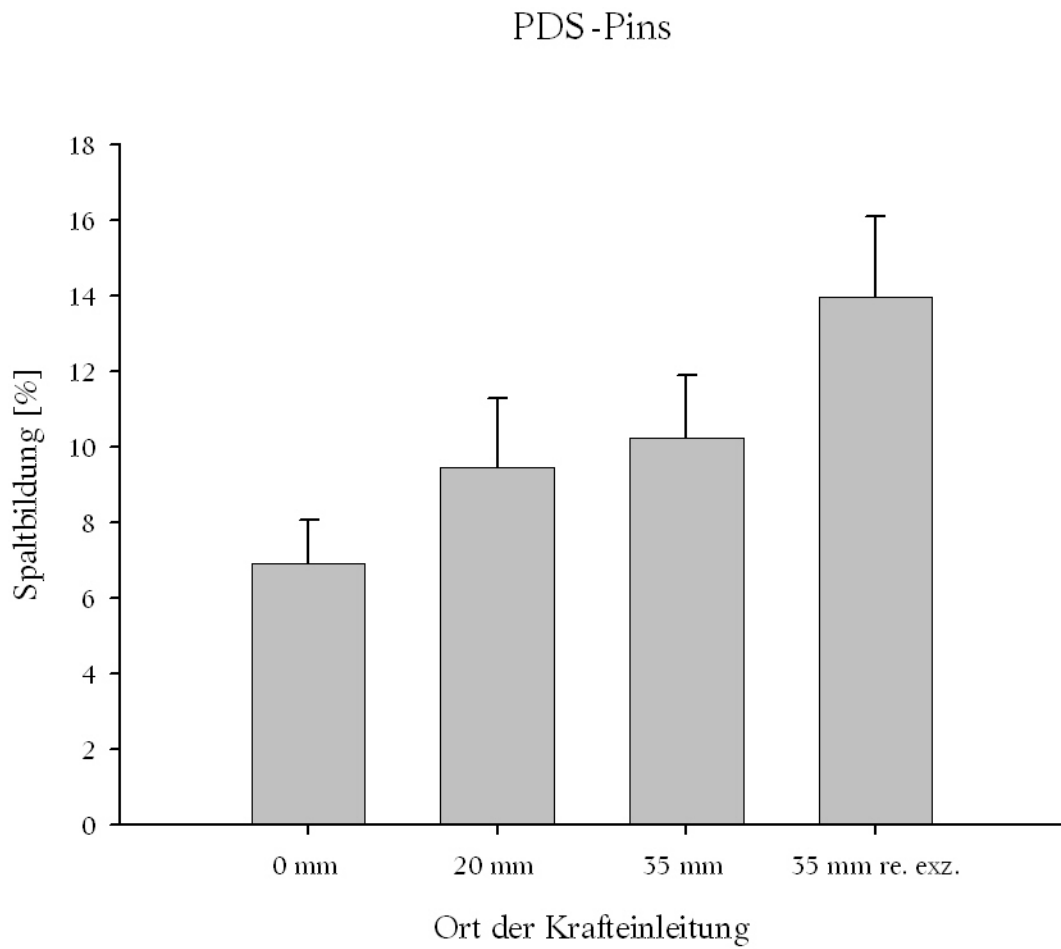
#### 4.6 PDS-Pins

Die resorbierbaren PDS-Pins zeigten gegenüber den Titanschrauben und den resorbierbaren Schrauben aus PLLA-PGA die größten beobachteten Spaltbreiten. Die Werte lagen um mehr als 100 % oberhalb der Werte der Kleinfragmentschrauben der Stärke 1,7 mm. Der Verlauf der Spaltbildung ist ab einer Belastung oberhalb von 50 N annähernd linear. Ähnlich den 1,2 mm Titanschrauben und den 2,0 mm Kortikalisschrauben aus PLLA-PGA kam es aber auch hier zu einem sprunghaften Anstieg der Spaltbildung bei einer Belastung zwischen 50 N und 100 N. Das Maximum bei zentrischer Kondylenposition wurde unter 200 N inzisaler Belastung mit 10,3 % erreicht.



*Abbildung 41: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Größe der Belastung bei PDS-Pins (inzisale Belastung, 35 mm MÖ)*

Betrachtet man bei den resorbierbaren PDS-Pins die Spaltbildung in Abhängigkeit von der Mundöffnung bei maximaler Krafteinleitung (200 N), so stieg auch hier die Spaltweite annähernd linear an. Im Vergleich aller untersuchten Osteosynthesematerialien war die Abhängigkeit von der Mundöffnung am größten. Die Zunahme der Spaltbildung betrug im Vergleich zwischen 0 und 35 mm 102 %. Stand der Gelenkkopf bei 35 mm Mundöffnung in Balancstellung (10 mm anterior und 10 mm kaudal der zentrischen Position) und wurde mit 200 N belastet, weitete sich der Spalt nochmals um 3.7 % auf insgesamt 14 %.



*Abbildung 42: Abhängigkeit der Spaltbildung vom Ort der Krafteinleitung und der Position des Kiefergelenkes bei PDS-Pins*



## 4.7 Zusammenstellung der Ergebnisse

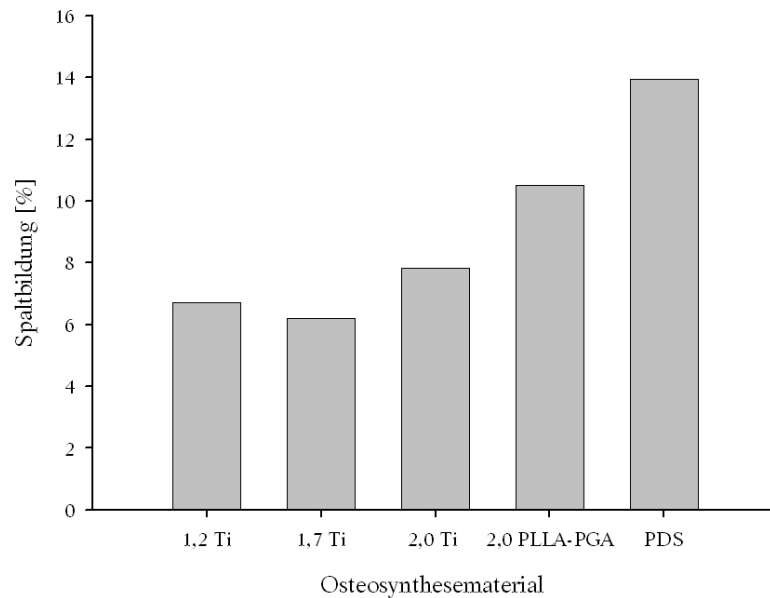


Abbildung 43: Osteosynthesematerialien im Vergleich: Spaltbildung bei 200 N inzisaler Belastung, maximaler Mundöffnung und Kiefergelenk in exzentrischer Balanceposition

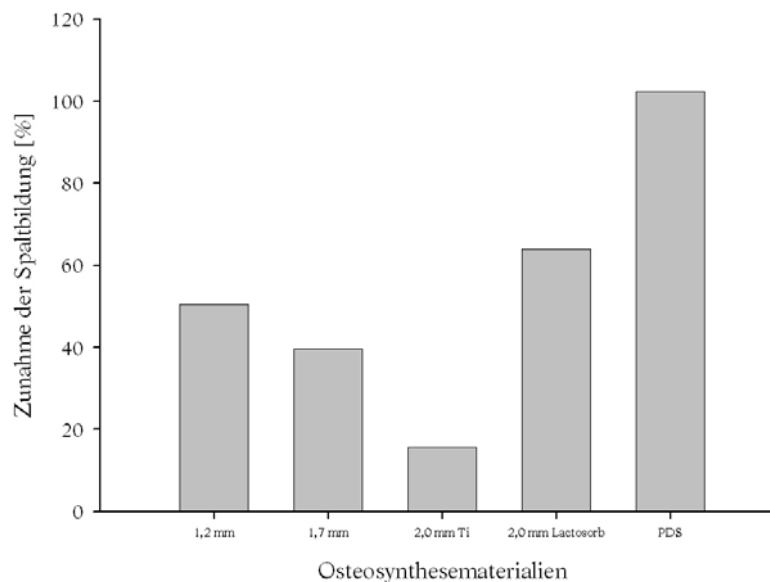







Abbildung 44: Relative Zunahme der Spaltbildung unter 200 N inzisaler Belastung bei Zunahme von 0 mm auf 35 mm Mundöffnung und Kiefergelenkposition in exzentrischer Balancestellung (maximaler Lastfall)

Spalt Material	Spaltbildung maximal [%]	Spaltbildung maximal [mm]	Relative Zunahme des Spaltes durch Mundöffnung [%]
1,2 mm Titan 	7,95	0,32	50,57
1,7 mm Titan 	6,21	0,25	39,55
2,0 mm Titan 	7,83	0,31	15,54
2,0 mm PLLA-PGA 	10,51	0,42	63,84
PDS-Pins 	13,96	0,56	102,25

*Tabelle 3: Übersicht über die absoluten und relativen Spaltweiten und den Einfluss der Mundöffnung auf die Spaltweite bei maximaler Belastung (exzentrische Kondylenposition)*

Zusammenfassend ergibt sich:

- die geringste Spaltbildung unter maximaler Belastung zeigte sich bei den 1,7 mm Kleinfragmentschrauben, die größte bei den PDS-Pins (Abbildung 43)
- die geringste relative Zunahme der Spaltbildung unter maximaler Last (0-35 mm Mundöffnung) zeigten die 2,0 mm Kortikalisschrauben aus Titan (Abbildung 44)
- die absolute Spaltbreite in mm ergibt sich aus dem Produkt der relativen Spaltbreite (in Prozent) und 4/100 (aufgetragenen Messstrecke betrug 4 mm) (Tabelle 3)

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion der Methode

Für die biomechanischen Untersuchungen zur Stabilität der Osteosynthesematerialien wurde ein Sonderprüfstand entwickelt, der sich in seinem Aufbau und seinen Untersuchungsmöglichkeiten deutlich von anderen experimentellen Versuchsanordnungen und Untersuchungen zur Biomechanik des Unterkiefers abhebt, da hier erstmals auch die Dynamik, also die Bewegungen im Bereich des Kiefergelenkes als Reaktion auf die einwirkenden Kräfte, einen Einfluss fand [8], [33], [65], [67], [79]. Aufgrund der Komplexität des Kiefergelenkes wurde zunächst eine vereinfachte Form der Gelenksimulation, ohne Diskus artikularis gewählt, die sicherlich nicht in allen simulierten Gelenkpositionen den Fossa-Kondylus Kontakt ermöglichte, wie er im menschlichen Kiefergelenk durch den Diskus artikularis gegeben ist. Zusätzlich die Position und Beweglichkeit des Diskus artikularis nach Gelenkwalzenfrakturen bei diesem Versuchsaufbau zu berücksichtigen hätten einen immensen technischen Mehraufwand bedeutet und stand nicht in Relation zu den verwendeten standardisierten Unterkiefermodellen [58], [82]. Die gewählte Lösung zur Gelenksimulation erschien daher ein sinnvoller Kompromiss, sie bedeutete eine erhebliche Weiterentwicklung der bisherigen biomechanischen Untersuchungen und experimentellen Versuchsanordnungen zur Biomechanik des Unterkiefers [8], [33], [35] [65], [67], [79].

Die biomechanischen Untersuchungen wurden am Beispiel der diakapitulären Gelenkwalzenfrakturen vom Frakturtyp A [57] auf dessen Primärstabilität unter funktioneller Belastung durchgeführt. Dies hatte bei der gewählten Lösung zur Gelenksimulation den Vorteil, das bei Erhalt der Vertikaldimension der laterale Gelenkwalzenpol abgestützt blieb und die Kräfte zwischen Fossa articularis und Kondylus articularis gleichmäßiger verteilt wurden. Die Untersuchungen hätten aber

auch beispielhaft an Frakturen vom Typ B oder C durchgeführt werden können [57], [62].

In der experimentellen Versuchsanordnung des Sonderprüfstandes wurden Kaukräfte und damit Kaumuskeln simuliert, die direkt auf die Zahnreihen einwirkten und als Reaktion auch Bewegungen im Bereich des Kiefergelenkes zuließen. Keine Berücksichtigung fand der am Diskus artikularis und der Fovea pterygoidea des Gelenkfortsatzes ansetzende Muskulus pterygoideus lateralis aufgrund des Kompromisses zur Gelenksimulation. Eine Berücksichtigung der Zugkraft des Muskulus pterygoideus lateralis hätte sicherlich einen deutlicheren Unterschied in der Stabilität der Osteosynthesematerialien zwischen Titanschrauben und resorbierbaren Materialien gezeigt [38], [39], [40].

Wie die biomechanischen Untersuchungen an den standardisierten Unterkiefermodellen zeigten, ließ sich aufgrund der Ergebnisse der klinischen Erfolg der verschiedenen Osteosynthesysteme abschätzen. Diese Abschätzung kann aber auch in vitro ein Grundstein für weitere biomechanische Untersuchungen sein. So könnte nach einer Vorauswahl eines geeigneten experimentellen Versuchsaufbaus und geeigneter Materialien auch eine biomechanische Untersuchung an wenigen schwer verfügbaren Humanpräparaten stattfinden. Im speziellen Fall könnten so eventuell weiter bestehende Fragen zu Einflussgrößen, wie die eines Diskus artikularis bei der Gelenksimulation [58], [82], des Muskulus pterygoideus auf die Stabilität der Osteosynthese [38], [39], [40], oder einer Fraktur statt einer Osteotomie in der Gelenkwalze bei der Modellerstellung [65], am humanen Unterkieferpräparat geklärt werden.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

Das Ziel von chirurgischen Maßnahmen zur osteosynthetischen Versorgung von Gelenkwalzenfrakturen besteht in der knöchernen Stabilisierung und Ausheilung des Frakturspaltes. Dabei ist es anerkannt, dass der Abstand und die Bewegung der knöchernen Fragmente die Frakturheilung entscheidend beeinflussen [33]. Die

Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO Schweiz) stellte 1958 erstmalig allgemein gültige Richtlinien für die systematische Frakturversorgung auf. Ziel der chirurgischen Versorgung sollte eine exakte anatomische Reposition, eine funktionsstabile Fixation, eine Erhaltung der Blutzirkulation in den Knochenfragmenten und eine frühzeitige aktive Mobilisierung sein. Diese für die Extremitätenchirurgie eingeführten Prinzipien wurden dann von Schilli [73], Spiesl [78], und Luhr [48], auf Frakturen des Gesichtsschädels übertragen. Die klinische Relevanz für eine funktionsstabile Fixation der Gelenkwalze besteht in der Möglichkeit der frühzeitigen Mobilisierung. Einsteifungen im Kiefergelenk mit der Folge einer deutlich eingeschränkten Mundöffnung und für den Patienten zeitaufwendigen physiotherapeutischen Behandlungen können so vermieden werden. In den biomechanischen Versuchen am Unterkiefermodell zeigten die 1,7 mm Kleinfragmentschrauben aus Titan unter verschiedenen funktionellen Belastungssituationen die widerstandsfähigste Fixation der Fragmente. Sie ist das Osteosynthesematerial, das die oben genannten Forderungen am besten erfüllte, gefolgt von den 2,0 mm Kortikalisschrauben aus Titan. Für die Funktion der Schraube waren hier möglicherweise nicht nur die Materialstärke sondern auch das Schraubendesign und die damit verbundene Verankerung im Knochen verantwortlich.

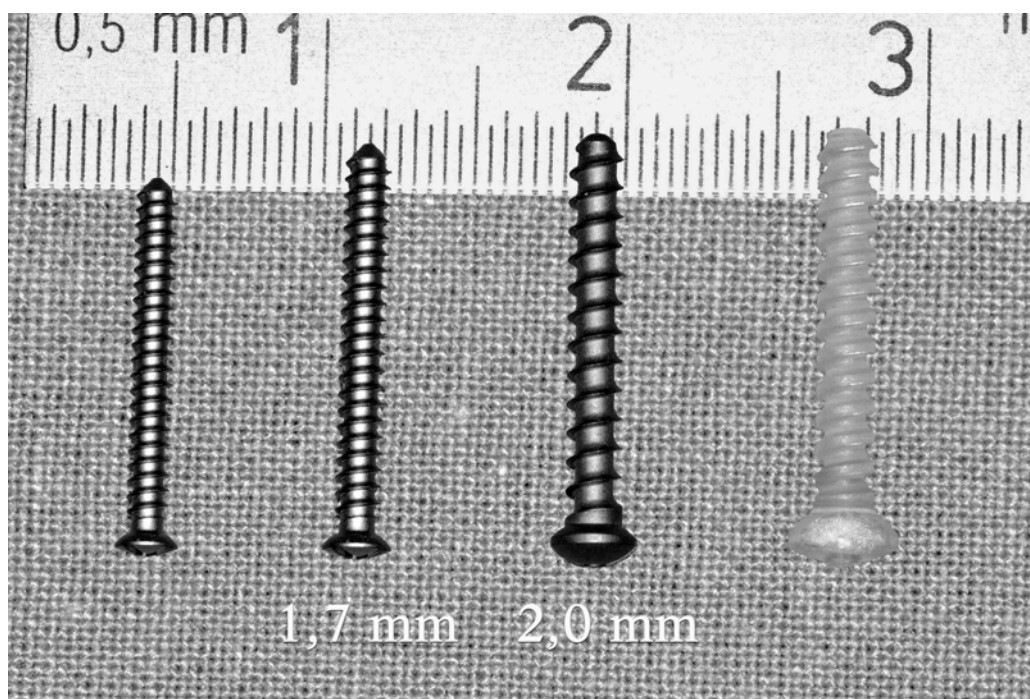
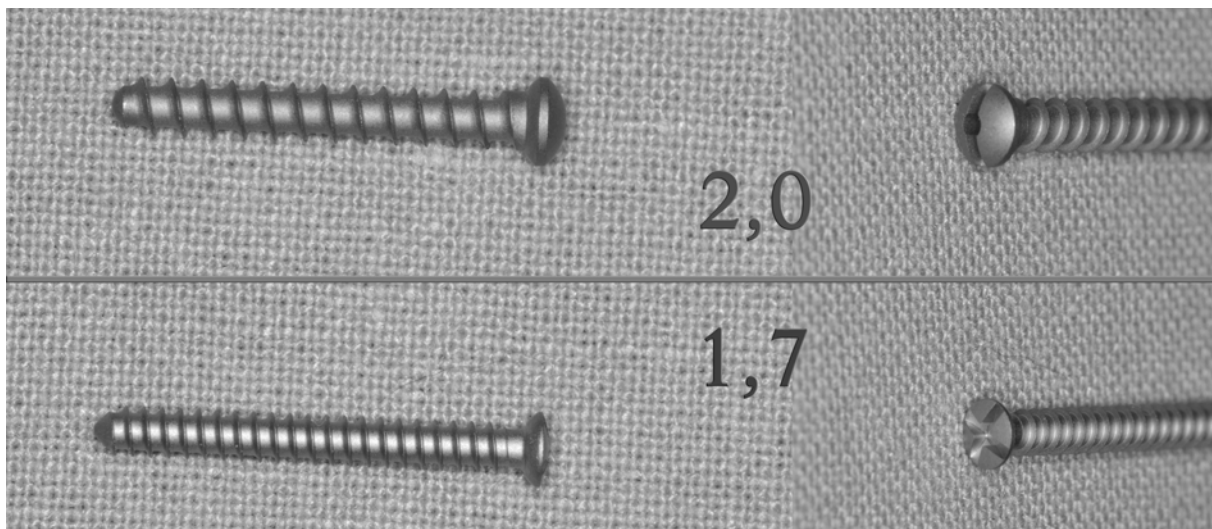


Abbildung 45: Schraubengewinde im Vergleich

Vergleicht man die Anzahl der Gewindegänge der 1,7 mm Kleinfragmentschraube und der 2,0 mm Kortikalisschraube, so besitzt die Kleinfragmentschraube nahezu die doppelte Anzahl von Gewindegängen bei gleicher Länge der Schraube. So zeigten Schraubenausreißversuche aus Spongiosablöcken bei 1,7 mm Kleinfragmentschrauben deutlich höhere Retentionskräfte als 2,0 mm Kortikalisschrauben aus Titan [62].

Einen Vorteil bezüglich ihrer Stabilität zeigten die 2,0 mm Kortikalisschrauben aus Titan aufgrund ihres Durchmessers lediglich bei der Betrachtung der relativen Zunahme der Spaltbildung unter 200 N inzisaler Belastung bei Zunahme der Mundöffnung von 0 mm auf 35 mm Mundöffnung und Kiefergelenkposition in exzentrischer Balancestellung (maximaler Lastfall). Hier scheint außer der Retention der Schraube im Knochen auch die Stabilität des Osteosynthesematerials selbst einen Einfluss auf die Stabilität der Versorgung zu haben.



*Abbildung 46: Vergleich der Schraubenköpfe von 2,0 mm Kortikalisschrauben aus Titan (oben) und 1,7 mm Kleinfragmentschrauben (unten)*

Klinisch bedeutend für die knöcherne Stabilisierung und Ausheilung des Frakturspaltes ist ebenfalls eine Erhaltung der Blutzirkulation in den Knochenfragmenten und des umgebenden Gewebes. Je größer das Osteosynthesematerial, desto größer ist auch der damit verbunden Gewebeschaden. Die Blutzirkulation in den Knochenfragmenten ist gestört, eine knöcherne Stabilisierung gefährdet. Stellen 2,0 mm Kortikalisschrauben aus Titan aufgrund der Ergebnisse der biomechanischen Versuche das Material der zweiten Wahl dar, so erscheinen sie unter klinischen Aspekten weniger für die

Frakturversorgung der Gelenkwalzenfraktur geeignet. Der Grund hierfür liegt nicht nur in der Größe ihres Durchmessers sondern auch in der Größe des Schraubenkopfes (Abbildung 45, Abbildung 46). Aufgrund seiner sphärischen Form versenkt er sich nicht im lateralen Kondylenpol. Kommt es dann zusätzlich noch zu Resorptionen, schädigt der Schraubenkopf den seitlichen Kapsel-Band-Apparat des Kiefergelenkes (Abbildung 47). Es resultieren entzündliche Affektionen, die mit einer Störung der knöchernen Ausheilung der Fraktur einhergehen oder durch Narbenbildung und Schmerzen bedingte Störungen der Motilität im Kiefergelenk verursachen können. Ursache der klinisch wiederholt beobachteten Resorptionen unter dem Schraubenkopf können druckbedingte Atrophien oder aber posttraumatische Remodelationsvorgänge der Kiefergelenkköpfchen sein [62], [83].



*Abbildung 47: Operationssitus bei der Metallentfernung: links klinisches Bild, rechts schematische Darstellung. Der untere Pfeil zeigt die gute Versenkung einer 1,7 mm Kleinfragmentschraube, der Pfeil oben eine Resorption unterhalb des Schraubenkopfes.*

Aufgrund der in der Einleitung genannten Probleme bei der Simulation von Gelenkwalzenfrakturen wurden für die biomechanischen Versuche standardisierte Unterkiefermodelle verwandt. Neuere Untersuchungen zur Knochenheilung von Joos bei der Distraktionsosteoneogenese an New-Zealand-Kaninchen zeigten, dass die knöcherne Frakturheilung von der Bewegung im Frakturspalt abhängig ist [33]. Die Größe der Relativbewegung wird als „strain“ bezeichnet und ist dimensionslos. Sie ist der Quotient aus vorausgehender und durch eine Belastung (Distraktion) neu entstehender Spaltbreite. So entsprechen einer relativen Verlängerung von 1 % 10.000  $\mu$ strain. Die

Untersuchungen ergaben in vivo wie in vitro, dass zyklisches Dehnen von Osteoblasten in einer Größenordnung von 1500-5000  $\mu\text{strain}$  zu einer regelrechten Osteoblastenfunktion führten. Höhere Werte führten zu einer bindegewebigen Umwandlung des Regeneratgewebes. Bei experimentellen Untersuchungen zur biomechanischen Stabilität unterschiedlicher Unterkieferosteosynthesen an fünf humanen Unterkiefern konnte Piffkò [65] nachweisen, dass neben der Osteosynthese auch die interfragmentäre Abstützung für die Mikrobewegungen im Frakturbereich bedeutsam ist. Er verglich hierbei im korpusbereich osteotomierte mit frakturierten Unterkiefern. Osteotomierte Unterkiefer mit geringerer interfragmentärer Abstützung zeigten hierbei mehrfach höhere Mikrobewegungen.

Die in dieser Arbeit ermittelten Ergebnisse an standardisierten Unterkiefermodellen lassen sich proportional auf den menschlichen Unterkiefer übertragen. Der Proportionalitätsfaktor berücksichtigt zum einen die unterschiedlichen Materialeigenschaften und zum anderen die unterschiedliche interfragmentäre Abstützung im Frakturspalt. So ist der biomechanische Versuch geeignet, den klinischen Erfolg der Frakturbehandlung besser abschätzen zu können.

Die am standardisierten Unterkiefermodell gemessenen relativen Mikrobewegungen lagen in einem Bereich von 6,21 % für 1,7 mm Titanschrauben und 13,96 % für die PDS-Pins bei osteotomierten Kiefern. In  $\mu\text{strain}$  ergibt sich so für die 1,7 mm Titanschrauben ein Wert von etwa 20.000  $\mu\text{strain}$ , für die PDS-Pins ein Wert von etwa 47.000  $\mu\text{strain}$ . Mikrobewegungen bei frakturierten Kiefern lassen nach Piffkò [65] nur ca. 1/3 dieser Werte erwarten. Die klinische Beobachtung einer regelmäßigen knöchernen Durchbauung des Frakturspalt bei Verwendung von 1,7 mm Kleinfragmentschrauben aus Titan lässt rückschließend die Annahme von Mikrobewegungen bis maximal 5000  $\mu\text{strain}$  zu, im Mittel liegen sie nach Joos und Piffkò [33], [65] bei 3250  $\mu\text{strain}$ . So lässt sich zur Abschätzung des klinischen Erfolges der Frakturbehandlung ein Proportionalitätsfaktor wie folgt berechnen:

$$\left( \frac{3250}{20000} \right) \cdot \frac{1}{3} = 0.054$$

Für die 1,7 mm Kleinfragmentschrauben bedeutet dies eine relative Spaltbildung von  $0,054 \times 6,21 \% = 0,34 \%$ , für 0,1 % gleich 1000  $\mu\text{strain}$  resultieren also 3400  $\mu\text{strain}$ .



Für die 1,2 mm Kleinfragmentschrauben aus Titan errechnen sich nach obiger Gleichung 4293  $\mu$ strain, für die 2,0 mm Kortikalisschrauben 4228  $\mu$ strain, für die 2,0 mm Kortikalisschrauben aus PLLA-PGA 5675  $\mu$ strain und für die PDS-Pins 7538  $\mu$ strain. So liegen die Werte für die Kortikalisschrauben aus PLLA-PGA und die Werte der PDS-Pins oberhalb der 5000  $\mu$ strain-Grenze, innerhalb der sich eine vollständige knöcherne Ausheilung der Fraktur erwarten lässt. Eine knöcherne Ausheilung lässt sich dagegen bei allen untersuchten Titanschrauben erwarten. Sie lagen unterhalb dieser Grenze. Betrachtet man die drei unterschiedlichen Osteosynthesysteme aus Titan im Detail, so ist bei den 1,2 mm Kleinfragmentschrauben ihre geringe Stabilität unter funktioneller Belastung als Folge ihres geringen Durchmessers unvorteilhaft, wohingegen die Mängel der 2,0 mm Kortikalisschraube aus Titan in ihrer geringeren Retentionskraft, in ihrem sphärischen Schraubenkopf sowie in ihrer Größe liegen. Aus biomechanischer und klinischer Überlegung erscheint aus den untersuchten Osteosynthesystemen der Einsatz von 1,7 mm Kleinfragmentschraube am besten geeignet zu sein, eine erfolgreiche Osteosynthese bei Frakturen der Gelenkwalze vom Typ A durchzuführen.

## 6 Zusammenfassung

Bei Gesichtsschädelverletzungen stellen Unterkieferfrakturen einen hohen Anteil dar. Besonders problematisch sind dabei Frakturen der Gelenkwalze, die bei der bisher üblichen konservativen Therapie für den Erwachsenen nicht zu einer Restitutio ad integrum führte. In den letzten 10 Jahren wurden deshalb neue operative Verfahren entwickelt, aber aufgrund bisher ungeklärter Fragen über die Biomechanik des Unterkiefers lediglich klinisch evaluiert. In dieser Arbeit wurden die bisher bereits eingesetzten Osteosynthesematerialien an einem hierfür entwickelten Sonderprüfstand an standardisierten Unterkiefermodellen biomechanisch untersucht, um eine bessere Abschätzung des klinischen Erfolges der Osteosynthesematerialien bei der Behandlung von Gelenkwalzenfrakturen des Typs A zu ermöglichen. Titanschrauben mit einem Durchmesser von 1,7 mm zeigten die besten Resultate.

## 7 Literaturverzeichnis

- [1] Anderson, D. J.  
A method of recording masticatory loads.  
J Dent Res 32 (1953) 785
- [2] Baker, A. W., McMahon, J., Moos, K. F.  
Current consensus on the management of fractures of the mandibular condyle. A  
method by questionnaire.  
Int J Oral Maxillofac Surg 27 (1998) 258 – 266
- [3] Bakke, M.  
Mandibular elevator muscles: physiology, action and effect of dental occlusion.  
Scan J Dent Res 101 (1993) 314 – 331
- [4] Balabanoff, M.  
Funktionell mechanische Reize beim Kauakt.  
Zahnärztl Prax 9 (1958) 69 – 70
- [5] Becker, R.  
Die Abhängigkeit der Spätergebnisse von der Verletzungsart und der  
Behandlung, untersucht an 318 Fällen von Verletzungen des Gesichtsschädels.  
In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie“,  
Schuchardt, K. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1967,  
Bd. XII, 225 – 231
- [6] Bergé, S., von Lindern, J.-J., Niederhagen, B., Appel, T., Reich, R. H.  
Mögliche Komplikationen bei der arthroskopischen Lavage des Kiefergelenks.  
Mund Kiefer GesichtsChir 5 (2001) 245 – 250
- [7] Champy, M., Loddé, J. P.  
Étude des contraintes dans la mandibule fracturée chez l'homme. Mesures  
théoriques et vérifications par jauges extensiométriques in situ.  
Rev Stomatol Chir Maxillofac 78 (1977) 545 – 551

- [8] Choi, B.-H., Kim, K.-N., Kim, H.-J., Kim, M.-K.  
Evaluation of condylar neck fracture plating techniques.  
J Craniomaxillofac Surg 27 (1999) 109 – 112
- [9] Clason, C.  
Lösung eines inversen Problems aus der Biomechanik via Finite Elemente  
München, Ludwig-Maximilians-Universität, Diplomarbeit 2001
- [10] dos Santos, J., de Rijk, W. G.  
Vectorial analysis of the instantaneous equilibrium of forces between incisal and condylar guidances.  
Cranio 10 (1992) 305 – 312
- [11] Eckelt, U.  
Gelenkfortsatzfrakturen.  
Mund Kiefer GesichtsChir 4 (2000) S 110 – S 117
- [12] Faulkner, M. G., Hatcher, D. C., Hay, A. A.  
Three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading.  
J Biomech 20 (1987) 997 – 1002
- [13] Fiedler, F., Stoll, P., Lauer, G., Otten, J. E.  
Mobilisation temporo-mandibulaire passive et continue – Traitement fonctionnel après intervention sur l'Articulation Temporo-Mandibulaire.  
Rev Stomatol Chir Maxillofac 94 (1993) 178 – 180
- [14] Ferrario, V., Sforza, C.  
Biomechanical model of the human mandible: a hypothesis involving stabilizing activity of the superior belly of lateral pterygoid muscle.  
J Prosthet Dent 68 (1992) 829 – 835
- [15] Ferré, J. C., Legoux, R., Helary, J. L., Albugues, F., Le Floc'h, C., Bouteyre, J., Lumineau, J. P., Chevalier, C., Le Cloarec, A. Y., Orio, E., Marquet, F., Barbin, J. Y.  
Study of the deformations of the isolated mandible under static constraints by simulation on a physicomathematical model.  
Anat Clin 7 (1985) 183 – 192

- [16] Frick, H., Leonhardt, H.; Starck, D.,  
„Allgemeine Anatomie. Spezielle Anatomie I“  
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1992, 4. Auflage
- [17] Gaßner, R., Buckley, M. J., Piesco, N., Evans, C., Agarwal, S.  
Zytokininduzierte Stickstoffmonoxidproduktion von Gelenkknorpelzellen unter  
kontinuierlicher passiver Bewegung. Antientzündlicher Effekt von  
kontinuierlicher passiver Bewegung auf Chondrozyten: In-vitro Nachweis.  
Mund Kiefer GesichtsChir 4 (2000) S 479 – S 484
- [18] Gay, T., Rendell, J., Majoureau, A., Maloney, F. T.  
Estimation human incisal bite forces from the electromyogram: bite-force  
function.  
Arch Oral Bio 39 (1992) 111 – 115
- [19] Gupta, K. K., Knoell, A. C., Grenoble, D. E.  
Mathematical modeling and structural analysis of the mandible.  
Biomat Med Dev Art Org 1 (1973) 469 – 479
- [20] Hannam, A. G., Inkster, W. C., Scott, J. D.  
Peak electromyographic activity and jaw-closing force in man.  
J Dent Res 54 (1975) 694 – 703
- [21] Hart, R. T., Hennebel, V. V., Thongpreda, N., van Buskirk, W. V.,  
Anderson, R. C.  
Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional Finite Element  
study.  
J Biomech 25 (1992) 261 – 286
- [22] Hatcher, D. C., Faulkner, M. G., Hay, A.  
Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular  
joint loading.  
J Prosthet Dent. 55 (1986) 377 – 384

- [23] Helfgen, E.-H.  
Funktionelle Phylogenese des Kiefergelenkes.  
Dtsch Zahnärztl Z 55 (2000) 563 – 565
- [24] Helkimo, M.  
Studies on function and dysfunction of the masticatory system. Index for  
anamnestic and clinical dysfunction and occlusal state.  
Swed Dent J 67 (1974) 101– 105
- [25] Hlawitschka, M., Eckelt, U., Feller, K.  
Clinical, radiological and axiographical evaluation following closed treatment of  
intracapsular mandibular fractures.  
J Craniomaxillofac Surg 28 (2000) S 85
- [26] Hlawitschka, M., Schneider, M., Eckelt, U.  
Klinische, radiologische und funktionsdiagnostische Ergebnisse konservativ  
funktionell behandelte intraartikuläre Unterkiefergelenkfortsatzfrakturen.  
In: „51. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und  
Gesichtschirurgie, 14. – 16. Juni 2001“  
Austermann, K. H., Aletsee, C. H. R. (Hrsg.), Wenzel Verlag Marburg, 2001,  
Abstract 78, 103
- [27] Hlawitschka, M., U. Eckelt  
Klinische, radiologische und axiographische Untersuchung nach konservativ  
funktioneller Behandlung diakapitulärer Kiefergelenkfrakturen  
Mund Kiefer Gesichtschir 2002 6: 241-248
- [28] Horch, H.-H., Herzog, M.  
Traumatologie des Gesichtsschädels  
In: „Praxis der Zahnheilkunde, Bd. 10/1, Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie I“,  
Horch, H.-H. (Hrsg.) Urban und Schwarzenberg, München – Wien – Baltimore,  
3. Auflage, 1997, 53 –163
- [29] Hylander, W. L.  
An experimental analysis of temporomandibular joint reaction forces in

- macaques.  
Am J Phys Anthropol 51 (1979) 433 – 456
- [30] Ito, T., Gibbs, C. H., Marguelles-Bonnet, R., Lupkiewicz, S. M., Young, H. M.,  
Lundeen, H. C., Mahan, P. E.  
Loading of the temporomandibular joint with five occlusal conditions.  
J Prosthet Dent 56 (1986) 478 – 484
- [31] Jaeger, K., Graber, G., Schruett, L.  
Aufbau und Test einer Meßkette zur Kaukraftmessung.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99 (1989) 670 – 675
- [32] Jaquinet, A. R., Genoud, P., Grand, M., Hoffmeyer, P., Richter, M.  
Three-dimensional analysis of mandibular movement and helical axis  
determination.  
J Craniomaxillofac Surg 28 (2000) S 213
- [33] Joos, U., Piffkò, J., Meyer, U.  
Neue Aspekte in der Versorgung von Unterkieferfrakturen.  
Mund Kiefer GesichtsChir 5 (2001) 2 – 16
- [34] Kermer, Ch., Undt, G., Rasse, M.  
Surgical reduction and fixation of intracapsular condylar fractures. A follow up  
study.  
Int J Oral Maxillofac Surg 27 (1998) 191 – 194
- [35] Kessler, W.  
Das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren zur mechanischen  
Spannungsmessung am menschlichen Unterkiefer unter physiologischer  
Belastung.  
Zahnmed. Dissertation, München, 1980
- [36] Knoell, A. C.  
A mathematical model of an in vitro human mandible.  
J Biomech 10 (1977) 159 – 166

- [37] Kolk, A., Bernhardt, O., Meyer, G.  
Posttherapeutic evaluation with MRI, electronic axiographic and clinical examination in articular process fractures.  
J Dent Res 76 (1997) 471 – 473
- [38] Koolstra, J .H., van Eijden, G. J., Weijs, W. A., Naeije, M.  
A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces.  
J Biomech 21 (1988) 563 – 576
- [39] Koolstra, J.H.; van Eijden, G.J.  
Biomechanical Analysis of Jaw-closing Movements  
J. Dent. Res. 74(9) (1995) 1564-1570
- [40] Koolstra, J.H.; van Eijden, G.J.  
Three-dimensional dynamical capabilities of the human masticatory muscles  
J. Biomech 21, (1999) 145-152
- [41] Koriath, T. W. P., 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
- [42] Laskin, D. M.  
Role of the meniscus in the etiology of post-traumatic temporomandibular joint ankylosis.  
Int J Oral Surg 7 (1978) 340 – 345
- [43] Laskin, D. M.  
Establishing new standards.  
J Oral Maxillofac Surg 49 (1991) 1141
- [44] Lauer, G., Schmelzeisen, R.  
Endoscope-assisted fixation of mandibular condylar process fractures.  
J Oral Maxillofac Surg 57 (1999) 36 – 40



- [45] Lehmann, K. M.  
„Einführung in die Zahnersatzkunde“  
Urban & Schwarzenberg, 1988, 6. Auflage, 53 - 81
- [46] Lindahl, L.  
Condylar fractures of the mandible. IV. Function of the masticatory system.  
Int J Oral Surg 6 (1977) 195 – 203
- [47] Ludwig, P.  
Untersuchungen zur Frage der Unterkieferverlagerung bei isometrischer  
Kontraktion der Kaumuskulatur.  
Dtsch Zahnärztl Z 28 (1973) 901
- [48] Luhr, H.-G.  
Indications for use of a microsystem for internal fixation in craniofacial  
surgery.  
JCraniofac Surg 1 (1990):35-52
- [49] Maki, K., Inou, N., Mikawa, M., Tanaka, N., Usui, T., Toki, Y., Shibasaki, Y.  
Computer-aided biomechanical simulations for the diagnosis of maxillofacial  
functions.  
In: „Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS 98“,  
Lemke, H. U., Vannier, M. W., Inamura, K., Farman, A. G. (Eds),  
Elsevier B. V., Amsterdam – Lausanne – New York – Oxford – Shannon –  
Singapore – Tokyo, 1998, 819 – 823
- [50] Maniere-Ezvan, A., Havet, T., Franconi, J.-M., Quemar, J.-C., de Certaines, J.-  
D.  
Cinematic study of temporomandibular joint motion using ultrafast magnetic  
resonance imaging.  
Cranio 17 (1999) 262 – 267
- [51] Marker, P., Nielsen, A., Lehmann Bastian, H.  
Fractures of the mandibular condyle. Part 1: Patterns of distribution of types and

- causes of fractures in 348 patients.  
Br J Oral Maxillofac Surg 38 (2000) 417 – 421
- [52] May, B., Saha, S., Saltzman, M.  
A three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading  
Clin Biomech 16 (2001) 489 – 495
- [53] Meyer, C., Kahn, J.-L., Boutemy, P., Wilk, A.  
Determination of the external forces applied to the mandible during various static chewing tasks.  
J Craniomaxillofac Surg 26 (1998) 331 – 341
- [54] Meyer, C., Kahn, J.-L., Lambert, A., Boutemy, P., Wilk, A.  
Development of a static simulator of the mandible.  
J Craniomaxillofac Surg 28 (2000) 278 – 286
- [55] Meyer, U., Vollmer, D., Homann, C., Schuon, R., Benthaus, S., Végh, A., Felszegi, E., Joos, U., Piffkò, J.  
Experimentelle und Finite-Elemente-Analyse der Biomechanik des Unterkiefers unter Belastung.  
Mund Kiefer GesichtsChir 4 (2000) 14 – 20
- [56] Motsch, A.  
Spannungsoptische Experimente zur funktionellen Anatomie des Unterkiefers.  
Med. Habilitationsschrift, Universität Freiburg i. Br., 1965
- [57] Neff, A., Kolk, A., Deppe, H., Horch, H.-H.  
Neue Aspekte zur Indikation der operativen Versorgung intraartikulärer und hoher Kiefergelenkluxationsfrakturen.  
Mund Kiefer GesichtsChir 3 (1999) 24 – 29
- [58] Neff, A., Kolk, A., Horch, H.-H.  
Position und Beweglichkeit des Discus articularis nach operativer Versorgung diakapitulärer und hoher Kiefergelenkluxationsfrakturen.  
Mund Kiefer GesichtsChir 4 (2000) 111 – 117

- [59] Neff, A., Kolk, A., Horch, H.-H.  
Surgical vs nonsurgical treatment of intracapsular and high condylar fractures – assessment of functional results with MRI and axiography.  
In: “CARS 2000 Computer Assisted Radiology and Surgery”,  
Lemke, H. U., Vannier, M. W., Inamura, K., Farman, A. G., Doi, K. (Eds),  
Elsevier Science B. V., Amsterdam-Lausanne-New York-Oxford-Shannon-  
Singapore-Tokyo, 2000, 917-922
- [60] Neff, A., Kuhn, A., Schieferstein, H., Hinz, A. M., Wilczok, E., Mühlberger, G.,  
Zeilhofer, H.-F., Sader, R., Deppe, H., Horch, H.-H.  
Development of innovative osteosynthesis techniques by numerical and in vitro  
simulation of the masticatory system.  
In: “Lectures on Applied Mathematics“,  
Bungartz, H.-J., Hoppe, R. W., Zenger, C. (Eds.), Springer Verlag, Berlin –  
Heidelberg – New York, 2000, 179 – 206
- [61] Neff, A., Schieferstein, H., Kuhn, A., Zeilhofer, H.-F.  
A newly developed computer assisted experimental structure analysis of the  
human mandible.  
In: “CARS 2000 Computer Assisted Radiology and Surgery”,  
Lemke, H. U., Vannier, M. W., Inamura, K., Farman, A. G., Doi, K. (Eds),  
Elsevier Science B. V., Amsterdam – Lausanne – New York – Oxford – Shannon  
– Singapore – Tokyo, 2000, 893 – 898
- [62] Neff, A.,  
Funktionsstabile Osteosynthese bei Frakturen der Kiefergelenkwalze,  
München, Techn. Univ., Habil.-Schr., 2002
- [63] O’Driscoll, S. W., Kumar, A., Salter, R. B.  
The effect of continuous passive motion on the clearance of a hemarthrosis from  
a synovial joint: an experimental investigation in the rabbit.  
Clin Orthop 176 (1983) 305 – 311

- [64] Osborn, J. W.  
Biomechanical implications of lateral pterygoid contribution to biting and jaw opening in humans.  
Arch Oral Biol 40 (1995) 1099 – 1108
- [65] Piffkò, J., Homann, Chr., Schuon, R., Joos, U., Meyer, U.  
Experimentelle Untersuchung zur biomechanischen Stabilität unterschiedlicher Unterkieferosteosynthesen  
Mund Kiefer GesichtsChir 7 (2003) 1 - 6
- [66] Poremba, E. P., Moffett, B. C.  
The effects of continuous passive motion on the temporomandibular joint after surgery. Part I: Appliance design and fabrication.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 67 (1989) 490 – 498
- [67] Ralph, J., Caputo, A.  
Analysis of stress patterns in the human mandible.  
J Dent Res 54 (1975) 814 – 821
- [68] Rasse, M.  
Diakapituläre Frakturen der Mandibula. Die operative Versorgung – Tierexperiment und Klinik.  
Med. Habilitationsschrift, Universität Wien, 1992
- [69] Rasse, M.  
Neuere Entwicklungen der Therapie der Gelenkfortsatzbrüche der Mandibula.  
Mund Kiefer GesichtsChir 4 (2000) 69 – 87
- [70] Rasse, M., Fialka, V., Paternostro, T.  
Modifikationen des Zugangs zum Kiefergelenk und Ramus mandibulae.  
Acta Chir Austriaca 25 (1993) 49 – 55
- [71] Rozema, F. R., Otten, E., Bos, R. R. M., 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

- [72] Ruppig, T.  
Funktionsdynamische und röntgenologische Spätfunde nach  
Kiefergelenkfrakturen mit stark disloziertem Fragment.  
Med. Dissertation, Universität Tübingen, 1989
- [73] Schilli, W.  
Behandlungsmöglichkeiten bei Frakturen.  
Therapiewoche 41 (1969) 2006 - 2011
- [74] Sebastian, M. H., Moffett, B. C.  
The effects of continuous passive motion on the temporomandibular joint after  
surgery. Part II. Appliance improvement, normal subject evaluation, pilot clinical  
trial.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 67 (1989) 644 – 653
- [75] Silvennoinen, U., Iizuka, T., Oikarinen, K., Lindqvist, C.  
Analysis of possible factors leading to problems after nonsurgical treatment of  
condylar fractures.  
J Oral Maxillofac Surg 52 (1994) 793 – 799
- [76] Silvennoinen, U., Raustia, A. M., Lindqvist, C., Oikarinen, K.  
Occlusal and temporomandibular joint disorders in patients with unilateral  
condylar fracture. A prospective one-year study.  
Int J Oral Maxillofac Surg 27 (1998) 280 – 285
- [77] Spiessl, B., Schroll, K.  
Gelenkfortsatz- und Kieferköpfchenfrakturen.  
In: „Spezielle Frakturen- und Luxationslehre, Bd I/1 Gesichtsschädel“,  
Nigst, H. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart – New York, 1972, 136
- [78] Spiessl, B.  
Functionally stable osteosynthesis in mandibular fractures - problems and  
technic.  
Fortschr Kiefer Gesichtschir 19 (1975) 68 - 72

- [79] Standlee, J. P., Caputo, A. A., Ralph, J. P.  
The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint.  
J Oral Reh 8 (1981) 391 – 400
- [80] Stegenga, B., de Bont, L. G. M., Boering, G., van Willigen, J. D.  
Tissue responses to degenerative changes in the temporomandibular joint: a  
review.  
J Oral Maxillofac Surg 49 (1991) 1079 – 1088
- [81] Stoll, P., Wächter, R., Schlotthauer, U., Türp, J.  
Spätergebnisse bei 15 Jahre und länger zurückliegenden  
Kiefergelenkfortsatzfrakturen.  
In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie“,  
Schwenzer, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart – New York, 1996,  
Bd. 41, 127 – 130
- [82] Terheyden, H., Fleiner, B., Schubert, F., Bumann, A.  
Zur Position des Diskus bei Collum-mandibulae-Frakturen – eine  
magnetresonanztomographische Studie.  
In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie“,  
Schwenzer, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart – New York, 1996,  
Bd. 41, 112 – 114
- [83] Terheyden, H., Mühlendyck, C., Sprengel, M., Ludwig, K., Härle, F.  
Self-adapting washer system for lag screw fixation of mandibular fractures. Part  
II: in vitro mechanical characterization of 2.3 and 2.7 mm lag screw prototypes  
and in vivo removal torque after healing.  
J Craniomaxillofac Surg 27 (1999) 243 – 251
- [84] Thiele, H.  
Entwicklung eines dreidimensionalen Finite-Elemente-Modells des Unterkiefers.  
Med. Dissertation, Technische Universität München, 2000
- [85] Throckmorton, G. S.  
Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces – II. The

- importance of the direction of the jaw muscle forces.  
J Biomech 18 (1985) 453 – 461
- [86] Throckmorton, G. S., Throckmorton, L. S.  
Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces – I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces.  
J Biomech 18 (1985) 445 – 452
- [87] Türp, J. C., Stoll, P., Schlotthauer, U., Vach, W., Strub, J. R.  
Computerized axiographic evaluation of condylar movements in cases with fractures of the condylar process: a follow-up over 19 years.  
Int J Oral Maxillofac Surg 24 (1996) 46 – 52
- [88] Umstadt, H. E., Ellers, M., Müller, H.-H., Austermann, K. H.  
Functional reconstruction of the TM joint in cases of severely displaced fractures and fracture dislocation.  
Int J Oral Maxillofac Surg 28 (2000) 97 – 105
- [89] Vollmer, D., Meyer, U., Joos, U., Vègh, A., Piffkò, J.  
Experimental and finite element study of a human mandible.  
J Craniomaxillofac Surg 28 (2000) 91 – 96

## 8 Herstellerverzeichnis

- Ethicon GmbH, Robert-Koch-Straße 1D, 22851 Norderstedt, Telefon: 040/529701, Fax: 040/5297 5379
- Harken, Inc., Pewaukee, Wisconsin, USA, [www.harken.com](http://www.harken.com); Vertrieb: Peter Frisch GmbH, Isar-Ring 11, D-80805 München, Tel. +49/89/365075, Fax +49/89/365078
- Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Im Tiefen See 45, D-64293 Darmstadt, Tel. +49/6151/8030, Fax +49/6151/8039100, [www.hbm.de](http://www.hbm.de)
- Item Bayern GmbH, Kronwiedstr. 3, D-85088 Vohburg, Tel. +49/8457/929111, Fax +49/8457/92910, [www.item-bayern.de](http://www.item-bayern.de)
- Kistler Instrumente GmbH, Vertrieb: Günter Gürke, Obere Hauptstr. 28, D-85386 Eching, Tel. +49/89/3271530, Fax +49/89/32715318, [www.kistler-deutschland.de](http://www.kistler-deutschland.de)
- Meinburk Hydraulik, Siemensstr. 12, D-85716 Unterschleißheim, Tel. +49/89/35033411, Fax +49/89/35033419, [www.meinburk.com](http://www.meinburk.com)
- National Instruments Germany GmbH, Konrad-Celtis-Str. 79, D-81369 München, Tel. +49/89/7413130, Fax +49/89/7146035, [www.ni.com](http://www.ni.com)
- Rosenberger Tauwerk GmbH, Poststr. 11, D-95192 Lichtenberg, Tel. +49/9288/710, Fax +49/9288/7124, [www.liros.com](http://www.liros.com)
- Sawbones Europe AB, Krossverksgatan 3, S-21616 Malmö, Schweden, Tel. +46/40/163040, Fax +46/ 40/164842, [www.sawbones.se](http://www.sawbones.se)
- Simi Reality Motion Systems GmbH, Postfach 1518, D-85705 Unterschleißheim, Tel. +49/89/3214590, Fax +49/89/32145916, [www.simi.com](http://www.simi.com)



- 
- Sony Deutschland GmbH, Hugo-Eckener-Str. 20, D-50829 Köln, Tel. +49/221/5370, Fax +49/221/537349, [www.sony.de](http://www.sony.de)
  - Stryker Leibinger GmbH & Co. KG, Bötzingen Str. 41, D-79111 Freiburg, [www.leibinger.com](http://www.leibinger.com)
  - Walter Lorenz Surgical GmbH, Jechtinger Str. 8, D-79111 Freiburg, Tel. +49/761/479960, Fax +49/761/479966, [www.lorenzsurgical.com](http://www.lorenzsurgical.com)

## 9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Ursprung, Ansatz und Funktion der Kaumuskulatur .....	14
Tabelle 2: Spezifikationen der getesteten Osteosynthesematerialien .....	32
Tabelle 3: Übersicht über die absoluten und relativen Spaltweiten und den Einfluss der Mundöffnung auf die Spaltweite bei maximaler Belastung (exzentrische Kondylenposition) .....	58

## 10 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: häufige Ursache für die Entstehung von Gelenkwalzenfrakturen .....	4
Abbildung 2: Gelenkwalzenfrakturen .....	4
Abbildung 3: die Frakturtypen A, B, C der Gelenkwalze in einer anatomischen Übersicht, farblich dargestellt das entsprechende mediale Fragment .....	9
Abbildung 4: Kiefergelenk in Grenzpositionen, Sagittalschnitt .....	10
Abbildung 5: Posselt-Diagramm .....	11
Abbildung 6: die eigentliche Kaumuskulatur .....	13
Abbildung 7: der Unterkiefer und Ansätze der Kaumuskulatur .....	13
Abbildung 8: starke interindividuelle Unterschiede am Humankiefer .....	19
Abbildung 9: Kieformorphologie von Hausschwein und Humanmodell im Vergleich... ..	19
Abbildung 10: biomechanischer Versuchsstand als modulares Gestell .....	21
Abbildung 11: Dreidimensionale piezoelektrische Kraftmessdosen mit künstlicher Gelenkgrube und Freiheitsgrade der Gelenke .....	22
Abbildung 12: 5 Hydraulikantriebe mit Seilen zur Krafteinleitung (Ausbaustufe I).....	23
Abbildung 13: modularer Versuchsstand, 16 Hydraulikantriebe (Ausbaustufe II) .....	23
Abbildung 14: Belastungsprofile am Steuerungsrechner .....	25
Abbildung 15: Prüfstandsteuerung und Datenerfassung .....	26
Abbildung 16: Sawbones®-Kiefer Typ 1337.....	27
Abbildung 17: klinische Situation vor und nach Versorgung .....	28

---

Abbildung 18: Schablone mit Bohrhülsen und Bohrer .....	30
Abbildung 19: Drehmomentschlüssel und konventioneller Schraubendreher .....	31
Abbildung 20: makroskopische Ansicht der Osteosyntheseschrauben .....	32
Abbildung 21: präparierte Unterkiefermodelle .....	33
Abbildung 22: präparierte Unterkiefermodelle mit ETHIPIN®-Pins .....	34
Abbildung 23: ETHIPIN®-Set .....	35
Abbildung 24: Normproportionen des Gesichtsschädels [45] als Grundlage der Einstellung der Sawbones®-Kiefer im biomechanischen Prüfstand .....	36
Abbildung 25: Bewegung des Kondylus bei Protrusion .....	38
Abbildung 26: Bewegungen des Unterkiefers in der Horizontalebene bei Laterotrusion .....	39
Abbildung 27: Versuchsstand mit Bewegungserfassungssystem .....	40
Abbildung 28: schematische Darstellung der Messpunkte und –strecken am Modell..	42
Abbildung 29: maximale Gelenkkräfte, rechtes Kiefergelenk in Balancstellung .....	43
Abbildung 30: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Mundöffnung bei 200 N Belastung .....	44
Abbildung 31: Abhängigkeit der Spaltbildung von der eingeleiteten Kraft bei 35 mm Mundöffnung und Kiefergelenkposition in Balancstellung ( exzentrische Kondylenposition) .....	45
Abbildung 32: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Kiefergelenkposition bei 35 mm Mundöffnung .....	46
Abbildung 33: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Größe der Belastung bei 1,2 mm Titanschrauben (inzisale Belastung, 35 mm MÖ) .....	47
Abbildung 34: Abhängigkeit der Spaltbildung vom Ort der Krafteinleitung und der Position des Kiefergelenkes bei 1,2 mm Titanschrauben .....	48
Abbildung 35: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Größe der Belastung bei 1,7 mm Titanschrauben (inzisale Belastung, 35 mm MÖ) .....	49
Abbildung 36: Abhängigkeit der Spaltbildung vom Ort der Krafteinleitung und der Position des Kiefergelenkes bei 1,7 mm Titanschrauben .....	50
Abbildung 37: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Größe der Belastung bei 2,0 mm Titanschrauben (inzisale Belastung, 35 mm MÖ) .....	51

---

Abbildung 38: Abhängigkeit der Spaltbildung vom Ort der Krafteinleitung und der Position des Kiefergelenkes bei 2,0 mm Titanschrauben .....	52
Abbildung 39: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Größe der Belastung bei 2,0 mm PLLA-PGA-Schrauben (inzisale Belastung, 35 mm MÖ) .....	53
Abbildung 40: Abhängigkeit der Spaltbildung vom Ort der Krafteinleitung und der Position des Kiefergelenkes bei 2,0 mm PLLA-PGA-Schrauben.....	54
Abbildung 41: Abhängigkeit der Spaltbildung von der Größe der Belastung bei PDS-Pins (inzisale Belastung, 35 mm MÖ) .....	55
Abbildung 42: Abhängigkeit der Spaltbildung vom Ort der Krafteinleitung und der Position des Kiefergelenkes bei PDS-Pins .....	56
Abbildung 43: Osteosynthesematerialien im Vergleich: Spaltbildung bei 200 N inzisaler Belastung, maximaler Mundöffnung und Kiefergelenk in exzentrischer Balanceposition .....	57
Abbildung 44: Relative Zunahme der Spaltbildung unter 200 N inzisaler Belastung bei Zunahme von 0 mm auf 35 mm Mundöffnung und Kiefergelenkposition in exzentrischer Balancessellung (maximaler Lastfall) .....	57
Abbildung 45: Schraubengewinde im Vergleich.....	61
Abbildung 46: Vergleich der Schraubenköpfe von 2,0 mm Kortikalisschrauben aus Titan (oben) und 1,7 mm Kleinfragmentschrauben (unten) .....	62
Abbildung 47: Operationssitus bei der Metallentfernung: links klinisches Bild, rechts schematische Darstellung. Der untere Pfeil zeigt die gute Versenkung einer 1,7 mm Kleinfragmentschraube, der Pfeil oben eine Resorption unterhalb des Schraubenkopfes. ....	63

## 11 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. Dr. Andreas Neff für die freundliche Überlassung des Themas, seine stets konstruktive Unterstützung und hervorragende, unermüdliche Betreuung und Herrn Professor Dr. Dr. Dr. h.c. H.-H. Horch für die Möglichkeit zur Durchführung dieser Arbeit.

Ebenso möchte ich den Mitarbeitern der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der TUM, Abteilung Biomechanik, insbesondere Herrn Dipl.-Ing. H. Schieferstein sowie Herrn M. Karoglan für ihre Unterstützung bei der Planung und Durchführung der biomechanischen Versuche danken, ohne die ein reibungsloser Ablauf nicht möglich gewesen wäre.

Bei meiner Frau möchte ich mich für ihre fürsorgliche Unterstützung und ihre Geduld, besonders während der letzten Phase der Arbeit, bedanken.

## 12 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name:	Stefan Koch
Geburtsdatum:	16. Juli 1963
Geburtsort:	Hildesheim
Familienstand:	verheiratet
Konfession	römisch-katholisch

### Schulischer Werdegang

1969-1973	Grundschule Moltke Schule, Hildesheim
1973-1983	Gymnasium Josephinum, Hildesheim
28.05.1983	Allgemeine Hochschulreife (Abitur)

### Wehrdienst

Oktober 1983- September 1985	Wehrdienst im 1. Sanitätsbataillon, Hildesheim, Reserveoffizierslaufbahn
---------------------------------	---

### Beruflicher Werdegang

Oktober 1985- September 1986	Studium des Maschinenbaus und Verfahrenstechnik an der Technischen Universität Clausthal, Clausthal- Zellerfeld, und an der Universität Hannover
01.10.1986	Beginn des Studiums der Medizin an der Medizinischen Hochschule Hannover
10.10.1988	Immatrikulation im Studiengang der Zahnheilkunde an der Medizinischen Hochschule Hannover (Doppelstudium)
11.11.1993	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, Abschluss des Medizinstudiums an der Medizinischen Hochschule Hannover

---

01.12.1993- 30.04.1994	Berufspraktikum im Rettungsdienst bei der Johanniter Unfallhilfe Hildesheim
22.07.1996- 13.09.1996	Staatsexamen Zahnmedizin
23.09.1996	Erteilung der Approbation als Zahnarzt
01.01.1997- 30.06.1998	Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie an der Friedrich- Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg als Arzt im Praktikum
ab 01.07.1998	als Assistenzarzt
seit 01.08.1998	Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer- Gesichtschirurgie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München
19.09.2001	Anerkennung der Bayerischen Landesärztekammer als Facharzt für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie
21.11.2001	Gebietsbezeichnung Zahnarzt, Oralchirurgie der Bayerischen Landeszahnärztekammer
01.07.2002	Oberarzt an der Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München