

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 des Typs C

Mislav Karoglan

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

Doktors der Zahnheilkunde

genehmigten Dissertation.

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

Prüfer der Dissertation:

1. Priv.-Doz. Dr. Dr. A. Neff
2. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 11.09.2006 bei der Technischen Universität
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 24.01.2007
angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einführung.....	3
1.1.	Problemstellung und Zielsetzung.....	3
1.1.1.	Problemstellung.....	3
1.1.2.	Zielsetzung.....	5
1.1.3.	Evaluation klinisch-funktioneller Ergebnisse.....	6
1.1.3.1.	Klinische Evaluation.....	6
1.1.3.2.	Radiologische Evaluation.....	8
1.1.3.3.	Achsiographische Evaluation.....	10
1.1.3.4.	Operative Evaluation.....	11
1.1.4.	Frakturklassifikation.....	12
1.1.5.	Therapeutische Alternativen.....	16
1.1.5.1.	Chirurgische Vorgehensweise.....	16
1.1.5.1.1	Zugangswege.....	16
1.1.5.1.2.	operative Verfahren.....	17
1.1.5.2.	Konservative Vorgehensweise.....	18
2.	Material und Methoden.....	20
2.0.	Ziele.....	20
2.1.	Aufbau des biomechanischen Versuchsstandes.....	20
2.1.1.	Vorbemerkungen.....	20
2.1.2.	Mechanischer Aufbau.....	23
2.1.3.	Computersteuerung.....	25
2.2.	Versuchsaufbau.....	27

2.2.1.	Voruntersuchungen.....	28
2.2.2.	Vorbereitung der Unterkiefermodelle.....	28
2.2.3.	Positionierung der Modelle im Versuchsstand.....	31
2.2.4.	Position der Gelenkpfanne zum Modell.....	33
2.2.5.	Messwerterfassung.....	34
2.2.6.	Auswertung der gewonnenen Daten.....	35
3.	Ergebnisse.....	38
3.0.	Vorbemerkungen.....	38
3.1.	1,2 mm Titan Kleinfragmentschrauben.....	39
3.2.	1,7 mm Titan Kleinfragmentschrauben.....	41
3.3.	2,0 mm Titan Kortikalisschrauben.....	43
3.4.	2,0 mm PLLA-PGA Kortikalisschrauben.....	45
3.5.	Synopsis.....	47
4.	Diskussion.....	50
5.	Zusammenfassung.....	66
6.	Literatur.....	67
7.	Abbildungsverzeichnis.....	78
8.	Tabellenverzeichnis.....	81

1. Einführung

1.1. Problemstellung und Zielsetzung

1.1.1. Problemstellung

Die Entwicklung neuer und besserer Osteosynthesematerialien und –methoden in den traumatologischen Disziplinen der Medizin hat in den letzten Jahren dazu geführt, dass nahezu alle Frakturen, die einen funktionell aktiven und gelenktragenden Skelettabschnitt betreffen, osteosynthetisch versorgt werden [29 S. 799]. Im Gegensatz dazu überwiegt in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie hinsichtlich der Gelenkfortsatz- und speziell Gelenkwalzenfrakturen noch immer ein überwiegend konservatives Vorgehen.

Dabei handelt es sich beim Kiefergelenk keineswegs um ein Gelenk, welches aufgrund geringer Bewegungsausmaße oder geringfügiger Relevanz im täglichen Gebrauch zu vernachlässigen wäre. Eher trifft genau das Gegenteil zu. Es besteht ein ausgedehnter Bewegungsumfang bei 5 Freiheitsgraden, aufgrund der kombinierten Dreh-/ Gleitbewegung wird in diesem Fall sogar von einem *Trocho-Ginglymus* [88 S. 432] gesprochen. Ebenso muß die Kaufunktion selbst als eine sozial und persönlich äußerst bedeutsame Körperfunktion aufgefaßt werden, die nach Frakturen, welche den gelenktragenden Komplex des Unterkiefers betreffen, massiv beeinträchtigt ist.

Zusammenfassend handelt es sich also um ein funktionell diffiziles und für den Patienten wichtiges Körperteil, welches bislang (mehr oder weniger) im Gegensatz zu allen chirurgischen Prinzipien in anderen Fachdisziplinen überwiegend den Selbstheilungskräften des Organismus überlassen wurde.

So werden eben jene Frakturen, die den Gelenkbereich am unmittelbarsten betreffen, nämlich die hohen Gelenkfortsatzfrakturen und Kapitulumfrakturen, als Domäne der konservativen Therapie angesehen [6 S. 525f., 31 S. 397], auch wenn hier langsam eine Tendenz zu einer differenzierenden Betrachtungsweise festzustellen ist, die sich inzwischen auch in Standardlehrwerken widerspiegelt [2 S. 333, 31 S. 398, 39 S. 98].

Darüberhinaus stellen diese Frakturen mit 30% aller Unterkieferfrakturen [31 S. 396] den größten und somit durchaus relevanten Anteil dar und zählen daher nicht zu den Raritäten im klinischen Alltag eines Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen.

Die Ursachen für diese Frakturen unterliegen sicher regionalen Unterschieden und ebenso auch einem zeitlichen Wandel. So konnten die Sportunfälle als Hauptursache für Unterkieferfrakturen allgemein und somit auch Kollum-/Kapitulumfrakturen in der Innsbrucker Region ausgemacht werden, wohingegen in anderen Studien die Autounfälle dominierten, so gemäß einer groß angelegten Evaluation im dänischen Raum. Diese standen bei der Nachuntersuchung aus Innsbruck an zweiter Stelle [25 S. 590, 64 S. 419].

All die bisher genannten Tatsachen sind unbestritten und anerkannt. Die logische Konsequenz müsste es dann sein, bei einem Frakturtyp, der sich zum einen häufig und zum anderen an einem funktionell wichtigen Gelenkabschnitt ereignet, nach einer Optimierung der Therapie zu suchen, bzw. konsequenter Weise (wie in der Chirurgie anderer gelenktragender Abschnitte) nach einem geeigneten Osteosyntheseverfahren, sofern dieses noch nicht vorliegt.

Im Weiteren soll aufgezeigt werden, dass bezüglich einer solchen Osteosynthese weit verbreitete Zweifel bestehen, die im Wesentlichen auf mehr oder weniger tradierten Vorbehalten vor möglichen Komplikationen basieren [22 S. 955 f.]. Insbesondere zu nennen sind hier - abhängig vom operativen Zugang- die Parese von Teilästen oder des gesamten N. facialis, die Bildung von Speichelfisteln (bei operativen Zugängen, die die Glandula parotis betreffen) sowie die Narbenbildung. Im Folgenden soll erläutert werden, dass diese Vorbehalte im Wesentlichen unbegründet sind. Auch ist die weitverbreitete Meinung, dass die funktionellen Ergebnisse nach konservativer Therapie durchaus zufriedenstellend seien, in der bis dato häufig praktizierten und wenig differenzierenden Betrachtungsweise so nicht mehr haltbar.

1.1.2. Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist es, die biomechanische Stabilität einer Osteosynthese als wichtigen Gesichtspunkt der Versorgung einer bestimmten Frakturform zu untersuchen.

Um ein neues Therapieverfahren zu etablieren, muss zunächst die grundsätzliche Eignung im Laborversuch nachgewiesen werden. Das Ziel ist dabei, unter der Prämisse, der Realität möglichst nahe zu kommen, einen Versuchsaufbau zu etablieren, der der *in vivo* Situation weitestgehend ähnelt. Natürlich muss im Vergleich zum lebenden Organismus mit Vereinfachungen gearbeitet werden, die jedoch die Gesamtaussagekraft nicht soweit schmälern dürfen, dass diese als nicht mehr repräsentativ anzusehen ist [67 S. 64ff.]. Die Durchführung und Auswertung der Tests liefert eine qualifizierte partielle Erkenntnis, die im Idealfall noch durch weitere Untersuchungen ergänzt werden muss.

Dazu gehört des Weiteren die klinische Nachuntersuchung der nach dem neuen Konzept versorgten Patienten im Vergleich zu unversorgten oder im Vergleich zu mit einer anderen Therapieform behandelten Patienten. Auch bildgebende Verfahren liefern einen wichtigen Hinweis bei der Beurteilung von Osteosynthesen und ermöglichen eine objektive Evaluation des Operationsergebnisses. Ein weiteres etabliertes Verfahren, speziell bei Eingriffen, die den gelenktragenden Abschnitt des Unterkiefers betreffen, stellt hierbei auch die Achsio-graphie als objektives funktionsdiagnostisches Verfahren dar [20 S. 115].

Die Erhebung obiger Daten vergleichend zu einem anders versorgten Patientenkollektiv, idealerweise im Rahmen randomisierter kontrollierter Studien, erlaubt Aussagen, die qualifiziert sind, neue Therapiemaßstäbe zu setzen bzw. alte zu bestätigen.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde mittels eines neu konzipierten Versuchsstandes [77 S. 64ff.] die Testung verschiedener, bislang in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie etablierter oder zum Teil auch neuer (in anderen chirurgischen Fachdisziplinen entliehener) Osteosynthesematerialien vorgenommen. Ein ähnliches, biomechanisch geprägtes Vorgehen im Rahmen von Studien zu

Osteosynthesematerialien war auch bereits von anderen Autoren angewandt worden [10 S. 16, 67 S. 284f.], oder aber es wurden gänzlich andere Wege beschritten und die Osteosynthesen *in silico*, also im Rahmen einer Computersimulation, beispielsweise über ein *Finite Elemente* Verfahren nachgestellt [103 S. 680ff.]. Insbesondere letztgenannte Methode verspricht für die Zukunft interessante Möglichkeiten. Ähnlich dem *drug design* in der Pharmakologie könnten optimierte Osteosynthesematerialien hergestellt werden, die dem Frakturverlauf optimal angepasst wären. Momentan ist dieses Ziel aber noch nicht realisierbar, da die bislang hierfür notwendige Simplifizierung der realen Situation so groß ist, dass die Aussagekraft dieser Verfahren erheblich eingeschränkt ist. Derzeit können allerdings durchaus interessante Informationen gewonnen werden [103 S. 685f.].

Ein wichtiger Gesichtspunkt zur Stabilität der Versorgung beim Frakturtyp C (nach NEFF et al [70 S. 6]), der gemäß aktueller Literatur als operativ nicht ausreichend stabil versorgbar angesehen wird [5 S. 263, 46 S. 193], soll in der vorliegenden Arbeit von biomechanischer Seite abgehandelt werden.

1.1.3. Evaluation klinisch-funktioneller Ergebnisse

1.1.3.1. Klinische Evaluation

Zur Evaluation der Behandlungsergebnisse am Patientenkollektiv eignet sich zunächst einmal die klinische Nachuntersuchung. Diese kann das Auftreten von Komplikationen erfassen und diese quantifizieren.

In einem nächsten Schritt ist es dann möglich, die Funktion des Kiefergelenks, beispielsweise über einen Funktionsindex (verbreitet ist der klinische Dysfunktionsindex nach HELKIMO) [35 S. 103, 37 S. 246] zu beschreiben und die Patienten aussagekräftig und statistisch verwertbar zu gruppieren.

In die klinische Beurteilung [22 S. 954ff., 70 S. 32, 87 S. 393, 95 S. 438] fließen meist folgende Parameter ein:

- *die Fazialisfunktion (falls operatives Konzept)
- *ggf. Sensibilitätsstörungen
- *die Narbenbildung
- *Speichelfisteln oder das Frey-Syndrom
- *Schmerzempfinden
- *Reibegeräusche im Kiefergelenk
- *Deviation und Deflexion des Unterkiefers bei der Öffnung
- *Okklusion
- *Bewegungsumfang bei Pro- und Laterotrusion (ggf. auch Mundöffnung)
- *direkte postoperative Komplikationen, wie beispielsweise Wundinfektionen.

Essentiell ist hierbei vor allem eine Einbindung in langjährige Nachkontrollprogramme, bei denen sich eigentlich relevante Komplikationen (z.B. persistierende Einschränkungen des Bewegungsumfangs des Unterkiefers) erst aufzeigen. Gerade mehrere Jahre nach Frakturversorgung oder auch Nichtversorgung ist mit dem Auftreten von (Spät-)Komplikationen zu rechnen, die entscheidend auf das abschliessende Urteil Auswirkung haben, ob auch langfristig von einem sicheren und komplikationslosen Verfahren auszugehen ist, oder ob die Bewertung in eine andere Richtung vorzunehmen ist.

Vor allem in Hinsicht auf Evaluationszeiträume und Differenziertheit der Nachuntersuchung unterscheiden sich auch die Literaturquellen. Während sich die meisten Autoren bei den Nachuntersuchungen auf Zeiträume deutlich unter fünf Jahren beziehen [68 S. 233, 87 S. 394, 92 S. 163, 95 S. 433, 103 S. 680], verwenden manche Gruppen [1 S. 271, 30 S. 40f., 37 S. 243, 43 S. 151, 44 S. 27] entweder längere Beobachtungszeiträume (von vier bis zu zehn Jahren) oder etwas differenziertere Nachuntersuchungskriterien (beispielsweise eine Kombination aus mehreren der oben erwähnten Kriterien), die der komplexen Problematik hinsichtlich Spätschäden deutlich gerechter werden.

1.1.3.2. Radiologische Evaluation

Die radiologischen Verfahren zur Evaluation des Kiefergelenkes sind vielfältig. Neben den konventionellen Röntgenaufnahmen (OPG, Clementschitsch-Aufnahme, Kiefergelenk p.a. und lateral) bietet vor allem das CT eine sehr gute Möglichkeit zur Darstellung der knöchernen Strukturen. Gerade letztes ermöglicht auch eine dreidimensionale Rekonstruktion und Visualisierung des Gelenkkopfbereiches [20 S. 114].

Insgesamt ist mit dem Ziel einer Neubewertung der bisherigen therapeutischen Optionen bei Kiefergelenkfrakturen jedoch auch eine weitergehende und detailliertere Evaluation der konventionellen Behandlungsergebnisse im Vergleich zu den neuen Ergebnissen zu fordern.

Konkret ist es sinnvoll, nicht nur gruppierende Funktionstests wie beispielsweise den HELKIMO-Index anzuwenden (evtl. beschränkt auf ein kurzes Nachbeobachtungsintervall), der keinen Vergleich einzelner Funktionsparameter zulässt, sondern über einen ausgedehnteren Zeitraum verschiedene objektive Funktionsparameter wie Laterotrusion und Protrusion exakt zu erfassen und diese mit morphologischen Daten zu korrelieren. Das oben erwähnte CT hat hierbei den entscheidenden Nachteil, dass es hinsichtlich der Aussagekraft der filigranen Weichgewebsstrukturen im Kiefergelenk (Diskus, Gelenkkapsel mit Bandapparat) eine deutlich geringere Aussagekraft besitzt als die modernen MRT-Verfahren. Eben diese weichgeweblichen Strukturen sind es aber, die für die regelrechte und dauerhaft ungestörte Funktion des Kiefergelenks sowohl bei einem nicht operierten wie auch bei einem operierten Kiefergelenk verantwortlich sind. Eine auf Dauer intakte und gute Gelenkfunktion ist nur bei größtmöglicher Intaktheit und Funktionalität des diskokondylären Komplexes und des umgebenden Kapsel-Band-Apparates möglich.

Ein weiterer Nachteil der rein statischen CT-Darstellung liegt in der fehlenden Bewegungserfassung. Hier sind neue Entwicklungen im Bereich der MRT-Verfahren vielfältiger. Das sogenannte CINE-MRT erlaubt eine Darstellung der Öffnungsbewegung des Kiefergelenks, ermöglicht aufgrund kurzer Bilderfassungszeiten. Es kann somit eine Kieferöffnungskinematographie durchgeführt werden und die Funktion bzw. Dysfunktion des gesamten

diskokondylären Komplexes erfasst werden. Der Hauptnachteil dieser Untersuchungstechnik liegt dabei in dem Verlust an Detailgenauigkeit (insbesondere bei vorgeschädigten bzw. voroperierten Gelenken schränkt die Narbenbildung die Interpretierbarkeit des CINE-MRT stark ein) [7 S. 214]. Die Detailerkennbarkeit im konventionellen statischen MRT ist bislang noch nicht zu überbieten. Deswegen stellt das statische MRT noch immer die Methode der Wahl zur Visualisierung des Kiefergelenkbereichs dar, insbesondere wenn primär die Morphologie der Weichgewebsstrukturen unter diagnostischen Gesichtspunkten erfasst werden soll, z. B bei Residuen nach Gelenktrauma [48 S. 196].

Eine weitere Möglichkeit besteht in der sonographischen Darstellung des Gelenkbereichs. Hierbei ist insbesondere die quantitative Auswertbarkeit erschwert, da eine reproduzierbare Schallkopfpositionierung nicht unbedingt einfach ist und bauartbedingt seitens der Geräte nicht vorgesehen ist. Sollen metrische Vergleiche bezüglich anatomischer Strukturen, wie der Weite des Gelenkspaltes oder der Kondylusbeweglichkeit angestellt werden, so müssen spezielle Vorrichtungen verwendet werden, die eine exakte Orientierung anhand anatomischer Leitstrukturen ermöglichen [48 S. 196]. Unter dieser Voraussetzung ist aber bei axialen Auflösungen von ca. 0,1 mm und bei Eindringtiefen der Geräte der neueren Generation von bis zu 6 cm (bei den üblicherweise im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich verwendeten 13 MHz-Schallköpfen; mit geringeren Schallfrequenzen ist sogar eine noch höhere Eindringtiefe zu erzielen) auch mit der Hochfrequenzarthrosonographie eine gute Aussagekraft zu erzielen [86 S. 13]. Einschränkend kommt hier aber auf jeden Fall hinzu, dass zum einen die Bildqualität und zum anderen auch die Interpretation der Bilder zu einem großen Teil untersucherabhängig ist. Es bedarf einer gewissen Übung und Erfahrung, selbst bei standardisiert positioniertem Schallkopf, die verschiedenen Echomuster insbesondere auch wegen des Phänomens der dorsalen Schallauslöschung hinter knöchernen Strukturen (beispielsweise Kieferköpfchen und Eminentia) richtig einzustellen und zu interpretieren [70 S. 29f.].

1.1.3.3. Achsiographische Evaluation

Bei der Achsiographie handelt es sich um ein indirektes bildgebendes Verfahren, welches auch in anderen Bereichen und unter anderen Fragestellungen (beispielsweise in der Dysgnathiechirurgie) breite Akzeptanz und Anwendung gefunden hat. Auch zur Nachuntersuchung nach Gelenkkopffrakturen fand es vielfach Anwendung [36 S. 788, 100 S. 100]. Bei keinem anderen Verfahren lassen sich metrische dynamisch-funktionelle Parameter so gut reproduzierbar erheben. Stark einschränkend muß jedoch hinzugefügt werden, dass eine Korrelation mit morphologischen Daten nicht möglich ist. Eine Aussage über die Ätiologie der Faktoren, die auf die in der Achsiographie ermittelten Werte Einfluß nehmen, kann durch dieses Verfahren allein nicht getroffen werden. Ob die Limitation einer bestimmten Bahnlänge nach Gelenkkopffraktur, die achsiographisch ermittelt wurde, ihre Ursache in dem Gelenk selbst oder beispielsweise in einer posttraumatisch reduzierten Beweglichkeit des M. temporalis bzw. M. pterygoideus lateralis besitzt, bleibt ungeklärt oder kann nur mit bildgebenden Verfahren weiter verdeutlicht werden.

Die in der Achsiographie bezüglich der Kondylusmobilität ermittelten Parameter sind folgende: Protrusion, Laterotrusion und Mediotrusion sowie die Bestimmung der Rotationsachse und der Bahnverläufe. Am aussagekräftigsten sind von diesen Parametern die Protrusion (welche vornehmlich die Translationskomponente im oberen diskotemporalen Bereich widerspiegelt) sowie die Mediotrusion (welche zusätzlich den unteren diskokondylären Bereich erfasst) [37 S. 245, 70 S. 45f.].

Die Achsiographie erlaubt es, bequeme Vergleiche mit der Nichtfrakturseite zu formulieren, indem beispielsweise die ermittelten Werte der einen Seite in Relation zur denen der anderen Seite gesetzt werden. Die prozentuale Angabe spiegelt die Bewegungsausmaße im Vergleich zur Nichtfrakturseite wider. Leider ist das Verfahren sehr zeitaufwändig und erfordert große Geduld seitens des Patienten und des Untersuchers, sodass die abschliessende Wertung für dieses Verfahren eher als „bedingt tauglich“ ausfallen muss. Es stellt jedoch in Kombination mit den anderen oben erwähnten Methoden eine sehr aufschlussreiche Ergänzung dar.

1.1.3.4. Operative Evaluation

Der Vollständigkeit halber sei an dieser Stelle auch die Arthroskopie zur Darstellung der Gelenkmorphologie und zum Teil auch -funktion erwähnt. Mit dieser Methode besteht die Möglichkeit der (minimal-)invasiven Einsichtnahme in das Gelenk. Ebenso kann eine Beurteilung des diskokondylären Komplexes während der Arthroskopie unter passiver Führung des Gelenkes erfolgen, ebenso wie in Ruhe bzw. unter Distraction des Gelenkspalts von außen [41 S. 213]. Dabei sind sehr genau die Oberfläche des Gelenkköpfchens, der Diskus mit seinen Anheftungen sowie das Zusammenspiel der beiden beurteilbar. Dieses Verfahren ist im Rahmen der Primärdiagnostik trotz der per definitionem minimalen Invasivität heutzutage insbesondere im Hinblick auf die verfügbaren guten bildgebenden Verfahren (MRT, CT) nicht mehr als Routinemaßnahme indiziert, behält jedoch einen anerkannten Stellenwert in der Beurteilung chronischer Kiefergelenkbeschwerden, wie sie zum Beispiel nach einem Kiefergelenktrauma auftreten können. Darüberhinaus bietet die Arthroskopie auch die Möglichkeit einer therapeutischen Spülung des akut traumatisierten Gelenkes (Arthrozentese) [66 S. 784]. Im Hinblick auf die Diagnostik beginnender Veränderungen bzw. pathologischer Prozesse auf der Gelenkoberfläche ist sie bislang auch den anderen Verfahren überlegen [81 S. 73]. Dieser Eingriff weist insgesamt eine geringe Komplikationshäufigkeit auf, sodass bei speziellen Fragestellungen z.B. wegen persistierender Beschwerden, eine Indikation zur Arthroskopie gegeben sein kann. Voraussetzung ist jedoch, dass die nicht invasiven diagnostischen Verfahren ausgeschöpft wurden und gleichzeitig eine therapeutische Maßnahme erwogen wird.

1.1.4. Frakturklassifikation

Die Möglichkeit einer exakten Bildgebung des Kollum- und Kapitulumbereiches (insbesondere mithilfe des CT) hat letztendlich auch zu einer neuen Bewertung und Klassifikation der Frakturen in diesem Bereich geführt [81 S. 72].

Grundsätzlich muß unterschieden werden zwischen Frakturen des Gelenkköpfchens (Kapitulum) und des Gelenkhalses (Kollum). Diese Unterscheidung besitzt auch eine hohe therapeutische Relevanz. Während Frakturen des Kapitulumbereichs bislang gemäß allgemeinem Konsensus in der Regel nicht als versorgungsbedürftig angesehen werden, besteht hinsichtlich der Gelenkhals(Kollum-)frakturen durchaus eine differenziertere Sicht. Hierbei wird je nach Höhe der Frakturlinie, dem Dislokationsgrad, dem vertikalen Höhenverlust, dem Allgemeinzustand, dem Vorliegen von Begleitfrakturen (beispielsweise einer doppelseitigen Kollum-/Kapitulumfraktur), dem jeweiligen Gebisszustand und insbesondere dem Alter des Patienten eine Indikation zu einem operativen Vorgehen gesehen oder eher ein konservatives Regime bevorzugt [1 S. 272, 9 S. 188, 14 S. 258, 32 S. 291].

Grundsätzlich ist an eine neue Frakturklassifikation die Anforderung zu stellen, dass diese neben einer anatomischen Differenzierung hinsichtlich des Bruchspaltverlaufs auch eine therapeutische und klinische Relevanz besitzt. Idealerweise sollte die Einteilung jeweils den häufigsten Frakturtypen und gleichzeitig unterschiedlichen Behandlungsverfahren oder unterschiedlichen Prognosen entsprechen. Als Beispiel mag hier die Klassifikation der Sprunggelenksfrakturen nach Weber dienen, die orientierend an der Syndesmose drei unterschiedliche Frakturtypen klassifiziert, die jeweils auch unterschiedlich therapiert werden [29 S. 874].

Im Folgenden sollen die in der aktuellen Literatur im deutschsprachigen Raum gebräuchlichsten Klassifikationen angeführt werden [6 S. 533, 31 S. 396, 39 S. 93]. Hierbei wird im Bereich des Gelenkhalses eine Dreiteilung vorgenommen, die jedoch anatomisch und von der Höhe nicht immer exakt definiert ist. So klassifizieren GUTWALD und SCHMELZEISEN [31 S. 396] den Bereich der tiefen Kollumfraktur bis hin zu einer Tiefe, der bei HORCH und HERZOG [39 S. 93] den Ramusfrakturen zuzuordnen wäre. Letztlich teilen jedoch beide den Gelenkhalsbereich in drei Etagen

ein: hoch (bei HORCH und HERZOG [39 S. 93] auch als „Abbruch der Gelenkwalze“ mit partiell intrakapsulärem Verlauf anatomisch noch exakter bezeichnet), mittelhoch und tief. Auch AUSTERMANN [2 S. 333] schließt sich im Wesentlichen dieser Frakturunterteilung an, differenziert aber noch weiter nach dem HDL-Schema (in Anlehnung an die Arbeit von LINDAHL [57 S. 13f.]), wo neben der Höhe (Dreiteilung in *condylar head*, *condylar neck* und *subcondylar region*) auch der Dislokationsgrad (*angulation with medial override*, *angulation with lateral override*, *angulation without override*, *fissure*) und der Luxationsgrad (*no displacement*, *slight displacement*, *moderate displacement*, *dislocation*) als Tribut an eine klinisch relevante Klassifikation Berücksichtigung finden. Des Weiteren erfolgt die Unterteilung der Walzenfrakturen (*condylar head fractures*) in einen sagittalen und einen horizontalen Frakturverlauf, wobei der horizontale Verlauf jedoch eher eine Ausnahme darstellt [73 S. 560].

Analog zu LINDAHLs Frakturen der *subcondylar region* wird von AUSTERMANN der Frakturtypus der Kollumbasisfrakturen erwähnt, der in den anderen Einteilungen unter den tiefen Frakturen Berücksichtigung findet. Radiologisch kann diese Einteilung am ehesten anhand von OPG- und Clementschitsch- sowie koronarer CT-Aufnahmen individuell für den jeweiligen Patientenfall nachvollzogen werden.

Die erste systematische Unterteilung der Gelenkfortsatzfrakturen und die Trennung in Walzenfrakturen und Gelenkhalsfrakturen erfolgte bereits 1976 durch MÜLLER [69 S. 500ff.]. Eine systematische Untersuchung der Frakturverläufe von Gelenkwalzenfrakturen in Korrelation zum Ansatz der Gelenkkapsel erfolgte 1993 von RASSE et al. [83 S. 123 und 125]. Durch den Einsatz neuer, hochauflösender CT-Verfahren und die anschließende operative Darstellung zur Versorgung der Fraktur war eine genaue Beschreibung des Frakturverlaufs möglich. Diese Frakturverläufe wurden in einem weiteren Schritt mit den Erkenntnissen nach Untersuchungen an Humanpräparaten korreliert und die Beziehung des Frakturverlaufs zum Gelenk beschrieben. Die entscheidende Erkenntnis bestand darin, dass alle Gelenkwalzenfrakturen einen kombiniert intra-/ extrakapsulären Verlauf aufwiesen, sodass der Begriff der *diakapitulären Frakturen* vorgeschlagen wurde [83 S. 125].

Der Vollständigkeit halber sei eine weitere weit verbreitete Klassifikation erwähnt, die SPIESSL und SCHROLL [93 S. 136] vorgenommen haben. Ähnlich wie bei LINDAHL finden wieder die Frakturhöhe, der Dislokations- und Luxationsgrad Berücksichtigung ausgedrückt in sechs Frakturtypen. Der erste Frakturtyp beschreibt Kollumfrakturen ohne Dislokation, die beiden folgenden mit Dislokation, wobei von einer Zweiteilung des Kollumbereiches in einen tiefen (Typ II) und einen hohen (Typ III) Bereich gesprochen wird. Diese Zweiteilung wird für den Fall einer Luxationsfraktur in den Klassen IV (tief) und V (hoch) fortgeführt. Die Kapitulumfrakturen erhalten ohne weitere anatomisch-morphologische Differenzierung die Bezeichnung des Frakturtyps VI. Problematisch erweist sich die fehlende therapeutische Umsetzbarkeit, da die „hohen Kollumfrakturen“ unter therapeutischen Gesichtspunkten nicht eindeutig definiert sind (z.B. hinsichtlich der Wahl des Zugangsweges, der Versorgbarkeit etc.) und den Bereich des tiefen bis mittelhohen einschließlich des hohen Gelenkhalses umfassen.

Während die Gelenkfortsatzfrakturen, wie aus den obigen Ausführungen ersichtlich ist, hinlänglich unterteilt wurden, so beginnt abgesehen von der im übrigen auf sehr kleinen Fallzahlen beruhenden Klassifikation von LINDAHL eine solche Unterteilung für die Gelenkkopffrakturen erst mit den ersten Versuchen einer operativen Strategie in der Behandlung dieser Brüche. Im englischen Sprachraum durchsetzen konnte sich die anatomisch orientierte Klassifikation von RASSE et al [83 S. 125, 81 S. 75f.], diese differenziert jedoch unter therapeutischen Gesichtspunkten nicht.

Noch einen Schritt weiter gehen dabei NEFF et al. [71 S. 24, 76 S. 66] und vereinen anatomische, therapeutische und auch prognostische Gesichtspunkte in ihrer Klassifikation.

Die Walzenfrakturen werden nach NEFF et al. in drei Frakturarten unterteilt:

- * der Typ A umfasst den medialen Walzenanteil bis zum lateralen Kondylenpol unter Erhalt desselben, also ohne Vertikalverlust. Das Ansatzareal des M. pterygoideus lateralis ist partiell disloziert.

- * bei Typ B ist der laterale Kondylenpol in das mediale, dislozierte kleinere Fragment mit einbezogen, Kapsel und Lig. laterale sind häufig laziert. Das Ansatzareal des M. pterygoideus lateralis wird großteils disloziert

- * der Typ C führt zur kompletten Abscherung der Gelenkwalze. Die Fraktur verläuft direkt unterhalb des seitlichen Kapsel-Ligamentareals. Das gesamte Ansatzareal des M.pterygoideus lateralis wird dabei disloziert.

Nach SPIESSL und SCHROLL würden die Frakturtypen A und B (nach NEFF et al.) der Klasse VI zugeordnet werden, wohingegen der Frakturtyp C im weitesten Sinne den gelenkkopfnahen Frakturen der Klasse V entspräche. Dabei wird der Typ V von SPIESSL und SCHROLL nicht ein-eindeutig definiert, da keine Aussage über die exakte Höhe des Frakturverlaufs gemacht wird, da der Typ V den mittleren bis tiefen Halsbereich bis zum Gelenkkopf umfasst.

Die Klassifikation nach NEFF et al. ermöglicht nun einen differenzierten Zugang zur Diskussion um die Osteosynthese der Kapitulumfraktur, da hiermit die Voraussetzung für eine Vergleichbarkeit von Studien geschaffen wird und nicht Frakturtypen unzulässiger Weise vermengt werden, die sowohl anatomisch, therapeutisch als auch prognostisch ganz unterschiedliche Charakteristika aufweisen. Die fehlende Ein-Eindeutigkeit hoher Gelenkfortsatzfrakturen findet sich auch noch in aktuellen Nomenklaturvorschlägen und ist nur dadurch zu erklären, dass diese Frakturregion üblicherweise nicht operativ angegangen wird.

Unter dem Ziel einer aktuellen Vereinheitlichung der Nomenklatur der Frakturen des Kiefergelenkfortsatzes und der Basis, erarbeiteten jüngst LOUKOTA et al. [62 S. 73] eine Unterteilung nach Frakturhöhe. Nach Anlegen einer Tangente am dorsalen aufsteigenden Unterkieferrand und Fällen eines Lotes, welches durch den tiefsten Punkt der Incisura sigmoidea verläuft, wird hier zwischen folgenden Frakturen unterschieden:

- Frakturen der Gelenkfortsatzbasis (Die Fraktur verläuft mehr als zur Hälfte unterhalb des gedachten Lotes)
- Frakturen des Gelenkhalses (Die Fraktur verläuft mehr als zur Hälfte oberhalb des gedachten Lotes)
- diakapituläre Frakturen.

Weiterhin nicht ein-eindeutig definiert bleiben damit die Gelenkhalsfrakturen. Hier bleibt deswegen eine ergänzende Unterteilung der Frakturen in tiefe, hohe und eventuell sogar mittelhohe Frakturen erforderlich und sinnvoll. In Ergänzung zur Klassifikation der von LOUKOTA et al. erwähnten diakapitulären Frakturen (nach RASSE) bietet sich die oben erwähnte Frakturklassifikation nach NEFF et al. an. Erst mit dieser differenzierenden Einteilung kann über die Art der optimalen Versorgung und des zu wählenden Zugangs entschieden werden bzw. ein sinnvoller Vergleich der funktionellen Ergebnisse nach den verschiedenen Versorgungsformen erfolgen.

1.1.5. Therapeutische Alternativen

1.1.5.1. Chirurgische Vorgehensweise

1.1.5.1.1. Zugangswege

Bis dato bestehen gegenüber der operativen Versorgung von Kollum- und insbesondere Kapitulumfrakturen Bedenken, unter anderem aufgrund des anspruchsvollen operativen Zugangs. Die Hauptargumente, die hierbei angeführt werden, sind die Nervschädigung (N. facialis, N. auriculotemporalis, N. auricularis magnus), das Frey-Syndrom sowie eine evtl. Narbenbildung (insbesondere beim retroaurikulären Zugang wegen Narbenstenosen des Gehörgangs).

In den letzten Jahren haben sich mehrere Zugangswege in der Kiefergelenkchirurgie (primär bei nichttraumatologischen Fragestellungen) etabliert [81 S. 75].

Gemeinsames Ziel dieser Zugangswege ist die optimale Exposition des Gelenkkopfbereichs verbunden mit einer möglichst geringen Rate an Komplikationen. Dabei werden die bislang in der Traumatologie dieses Skelettabschnittes bevorzugten Operationsmethoden, die sich am Kieferwinkel orientieren, den Ansprüchen, welche die Frakturhöhe bei Kapitulumfrakturen stellt, definitiv nicht gerecht. Der klassische submandibuläre Zugang erlaubt eine Frakturversorgung, die bestenfalls bis zu

mittelhohen Frakturen sicher, operativ machbar und relativ komplikationsarm durchzuführen ist [38 S. 450 f., 79 S. 82]. Auch über den retromandibulären Zugang ist eine sichere und funktionsstabile Osteosynthese in der Gelenkkopfregion nicht zu bewerkstelligen, auch wenn für Gelenkhalsfrakturen eine gewisse Verbesserung der Übersicht im Vergleich zum submandibulären Weg gegeben ist [13 S. 251].

Eine neue Bewertung, Klassifikation und biomechanische Testung der Osteosynthese bei Kapitulumfrakturen wäre somit primär klinisch bedeutungslos ohne einen sicheren Operationsweg, der dann die Umsetzung der neuen Erkenntnisse und Materialien mit den gewünschten Resultaten am Patienten ermöglicht.

Hierzu wurde in Ergänzung zum etablierten präaurikulären Zugang [61 S. 395] der retroaurikuläre Zugang nach BOCKENHEIMER und AXHAUSEN [4 S. 715, 8 S. 1562ff.] in der Traumatologie der Gelenkwalze und des hohen Gelenkhalses übernommen, welcher bisher in der Chirurgie degenerativer Erkrankungen des Kiefergelenks verwendet wurde [84 S. 396, 85 S. 68f.]. Mit diesem konnte sowohl eine gute Übersicht über den Frakturverlauf als auch ein ästhetisch günstiges und komplikationsarmes Vorgehen etabliert werden.

1.1.5.1.2. Operative Verfahren

Bislang gab es durchaus Versuche zur Osteosynthese der Kollum-/Kapitulumregion, auf denen aufbauend auch die vorliegende Arbeit ansetzt. Das Prinzip der Zugschraubenosteosynthese wurde von PETZEL erstmalig beschrieben [80 S. 87] und von ECKELT weiterentwickelt [20 S. 115]. Beide Verfahren weisen jedoch eindeutige Limitationen bei hohen Kollumfrakturen und Kapitulumfrakturen auf, da die Verankerung des Schraubengewindes im kleinen Fragment mit dem Risiko einer Verletzung der Kondylusoberfläche verbunden ist. Plattenosteosynthesen finden bei tiefen bis mittelhohen Frakturen auch aktuell ihre Berechtigung und Anwendung, sind aber bei den Kapitulumfrakturen aufgrund dabei auftretender Narbeninduktion ebenfalls nicht geeignet [74 S. 86f.].

Vielversprechend waren die ersten Versuche mit resorbierbaren Materialien, sei es mit Polydioxanon- Stiften oder Polylactid/Polyglykolatschrauben. Diese versprochen

eine stabile Osteosynthese ohne die Notwendigkeit zur Entfernung des eingebrachten Osteosynthesematerials. Somit könnten die Komplikationen, die mit dem operativen Zugang verbunden sind, quasi halbiert werden. Zum Ergebnis der Testung dieser Materialien soll in den folgenden Kapiteln noch Stellung genommen werden.

Letztlich musste ein Osteosynthesematerial gefunden werden, welches die Voraussetzungen an die Stabilität in dem mechanisch stark belasteten Gelenkbereich erfüllt und gleichzeitig den grazen Gelenkkopf nicht übermäßig traumatisiert. Hierzu boten sich bereits in anderen Teilbereichen der Chirurgie (Handchirurgie) bewährte Osteosynthesysteme an, da diese den oben gestellten Bedingungen ohne eine aufwändige Neuentwicklung am nächsten kamen.

1.1.5.2. Konservative Vorgehensweise

Gemäß der Konsensuskonferenz der IAOMFS¹ von 1997 gelten die hohen Kollumfrakturen und Kapitulumfrakturen als „einer sicheren und effektiven Versorgung nicht zugänglich“. Während sich eine zunehmende Übereinstimmung hinsichtlich der Versorgungsbedürftigkeit tiefer, dislozierter Frakturen im Hinblick auf die Vorbeugung späterer funktioneller Beschwerden abzeichnet [34 S. 1275], so blieben die hohen Frakturen mit Verweis auf „gute Behandlungsergebnisse“ fast ausschließlich der konservativen Therapie vorbehalten.

Die Behandlung beinhaltete dabei je nach Alter des Patienten zwei unterschiedliche Zielsetzungen: zum einen sollte mithilfe der konservativen Therapie bei Kindern und jugendlichen Patienten aufgrund des höheren Regenerationspotentials quasi eine *restitutio ad integrum* gefördert werden. Ältere Konzepte, nach denen es angeblich zu einer Wiederaufrichtung des dislozierten Fragmentes kam, gelten allerdings inzwischen als obsolet [15 S. 21]. Diese Annahme wurde in weiteren Studien zunehmend kritisch gesehen, stattdessen ist eher von der Bildung eines Neokondylus mit Resorption des kleinen Fragmentes auszugehen [24 S. 125]. Ein derartiger Prozess erfordert natürlich ein enormes regeneratives Potential, so dass gut

¹ International Association of Oral and Maxillofacial Surgeons

vorstellbar ist, dass nicht in jedem Fall ein solcher Heilungsvorgang erwartet werden kann. Bereits im Kindesalter und spätestens im Jugendalter unterscheiden sich hier die erzielten Resultate, sodass schon in der Gruppe der zwölf bis neunzehnjährigen gemäß einer Studie von STOLL et al. [94 S. 128] anatomisch nachweisbare Veränderungen nach konservativer Therapie vorlagen.

Im Erwachsenenalter wird erst gar nicht von einer solchen Remodellierungskapazität ausgegangen. Hier wird die komplett veränderte Anatomie mit in Fehlstellung verheiltem, gelenktragendem Anteil und ebenso verschobener diskoligamentärer Einheit billigend in Kauf genommen [36 S. 789]. Die konservative Therapie zielt hierbei lediglich auf eine funktionelle Anpassung des Kiefergelenks ohne Wiederherstellung der ursprünglichen Morphologie [99 S. 136].

Letztlich existieren drei Methoden der konservativen Therapie, die zwei verschiedene Konzepte erkennen lassen [24 S. 127]:

1. Alleinige straffe intermaxilläre Fixation mit konfektionierten oder individuell angefertigten Schienen. (Ziel: muskuläre Adaptation in möglichst guter Okklusion)
2. Intermaxilläre Fixation (über Gummizüge) mit anschließender funktioneller Nachbehandlung mit kieferorthopädischen Geräten (Aktivator, Federaktivator, Lingualsschiene), evtl. in Kombination mit einer krankengymnastischen Übungsbehandlung. Dauer: meist mehrere Monate (Ziel: muskuläre Adaptation in möglichst guter Okklusion und Funktionstraining)
3. Sofortige funktionskieferorthopädische Behandlung (Ziel: Funktionstraining zur Wiederherstellung der Gelenkfunktion)

Natürlich haben in der Periode der Ruhigstellung wie bei jedem anderen Gelenk des Körpers bereits vernarbende und degenerative Prozesse eingesetzt, die in der folgenden Behandlungsphase auch im Hinblick auf die gänzlich veränderte Anatomie nur bedingt ausgeglichen werden können.

2. Material und Methoden

2.0. Ziele

Ziele der vorliegenden Arbeit waren daher:

- der Vergleich unterschiedlicher Osteosynthesysteme *in vitro* unter standardisierten Bedingungen
- die Validierung des biomechanischen Versuchsstandes zur Testung von Unterkieferosteosynthesen
- die Validierung eines neuen operativen Verfahrens zur Versorgung von Frakturen der Kiefergelenkwalze

2.1. Aufbau des biomechanischen Versuchsstandes

2.1.1. Vorbemerkungen

Bei der Einführung neuer Osteosynthesemethoden und -materialien gibt es im Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie bislang keine festgelegten Normen oder Messverfahren, die vor dem klinischen Einsatz durchlaufen werden müssten.

Im Gegensatz zu den sehr aufwändigen und standardisierten Zulassungsverfahren beispielsweise für Medikamente, die mehrere Phasen bis zur bundesbehördlichen Genehmigung durchlaufen, werden Osteosynthesematerialien in den Werkstätten meist in Rücksprache mit den Anwender-Klinken entwickelt und anschließend *in vivo* erprobt. Natürlich unterlaufen diese dabei auch firmenintern Testungen (wie Versuche auf Biege- und Brechstabilität), die jedoch nicht standardisiert sind. Hier ist der Gestaltungsfreiheit der produzierenden Firma, zumindest im mund-kiefer-gesichtschirurgischen Bereich, kaum eine Grenze gesetzt.

Insofern war es ein wesentliches Ziel bei der Entwicklung des biomechanischen Versuchsstandes der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der TU München, Osteosynthesematerialien bereits vor deren klinischer Erprobung

möglichst realitätsnah testen zu können. Kriterien, die dieser Versuchsstand dabei erfüllen sollte, waren folgende:

- * Realitätsnähe zur Situation am Patienten.

Anmerkung: Natürlich mussten Vereinfachungen vorgenommen werden, diese sollten aber derart sein, dass sie die Gesamtaussage nicht wesentlich verfälschen.

- * möglichst ausgewogenes Kosten-/Nutzen-Verhältnis, um die erforderliche Anzahl an Versuchen möglich zu halten

- * einfache Durchführbarkeit, die nach verhältnismäßig kurzer Einarbeitungszeit die Handhabung des Versuchsstandes ermöglicht

- * Vergleichbarkeit der Versuche untereinander

Das Konzept, das unter diesen Zielsetzungen realisiert wurde, soll im Folgenden dargestellt werden:

Das grundlegende biomechanische Prinzip, das dem Versuchsstand zugrunde liegt, ist die Auffassung des Unterkiefers als Hebel. Den Hebel definieren physikalisch der Drehpunkt und die jeweils zu unterschiedlichen Seiten des Drehpunktes in entgegengesetzter Richtung angreifenden Kräfte, die in Abhängigkeit vom Drehpunkt ein unterschiedliches Drehmoment entwickeln. Physikalisch gesehen wird dabei eine Arbeit geleistet, die aus der zurückgelegten Wegstrecke mal der aufgewendeten Kraft zu errechnen ist. Im speziellen Fall des Hebels gilt dabei:

„Kraft mal Kraftarm = Last mal Lastarm“ oder $F_1 \times a_1 = F_2 \times a_2$

Konkret bedeutet dies für die biomechanische Simulation eines Unterkiefers, dass bei Krafteinleitung im Bereich der Kauebene über den Hebel eine entsprechende Gegenkraft auf das Kiefergelenk einwirkt, wobei die Produkte dieser Kräfte mit den jeweiligen Abständen zum Drehpunkt gleich sind.

Damit lassen sich annähernd realistische Kraftverhältnisse im Bereich des Kiefergelenks je nach dem Ort der Krafteinleitung simulieren. In Abhängigkeit davon, wo die Kraft eingeleitet wird, verändert sich auch die resultierende Kraft im Gelenk und erklärt somit die unterschiedlichen Ergebnisse, die in den vorliegenden Versuchen in Abhängigkeit davon erzielt wurden, wo die Belastung eingeleitet wurde. Physikalisch gesehen besteht hier eine weitere Besonderheit. Maßgebend in diesem Fall ist nicht die tatsächliche einwirkende Kraft, sondern die sogenannte „Resultierende“. Diese ergibt sich aus der Vektorzerlegung der tatsächlich eingeleiteten Kraft und der Darstellung der „Resultierenden“ in einem rechtwinkligen Dreieck. Zur Verdeutlichung soll das folgende Schema dienen:

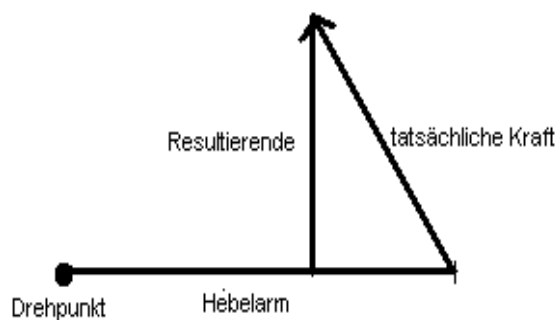


Abbildung 1: Vektordarstellung der tatsächlichen Kraft „Resultierende“ bei nicht orthogonaler Krafteinleitung

Abbildung 1 verdeutlicht, weswegen an den einzelnen Lasteinleitungsorten eine ähnliche, am besten identische Zugrichtung nötig war. Um die erwünschte Vergleichbarkeit der einzelnen Messreihen zu gewährleisten, war die Konstanz der Zugrichtung (immer in einem orthogonalen Winkel zum Unterkiefer) von großer

Wichtigkeit, da bei alternierender Zugrichtung und unterschiedlichem Einleitungsort automatisch eine unterschiedliche *Resultierende* das Ergebnis gewesen wäre. Hiermit hätte keine ausreichende Vergleichbarkeit der Messreihen bestanden.

2.1.2. Mechanischer Aufbau

Der biomechanische Versuchsstand der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der TU München ist nach einem modularen Prinzip aufgebaut (Baukastensystem Modul 8, Item® Bayern GmbH, D-Vohburg). Zur Grundkonstruktion lassen sich je nach Bedarf und in mechanisch einfacher Weise Erweiterungen und Modifikationen durch Schraubensysteme vornehmen. Die Kiefergelenke der sogenannten SAWBONES®-Kiefer werden in Gelenkpfannen eingesetzt, die im Hinblick auf den Interkondylarabstand und den Interkondylarwinkel (im Durchschnitt ca. 15 Grad) variabel gestaltet sind. Dabei wurden in einer weiteren Arbeit über piezoelektrische Kraftsensoren (Dreikomponentensensor 9347B pro Kiefergelenk mit Ladungsverstärker 5017 B 1610, Kistler®, Winterthur, Schweiz) ermittelte Kräfte in den Gelenkpfannen bereits ausgewertet [19 S. 29ff.].

Die Krafteinleitung selbst erfolgte über Seilzüge (Nylonseil, vorgedehnt, 3 mm Durchmesser, LIROS, Regatta 2000, Bruchlast 500N, Lichtenberg, Deutschland) und reibungsoptimierte Umlenkrollen (Harken™ Nr. 429 und 082, Pewaukee, Wisconsin, USA), wobei die Kraft über Hydraulikzylinder eingeleitet wurde (Heiss®, S 2250 Standardzylinderbaureihe, Bauform 114-1, D-Heitersheim), die über den angeschlossenen Prozessor ausgelöst wurden. Im Hinblick auf die oben geschilderte Problematik mit der resultierenden Kraft, wurde entsprechend bei den verschiedenen Lasteinleitungsorten die Position der Umlenkrolle verändert. Damit sollte ein möglichst gleicher (orthogonaler) Winkel der Lastwirkung (*Resultierende*) auf den Unterkieferhebel erreicht werden. Erst dadurch konnte eine Vergleichbarkeit hinsichtlich der Belastungsgrößen bei unterschiedlichen Belastungsarten erzielt werden.

In dieser Belastungssituation werden dabei gemäß dem Hebelgesetz die durch die Hydraulikzylinder verursachten Kräfte als „aktiv“ bezeichnet, da diese durch eine konkrete mechanische Zylinderleistung verursacht werden, wohingegen die im Gelenk auftretenden Kräfte gemäß dem zweiten Newtonschen Axiom *Actio = Reactio* per definitionem als passiv bezeichnet werden. Dies sagt jedoch nichts über die Qualität oder Höhe dieser Kräfte aus, rein physikalisch besteht kein Unterschied zu den aktiv induzierten Kräften.

Der Drehpunkt des Hebels am biomechanischen Versuchsstand ist im Bereich der *M.masseter/M.pterygoideus medialis*- Schlinge zu sehen. Auch *in vivo* formen diese beiden Muskeln eine funktionelle Einheit und wirken als Adduktoren, also den Kiefer schließende Muskeln. Die bilateral an den jeweiligen *Tuberositates masseterica et pterygoidea* ansetzenden Muskeln sind die Punkte, an denen die Hebelkraft von der kaudal gerichteten suprahyalen und Mundbodenmuskulatur in die nach kranial gerichtete Kraft am Kiefergelenk (und der daraus wiederum resultierenden Gegenkraft nach kaudal aufgrund des Widerlagers der Gelenkpfanne) wechselt.

Hierbei wird eine Reduktion auf das Wesentliche vorgenommen, indem nicht alle Muskelgruppen einzeln dargestellt werden, sondern das Resultat ihrer Wirkung simuliert wird.

Das Besondere an diesem Versuchsaufbau ist jedoch, dass diese Kräfte durch entsprechend positionierte Messsensoren erfasst werden. Wie bereits erwähnt, werden die in der Gelenkpfanne wirkenden Kräfte über die piezoelektrischen Sensoren gemessen des 3-Komponenten Kraftmesselements (Sensoren 9347 B und Verstärker 5017 B 1610) der Firma Kistler, CH-Winterthur, die sowohl den Absolutbetrag als auch die Richtung der einwirkenden Kraft in einem dreidimensionalen Koordinatensystem (x-, y-, z-Komponente) aufnehmen.

Die Istwerte der Aktoren werden ebenfalls gemessen (5 AE 501 HBM S-2 Sensoren, HBM®, Darmstadt, 11-Wegmesssysteme, Baluff, D-Neuhausen-Fildern) und über den Prozessor der Steuereinheit mit den angeschlossenen Zylindern (11 mal RPQ 1, Innowatt, D-Aichtal-Aich und 5 mal PL 6 PQ, Bosch, D-Stuttgart) rückgemeldet. Je nach der Differenz zwischen Ist- und vorgegebenem Sollwert wird daraufhin eine automatische Anpassung durch die zentrale Steuereinheit vorgenommen. Die genaueren Regelkreise werden in Kapitel 2.1.2. dargestellt.

Das eigentliche Resultat der Versuche, nämlich die Klaffung des Bruchspaltes unter zunehmender Belastung wurde berührungsfrei ermittelt über eine videokameragestützte Erfassung der Bruchspaltverformung anhand definierter Punkte am Kiefergelenkfortsatz (3 DLR TRV 900 E PAL Kameras, 48-facher digitaler Zoom, Sony, Tokyo, Japan). Dabei wurden die Kameras jeweils in zwei Ebenen (Sagittal- und Transversalebene) aufgestellt, um den Punkt der jeweils größten Verformung bzw. Spaltklaffung identifizieren zu können.

2.1.3. Computersteuerung

Die Computersteuerung der Versuche erfolgte mit einem handelsüblichen PC (Intel Pentium III, 350 MHz, 128 MB RAM, 6GB HDD, Microsoft Windows NT 4.0 Workstation SP6), auf dem eine entsprechende Software installiert wurde (Lab View 5.1 und 6.1, National Instruments, D-München).

Mit dieser Software ließ sich das digitale Signal zur Steuerung der Hydraulikzylinder generieren. Über A/D-D/A-Karten (zur Messwerterfassung und Steuergrößenausgabe) erfolgte die rückkoppelnde Aktivierung der einzelnen Zylinder, welche je nach Ausbaustufe 5 (Ausbaustufe I) bzw. 16 (Ausbaustufe II) Zylinder beinhaltet. (Anmerkung: Für die vorliegende Arbeit wurden lediglich die Zylinder der Ausbaustufe I verwendet.)

Grundsätzlich bietet die Benutzeroberfläche des LabView-Programms die Möglichkeit, bestimmte Belastungsprofile (z.B. Sinus, Rechteck, Dreieck) vorzuwählen sowie die vorgesehene Anzahl an Durchläufen, deren Frequenz sowie Grenzparameter (Minimal- und Maximalwerte) vorzugeben.

Vor Versuchsstart werden diese visualisiert und in Form eines Graphen dargestellt. Der Versuch kann dann über einen Mausklick in Gang gesetzt werden. Über die oben bereits erwähnten A/D-Karten wird das digitale Signal in ein analoges umgewandelt und an die einzelnen Zylinder geleitet. Mithilfe der Sensoren, die im Versuchsstand angebracht sind, erfolgt ebenfalls eine parallele Messwerterfassung, die wiederum über die A/D-Karten an den Prozessor gemeldet und bei Wunsch ebenfalls visualisiert werden. Dadurch besteht die Möglichkeit, frühzeitig Unregelmäßigkeiten im Versuchsablauf zu erkennen und zu beheben. Die Daten aus der Messwerterfassung

werden in einer Datei gespeichert, deren erster Block die vorgegebenen Versuchsparameter enthält.

Über eine Programmiererweiterung- bzw. -modifikation besteht grundsätzlich die Möglichkeit, unter bestimmten Vorgaben das System „intelligent“, d.h. selbständig Korrekturen bei signifikanten Ist-/Sollwertdifferenzen vornehmen zu lassen. Auch ein Versuchsabbruch nach Überschreitung eines vorher vorgewählten Toleranzbereiches ist optional möglich.

Regulär endet der Versuch nach Durchführung der vorgegebenen Anzahl an Zyklen oder durch Knopfdruck auf Wunsch des Versuchsleiters. Im Rahmen der Messwerterfassung werden darüber hinaus gesondert während des Versuchs gemessene Extremwerte in vorher festgelegten Intervallen in eine Datei gespeichert und stehen dann zur nachträglichen Auswertung zur Verfügung.

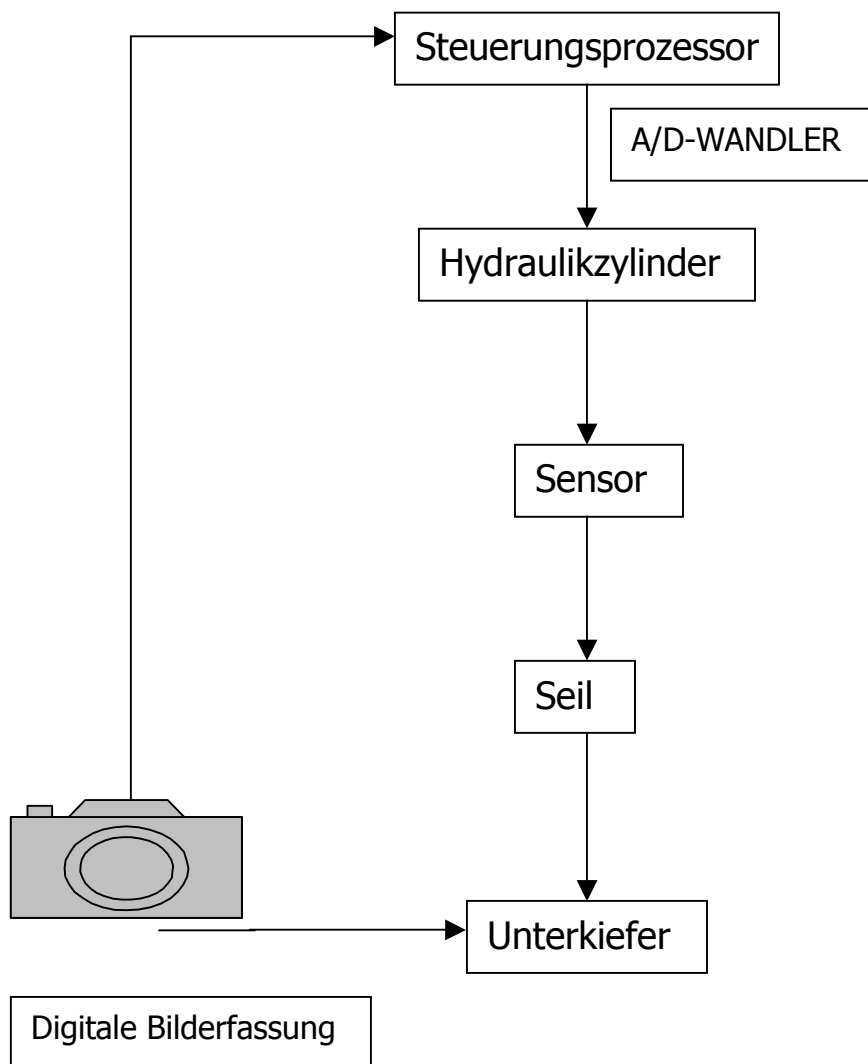


Abb 2: Schema zur Funktionsweise des biomechanischen Versuchsstandes

2.2. Versuchsaufbau

Um Aussagen über das Verhalten von Osteosynthesematerialien mittels biomechanischer Testungen zu erhalten, gibt es mehrere Möglichkeiten. Sollen als Versuchsobjekt Humanpräparate Verwendung finden, müssen diese *post mortem* zur Verwertbarkeit fixiert werden. Dazu wird im allgemeinen eine wässrige Formaldehydlösung verwendet, die die Gewebe zwar auf Dauer haltbar macht, diese in ihrer Konsistenz jedoch entscheidend verändert und verhärtet. Nichtsdestotrotz ist dieses Vorgehen aussagekräftig, wenn auch unter Einschränkungen, was unter anderem in der Arbeit von MEYER et al. [48 S. 282] zum Ausdruck kommt. Ein Problem bei dieser Vorgehensweise ist die erforderliche Anzahl an Humankiefern, um signifikante Resultate zu erhalten. Aufgrund großer interindividueller Schwankungen hinsichtlich der Kiefergröße, der Knochenbeschaffenheit und auch der Dentition wird bei Humanpräparaten eine ungleich höhere Anzahl an Objekten benötigt.

Aus diesem Grunde sowie unter ökonomischen Gesichtspunkten wurde in der vorliegenden Versuchsreihe die Entscheidung zugunsten maschinell gefertigter Polyurethan-Kiefer der Firma SAWBONES® Europe AB (Krossverksgatan 3, S-21616 Malmö, Schweden) getroffen. Diese Firma hat sich spezialisiert auf die Herstellung orthopädischer und medizinischer Modelle für praktische Übungen und biomechanische Testungen. Dabei wird bei der Produktion der Modelle Wert gelegt auf naturnahe Werkstoffeigenschaften. Darüber hinaus wurde auch bei der Testung darauf geachtet, dass die Kiefer mit der Bezeichnung *Typ 1337* aus derselben Charge stammten und das Gewicht nicht mehr als 10% um einen Mittelwert von 30 Gramm nach oben oder nach unten variierte.

Konkret wurde nach Absprache mit dem Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie der TU München (Vorstand: Univ-Prof. Dr. A. Neiß) ein Konzept verfolgt, das zum Ziel hatte, die Versuchsdurchführung maximal zu standardisieren. Unter diesen Prämissen konnte die Versuchszahl je Objekt auf sechs Kiefer begrenzt werden. Wie die Standardisierung in den einzelnen Details erzielt wurde, soll in den folgenden Unterabschnitten erläutert werden:

2.2.1. Voruntersuchungen

Vor Verwendung der Kiefer als Testobjekte wurden diese zuerst auf ihre Eignung überprüft. Dazu gehörte in Anlehnung an reale Situationen die Überprüfung der Belastungsfähigkeit unter Simulation einer realitätsnahen Lasteinleitung. Die SAWBONES®-Kiefer wurden in den Versuchsstand eingespannt, anschließend wurden an verschiedenen Stellen der zahntragenden Unterkieferabschnitte aufsteigende Kräfte eingeleitet (vgl. dazu 2.2.3.). Die maximale Kraft, die dabei ohne Fraktur oder (sichtbare) irreversible plastische Verformung unabhängig vom Ort der Krafteinleitung toleriert wurde, betrug 200 N.

Dieser Wert ist auch als realistisch anzusehen bei jungen, normal bezahnten Erwachsenen [90 S. 67] für physiologisch auftretende Kaukraftbelastungen.

Auch wurde bei allen verwendeten Kiefern die Chargenbezeichnung überprüft und Kiefer einer anderen Charge als der verwendeten aussortiert.

2.2.2. Vorbereitung der Unterkiefermodelle

Zur Versuchsdurchführung wurden alle Modelle zunächst mit einer eindeutigen Nummer versehen.

Nach dieser Markierung wurden die Bohrkanäle angebracht. Entsprechend der klinischen Erfahrung [70 S. 80] und in Anlehnung an die grundlegenden Versuche und das Osteosyntheseverfahren mit PDS-Pins nach RASSE [82 S. 424] wurde die Notwendigkeit von mindestens 3 Bohrkanälen gesehen, um eine ausreichende Retention und Stabilität des kleinen (medialen) Fragmentes zu erzielen. Prinzipiell galt dabei der Grundsatz, bei größtmöglicher Festigkeit der Osteosynthese möglichst kleine Schraubendurchmesser zu verwenden, da dabei das geringste Gewebetrauma zu erwarten war. Des Weiteren bestand die Anforderung, die Irritation des periartikulären Gewebes in vivo mit nachfolgender Narbenbildung möglichst gering zu halten. Die divergierende Richtung der Bohrhülsen in der Bohrschablone zur

Erzielung größtmöglicher Stabilität wurde von einem erfahrenen Operateur festgelegt. Im Anschluss wurden drei Vorbohrungen von Pilotkanälen über die Bohrhülsen in der Bohrschablone durchgeführt (Bohrer der Größe 1,0 mm), die später mit den entsprechenden Bohrern für das jeweilige Schraubensystem erweitert wurden. In der Tabelle 1 ist eine Übersicht über die vier verwendeten Schraubensysteme gegeben:

Tab. 1: Übersicht über die verwendeten Schraubentypen

System	LactoSorb®	Würzburg®	Profyle Hand- und Kleinfragmentsystem®	Würzburg®
Hersteller	Walter Lorenz® Surgical Jacksonville, FL, USA	Stryker-Leibinger® D-Freiburg	Stryker-Leibinger® D-Freiburg	Stryker-Leibinger® D-Freiburg
Material	Poly-L-Lactid/ Polyglycolat (82%/18%)	Rein-Titan	Rein-Titan	Rein-Titan
Gewinde- schneidung	2,0mm; erforderlich	selbstschneidend	selbstschneidend	selbstschneidend
Vorbohrung	1,7 mm	1,5 mm	1,4 mm	1,0 mm
Länge	15,0	15,0	15,0	13,0
Durchmesser	2,0	2,0	1,7	1,2

Da die mediale Begrenzung der Bohrschablone exakt dem Verlauf einer Fraktur des Typs C entsprach, wurde eine standardisierte Säugung im Sinne einer Osteotomie angefertigt. Das Ziel war eine möglichst gute Übertragbarkeit auf die anderen Kiefermodelle der Versuchsreihe. Unter Berücksichtigung der Funktion des M. pterygoideus lateralis konnte eine möglichst glatte Sägefläche verwendet werden, um somit die Wirkung des M. pterygoideus lateralis zumindest teilweise zu simulieren, da der Zug dieses Muskels am medialen Fragment nach anterior-medial zu einer Aufhebung der interfragmentären Verzahnung führt. Somit spielt der Reibschluß für die Fragmentstabilität bei Walzenfrakturen lediglich eine untergeordnete Bedeutung und es wird das Prinzip einer lasttragenden Osteosynthese simuliert.

Weiterhin wurde das verwendete Osteosynthesematerial unter dem Primat der größtmöglichen Standardisierung eingebracht (siehe Tabelle der verwendeten Schraubentypen). Hierzu wurde ein Drehmomentschlüssel verwendet, um die Stabilität der Osteosynthese nicht von der unterschiedlichen Festigkeit des platzierten Materials abhängig zu machen und auch einen Stabilitätsverlust durch Überdrehen der Schrauben zu vermeiden (Tohnichi Torque Driver RTD 60 CN, Drehmoment 0,15 cNm, Northbrook, USA). Das kleine Fragment wurde bei diesem Vorgang über einen Schraubstock fixiert.

Im Anschluss erfolgte die Markierung der artifiziellen Frakturlinie mittels eines Graphitstiftes und das Anbringen mehrerer, auf dem hellen Untergrund des Polyurethanmaterials gut sichtbarer Tintepunkte. Zur genauen und reproduzierbaren Positionierung dieser für die Auswertung essentiellen Punkte wurde ein Stempel angefertigt, der im Abstand von jeweils 4 x 8 mm auf der Vorderfläche des Kieferköpfchens eingedrückt wurde. Die dabei erzeugten Impressionen wurden dann im Anschluss mit Tinte markiert. Nach demselben Schema wurde auch auf der Medialseite des Kieferköpfchens verfahren. Hier betrug die normierte Markierung mithilfe eines anderen Stempels 4 x 4 mm, die Impressionen wurden ebenso mit Tinte markiert.

Abschließend wurde eine Gewichtskontrolle der vorbereiteten Kiefer durchgeführt, um zu gewährleisten, dass die Materialbeschaffenheit und Dichte der Messobjekte vergleichbar und gleichbleibend war (Die Kiefer wiesen alle dieselben Größen- und Längenmaße auf. Somit konnte über die Formel

$$DICHTE = MASSE / VOLUMEN$$

bei gleichen Massen und gleichen Volumina auf die gleiche Dichte und somit Materialzusammensetzung geschlossen werden.).

Als Referenzwert galten dabei 31 Gramm, wobei eine Über-/Unterschreitung von jeweils 10% als tolerabel angesehen wurden.

2.2.3. Positionierung der Modelle im Versuchsstand

Da in der vorliegenden Arbeit keine dynamische Testung der Osteosynthesen erfolgte, sondern das Augenmerk auf statische Belastungssituationen gelegt wurde, mussten diese Belastungsfälle möglichst realitätsnah gewählt werden. Anders als in dynamischen Testungen besteht bei statischen Versuchsreihen eher die Möglichkeit, Grenzpositionen gezielt auszutesten.

In dynamischen Versuchsabläufen wird zumeist eine Oszillation um einen wie auch immer definierten Mittelwert simuliert, wohingegen bei statischer Testung insbesondere einzelne Extrempositionen realitätsnah dargestellt werden können. Dabei ist auch die genauere Identifikation derjenigen Versuchskonstellationen möglich, bei der die Frakturen die größten Auslenkungen aufweisen.

Die Muskulatur wird durch ein den Unterkiefer umschlingendes Seil simuliert, welches die *in vivo* Wirkung der Mm. masseter und pterygoideus medialis als potente Schließ-/Kaumuskeln imitieren soll. Im Falle der Lasteinleitung (unabhängig ob statisch oder dynamisch) kommt es zur Ausbildung eines Gleichgewichtes, in dem die Hydraulikzylinder aktive Kräfte, die Adduktoren und die Lager passive Kräfte ausüben, welche nach Newton (*actio = reactio*) zueinander im Gleichgewicht stehen. Die Unterkiefer ruhen in künstlichen Gelenkgruben, welche als halbe Hohlzylinder konstruiert sind. In diesen Gelenkgruben ist die Beweglichkeit der Kondylen nach lateral und medial limitiert durch eine Sperrung (Heißkleber, Fa. Henkel, D-Düsseldorf), um eine Dislokation des Unterkiefers zu vermeiden.

Zusätzlich hierzu sind in den Gelenkgruben piezoelektrische Sensoren (3-Komponenten Kraftmesselement, Sensoren 9347 B und Verstärker 5017 B 1610, Kistler[®], Winterthur, Schweiz) montiert (s. Kapitel 2.1.2.).

Im Aufbau wurde versucht, diejenigen Kieferpositionen zu simulieren, die auch *in vivo* vom Patienten eingenommen werden.

Dabei handelt es sich um folgende Positionen:

- **FALL 1:** Simuliert wird das Abbeißen in Schlussbissposition, dazu Pressen. Die Kieferköpfchen stehen daher in zentrischer Position. Es erfolgt Lasteinleitung inzisal, in regio 36 und 46. In aufsteigender Reihenfolge werden hintereinander die Belastungsstufen 0 – 50 – 100 – 150 – 200 – 0 N durchlaufen. Die Lasteinleitung erfolgt orthogonal zu einer gedachten Okklusionsebene.
- **FALL 2:** Simuliert wird das Abbeißen bei mittelgradiger Mundöffnung (rotatorische Öffnungskomponente). Die Kieferköpfchen führen eine reine Rotationsbewegung aus, die Gelenkköpfe stehen weiterhin in den jeweiligen Pfannen. Es erfolgt Lasteinleitung inzisal, in regio 36 und 46. In aufsteigender Reihenfolge werden wieder die Belastungsstufen 0 – 50 – 100 – 150 – 200 – 0 N durchlaufen. Ebenfalls unter orthogonaler Lasteinleitung zur Okklusionsebene.
- **FALL 3:** Simuliert wird das Abbeißen bei maximaler Mundöffnung (rotatorische und translatorische Öffnungskomponente). Es wird eine bilateral symmetrische translatorische Position der Kieferköpfchen angenommen, d.h. beide Köpfchen befinden sich in exzentrischer Position. Erneut erfolgt die Lasteinleitung mit 0 – 50 – 100 – 150 – 200 – 0 N orthogonal zur Okklusionsebene.
- **FALL 4:** Simuliert wird eine Bolusbelastung des Unterkiefers in unilateral exzentrischer Position des Gelenkkopfs bei weiter Mundöffnung. Hierbei fungiert die osteosynthetisch versorgte Unterkieferhälfte einmal als Arbeits- (kontralateral exzentrisch), einmal als Balanceseite (ipsilateral exzentrisch). Auch hier erfolgt die Belastung in den üblichen Stufen 0 – 50 – 100 – 150 – 200 – 0 N orthogonal zur Okklusionsebene.

Die Unterkiefertangente wurde definiert analog zur kieferorthopädischen Auswertung eines Fernröntgenseitenbildes als Verbindungslinie zwischen den Punkten Gonion und Menton. Dabei wurde einer klinischen Schneidekantendistanz (kurz SKD) eine Winkelstellung der Unterkiefertangente zur Tischebene oder auch x-y-Ebene des Mandibulators zugeordnet.

Folgende Konstellationen traten dabei ein:

	Winkel Tischebene/ Unterkiefertangente	SKD
FALL 1	30°	0 mm
FALL 2	34°	20 mm
FALL 3 und 4	40°	35 mm

Tab. 2: Winkelstellungen mit entsprechender Mundöffnung

Die Winkel wurden mit einem am Versuchsstand befestigten Goniometer (Magnus Peil Medical Equipment, D-Bad Nauheim) ermittelt.

2.2.4. Position der Gelenkpfanne zum Modell

Die Kieferköpfchen der Modelle wurden durch die nach kranial ziehende M.masseter/ M.pterygoideus lateralis Schlinge (vgl. Kapitel 2.1.2. S. 24) und die nach kaudal ziehende Schlinge um den Mandibularkörper regio 36 und 46 in die Gelenkpfannen gedrückt.

Entsprechend der Vorgaben, die die SAWBONES[®]-Kiefer aufgrund ihrer Geometrie machten, erfolgte die Einstellung der Gelenkpfannen im Versuchsstand. Dabei resultierte ein Interkondylarabstand von 11,5 cm. Durch die Neigung der Kondylen in der Horizontalebene in Bezug auf die Interkondylarachse wird der Interkondylarwinkel definiert. Dieser betrug aufgrund der Modellvorgaben 120 Grad.

Um zu überprüfen, ob die Kieferköpfchen kongruent zur Pfanne in zentrischer Position waren, wurden diese mit dünnfließendem Silikon beschickt (Xantopren blau, Bayer[®], D-Leverkusen) und die Dicke des Silikons nach Positionierung im Versuchsstand (in den Gelenkgruben) kontrolliert.

Die Neigung der Gelenkgruben in der Frontalachse war in allen Versuchsreihen immer gleich und lag annähernd in der Waagrechten.

2.2.5. Messwerterfassung

Die Besonderheit in der Auswertung bestand in der berührungs- und somit rückkopplungsfreien Erfassung der Versuchsergebnisse. Hierzu wurden an zwei Positionen jeweils von sagittal und von transversal zwei digitale Videokameras (vgl. Kapitel 2.1.2. S. 24) mit einer Auflösung 640 x 480 Pixel pro Bild verwendet.

Simultan wurden über eine Fernsteuerung bei zwei Kameras gleichzeitig aus den Perspektiven ventral und medial Fotos ausgelöst. Diese waren fokussiert auf den Bruchspalt von jeweils sagittal (bzw. ventral) und transversal (bzw. medial).

Die Speicherung erfolgte auf handelsüblichen 3,5 Zoll Disketten, wobei bei einer Dateigröße von ca 140 KB nach Herstellerangaben des Kameraherstellers von einem „*superfine*“ Format auszugehen ist. Dabei erfolgt eine Komprimierung auf 25% der ursprünglichen Dateigröße. Von jedem Kiefer wurden jeweils 7 Aufnahmen (0 – 50 – 100 – 150 – 200 – 0 N) pro Einstellung (Mundöffnung 0/20/35 mm, Belastung inzisal oder regio 36 bzw. regio 46) angefertigt und in vorgefertigte Dateien mit systematischer Bezeichnung auf dem Rechner gespeichert. Zunächst wurden die Daten gesammelt und nach Abschluß aller Versuchsreihen ausgewertet.

2.2.6. Auswertung der gewonnenen Daten

Die Auswertung der gewonnenen Bilder erfolgte über das Programm SIMI[®]-MOTION 5⁶ der Firma SIMI Reality Motion Systems GmbH, Postfach 1518, D-85705 Unterschleißheim. Bei diesem Programm handelt es sich um ein Bilderfassungsprogramm, welches gänzlich objektunabhängig Bewegungen erfassen und über definierte Bildpunkte auswerten kann.

Analog zur primären Anwendungsdomäne in der Sportmedizin, wo Bewegungen von Sportlern dreidimensional analysiert und erfasst werden, wurde in unseren Versuchen in kleineren Dimensionen die Verformung des Bruchspaltes anhand der dabei aufgebrachten Punkte auf der Ventral- und Medialseite ausgewertet. Dabei gab es jeweils mehrere Strecken, die anhand der vier aufgebrachten Messpunkte definiert werden konnten. Schematisch soll dieser Sachverhalt in Abb. 3 verdeutlicht werden:

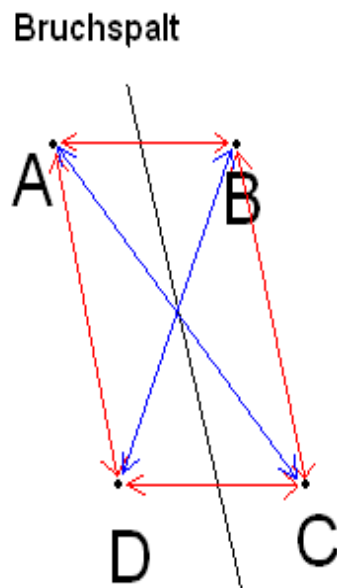


Abb.3: Schema der 6 Strecken (Umfangsstrecken rot, Diagonalen blau), die aus jeder Ansicht (ventral, medial) errechnet werden können

Die Daten wurden von dem Programm SIMI MOTION CAPTURE[®] im .txt-Format erzeugt und mussten zur weiteren Bearbeitung in das Softwareprogramm EXCEL[®] (Version Microsoft Office 97 SR2, Microsoft[®], D-München) exportiert werden. Nach dem Datenexport erfolgte anhand eines selbstprogrammierten Makros die Aufarbeitung der Daten.

Zu allen sechs Strecken (vgl. Abb. 3) wurden aus jeweils sechs Kiefern pro Schrauben- und Frakturtyp die relativen Spaltklaffungen berechnet und die Mittelwerte aus den Versuchsreihen gebildet. Des Weiteren wurden die Standardabweichungen und Mittelwerte der Standardabweichungen mit dem Programm EXCEL[®] bestimmt. Die Auswertung der so gewonnenen Daten erfolgte je nach Messreihe mit dem Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben (Signifikanzniveau 0,05, bei Vergleich von Meßwerten eines Kiefern) sowie dem U-

Test nach Mann, Whitney und Wilcoxon für unverbundene Stichproben (Signifikanzniveau 0,05, bei Vergleich von Meßwerten unterschiedlicher Kiefer). Die relativen Längenänderungen der Messstrecken sind gleichzusetzen mit der Änderung der Breite des Bruchspalts. Aus dem, vom Auftrag auf die Modelle bekannten Punktabstand von 4 mm, ließ sich wiederum die absolute Breite des Bruchspalts unter Zunahme der Last bestimmen. Alle Ergebnisse wurden in Balkendiagrammen dargestellt, die die relative Spaltklaffung als Maß für die Stabilität einer Osteosynthese in Abhängigkeit von unterschiedlichen Parametern (verwendetes Schraubenmaterial, Mundöffnung, Belastungsort) ausdrückten.

3. Ergebnisse

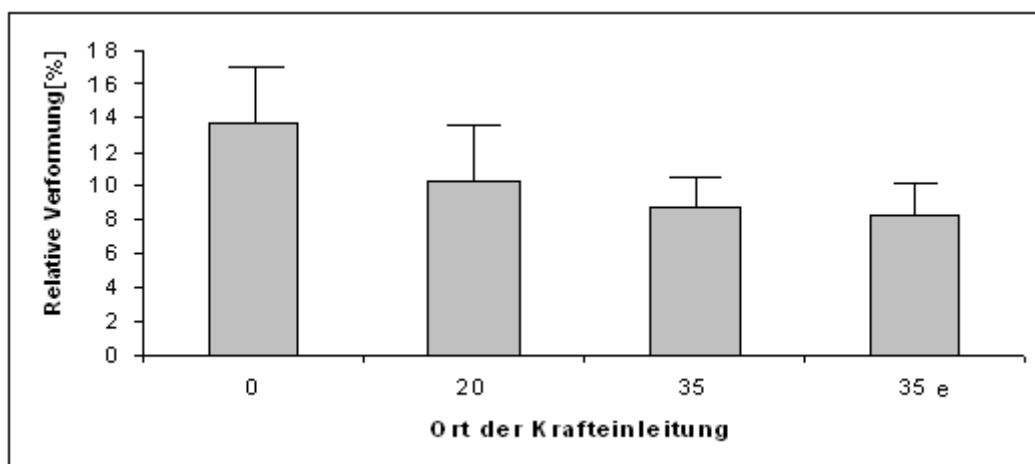
3.0. Vorbemerkungen

Bei allen Schraubensystemen traten die jeweils höchsten Spaltklaffungen in zentrischer Kondylenposition, bei inzisaler Lasteinleitung und bei einer Mundöffnung von 0 mm auf. Ebenso traten minimale Verformungen in exzentrischer Kondylenposition, bei ipsilateraler Lasteinleitung und einer Mundöffnung von 35 mm auf.

Im Sinne einer Darstellung von Grenzwerten, in welchen sich die Spaltklaffungen bewegten, sollen im Folgenden die Graphiken für diese beiden Testeinstellungen wiedergegeben werden.

3.1. 1,2 mm Titan Kleinfragmentschrauben

Die maximale Gelenkspaltklaffung betrug 13,8% (200 N Belastung, zentrische Kondylenposition), was bezogen auf den Referenzwert von 4 mm einem Absolutbetrag von 0,56 mm entspräche. Bezogen auf den Ausgangswert bei 50 N erfolgte eine Zunahme der Spaltklaffung um das 35fache.

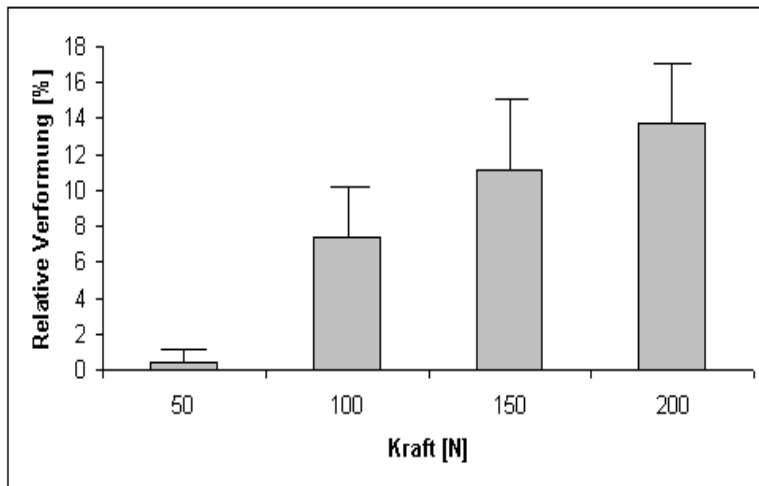


Mundöffnung	0	20	35	35 exzentri
Mittelwert	13,78	10,34	8,72	8,44
Minimum	11,43	7,58	5,11	4,98
Maximum	16,47	13,22	11,01	11,26
Standardabweichung	3,11	3,42	1,46	1,83

Steigung der Ausgleichsgeraden
 $f(x) = -1,38x$

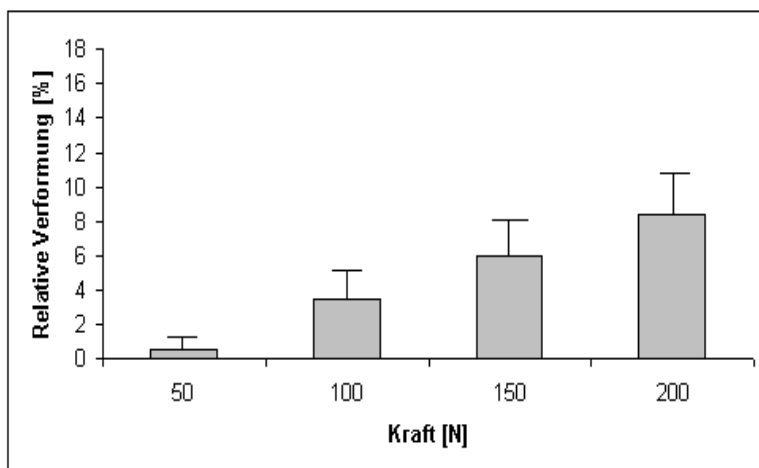
Abb.4: Abhängigkeit der Spaltklaffung vom Ort der Krafteinleitung und der Mundöffnung bei 1,2 mm Titanschrauben bei Frakturen des Typs C.

Abbildung 4 verdeutlicht, dass bei 0 mm Mundöffnung und inzisaler Lasteinleitung die höchsten Auslenkungen auftraten, wohingegen die niedrigsten Auslenkungen bei exzentrischer Kondylenposition sowie 35 mm Mundöffnung zu beobachten waren. Die Abnahme der Spaltklaffung lässt sich mit einer linearen Ausgleichsgeraden der Funktion $f(x) = -1,38x$ beschreiben und führt zu einer Verminderung der Werte um ca. 39%.



Kraft [N]	50	100	150	200
Mittelwert	0,37	7,41	11,09	13,78
Minimum	0,12	5,73	9,06	11,43
Maximum	0,97	9,32	14,11	16,47
Standardabweichung	0,82	3,79	3,88	3,11

Abb.5: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 1,2 mm Titan Schrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft bei 0 mm Mundöffnung, inzisale Belastung, Fraktur Typ C

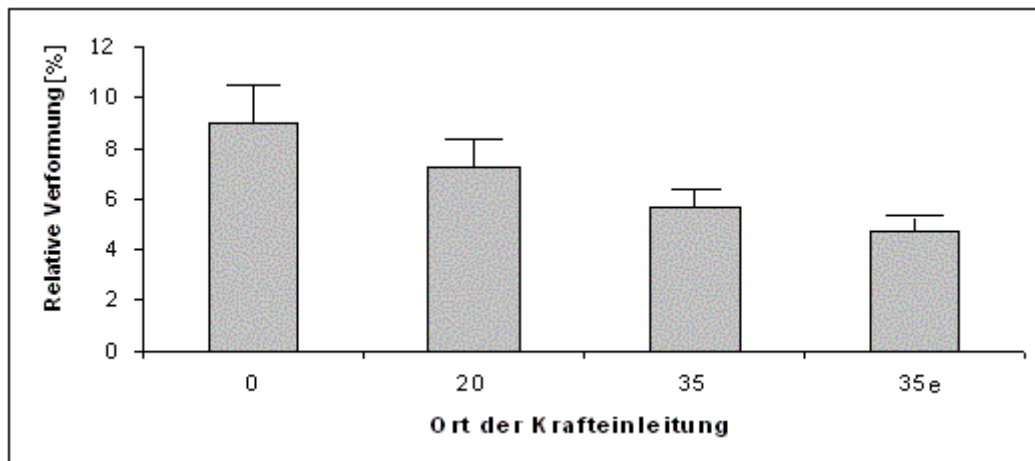


Kraft [N]	50	100	150	200
Mittelwert	0,55	3,45	6,02	8,44
Minimum	0,23	2,15	3,43	4,98
Maximum	1,31	5,04	7,89	11,26
Standardabweichung	0,97	1,62	1,74	1,83

Abb.6: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 1,2 mm Titan Schrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft (35 mm Mundöffnung), ipsilateral exzentrische Belastung, Fraktur Typ C

3.2. 1,7 mm Titan Kleinfragmentschrauben

Es kam erneut zu einer nahezu linearen Abnahme der Spaltklaffungsmittelwerte bei zunehmender Mundöffnung (vgl. Abb. 7), die einer Geraden der Funktion $f(x)=-1,08x$ entsprachen. Relativ gesehen erniedrigten sich die Werte um 47,7%.

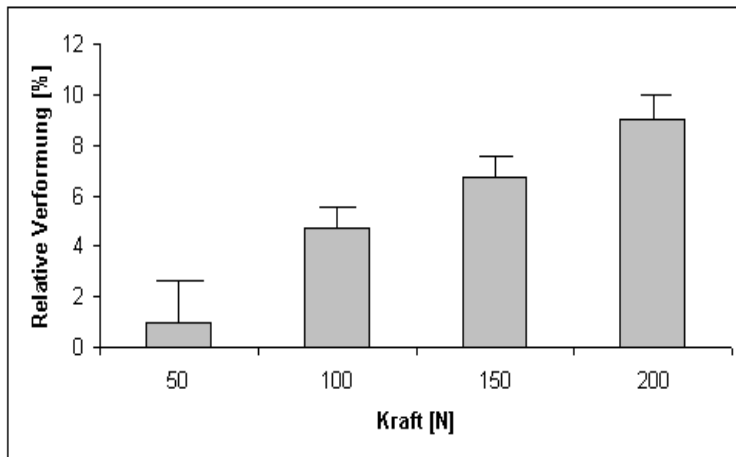


Mundöffnung	0	20	35	35 exzent
Mittelwert	9,20	7,21	5,68	4,72
Minimum	8,32	5,96	4,82	3,89
Maximum	10,58	8,21	6,43	6,35
Standardabweichung	0,98	0,86	0,74	0,71

Steigung der Ausgleichsgeraden
 $f(x)=-1,08x$

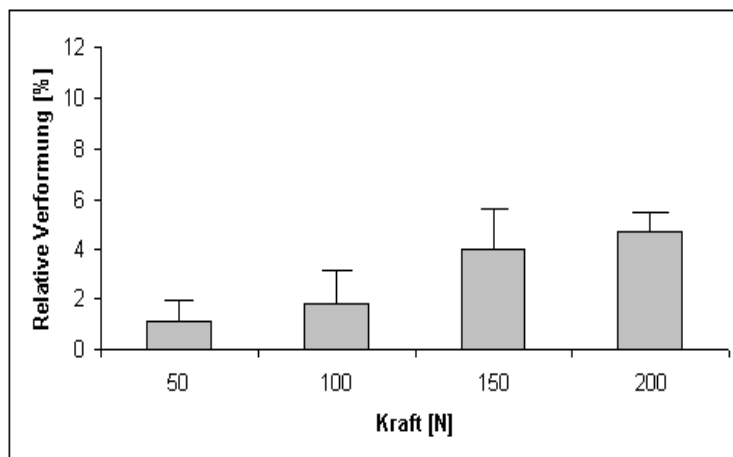
Abb.7: Abhängigkeit der Spaltklaffung vom Ort der Krafteinleitung und der Mundöffnung, 1,7 mm Titanschrauben, Fraktur Typ C

Die Spaltklaffungen ergaben bei 200 N einen Maximalwert von 9,2% bezogen auf den Ausgangswert von wiederum 4 mm und entsprachen einem Absolutbetrag von 0,37 mm. Insgesamt kam es zu einer nahezu linearen Zunahme der Spaltklaffung ab 100 N um jeweils ca 50% des vorherigen Wertes (was einer Steigung von $f(x) = 2,3x$ entspräche).



Kraft [N]	50	100	150	200
Mittelwert	0,98	4,69	6,73	9,20
Minimum	0,31	3,72	5,69	8,32
Maximum	1,76	5,89	7,71	10,58
Standardabweichung	1,32	0,87	0,84	0,98

Abb.8: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft bei 1,7 mm Titanschrauben, 0 mm Mundöffnung, inzisale Belastung, Fraktur Typ C



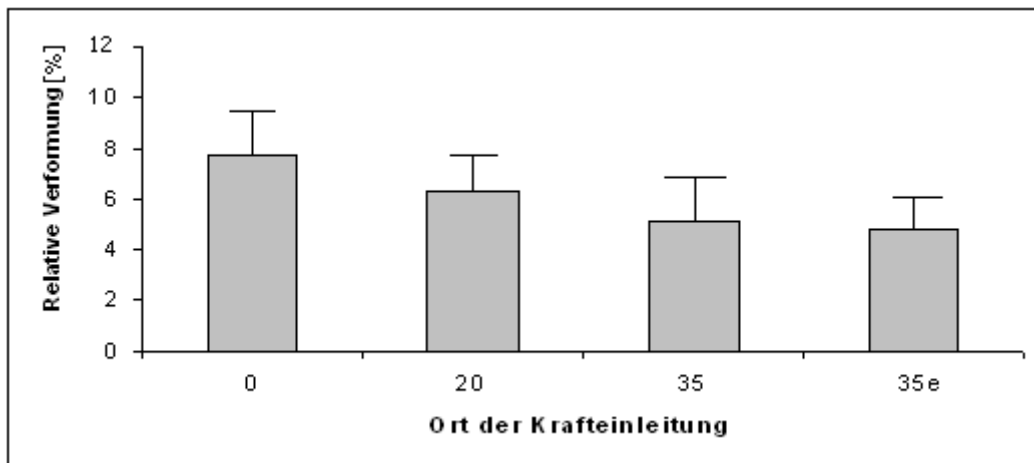
Kraft [N]	50	100	150	200
Mittelwert	1,1	1,83	4,04	4,72
Minimum	0,42	2,79	5,84	3,89
Maximum	1,68	0,82	3,37	6,35
Standardabweichung	0,85	1,28	1,39	0,71

Abb.9: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 1,7 mm Titanschrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft (35 mm Mundöffnung), ipsilateral exzentrische Belastung, Fraktur Typ C

3.3. 2,0 mm Titan Kortikalisschraube

Analog dem größten Schraubenkerndruchmesser wiesen die 2,0 mm Titanschrauben mit einer maximalen Spaltklaffung von 7,9% (0,316 mm) den geringsten Wert im Vergleich der Schraubensysteme auf. Die Steigung als Funktion ausgedrückt lag ab 100 N bei in etwa $f(x)=1,9x$ im Gegensatz zu $f(x)=2,3x$ bei den 1,7 mm Titanschrauben.

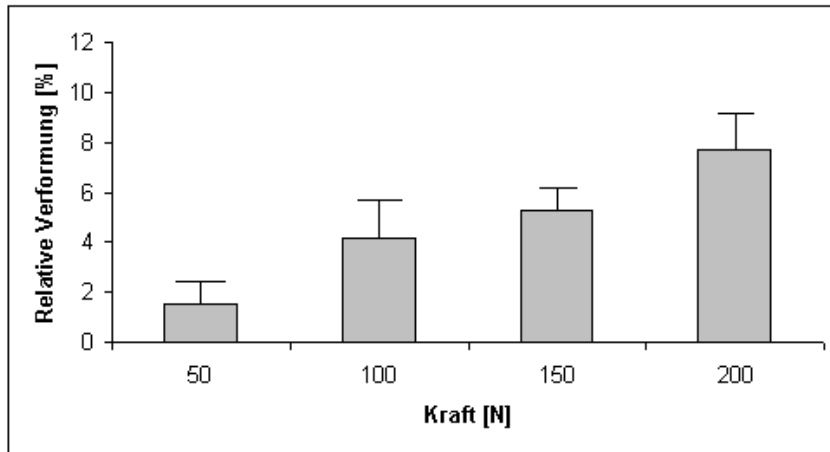
Die Abnahme der Spaltklaffungmaxima bei zunehmender Mundöffnung konnten mit $f(x)=-0,72x$ und einer relativen Verringerung um 37,6% charakterisiert werden.



Mundöffnung	0	20	35	35 exzentri
Mittelwert	7,9	6,32	5,11	4,81
Minimum	6,06	5,84	4,69	4,02
Maximum	9,23	7,11	6,64	6,11
Standardabweichung	2,08	1,78	2,43	1,56

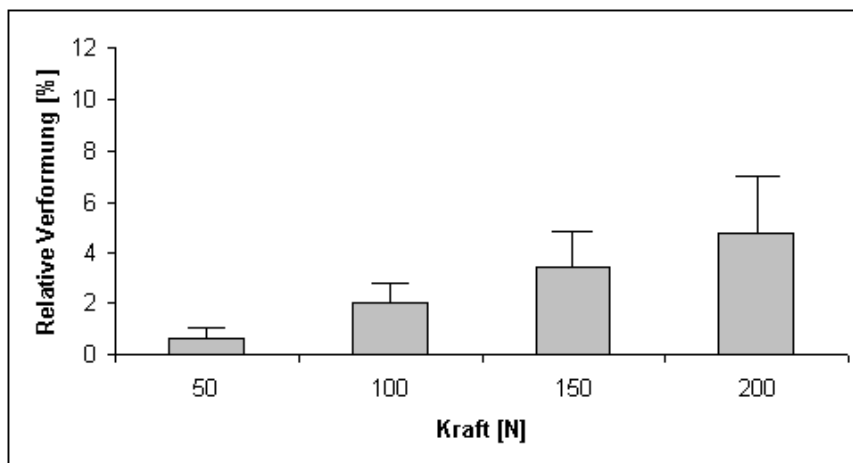
Steigung der Ausgleichsgeraden
 $f(x)=-0,72x$

Abb.10: Abhängigkeit der Spaltklaffung vom Ort der Krafteinleitung und der Mundöffnung, 2,0 mm Titanschrauben, Fraktur Typ C



Kraft [N]	50	100	150	200
Mittelwert	1,51	4,13	5,26	7,9
Minimum	0,66	2,75	6,31	6,06
Maximum	2,62	6,2	4,48	9,23
Standardabweichung	0,84	1,81	0,79	2,08

Abb.11: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 2,0 mm Titanschrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft (0 mm Mundöffnung), inzisale Belastung, Fraktur Typ C

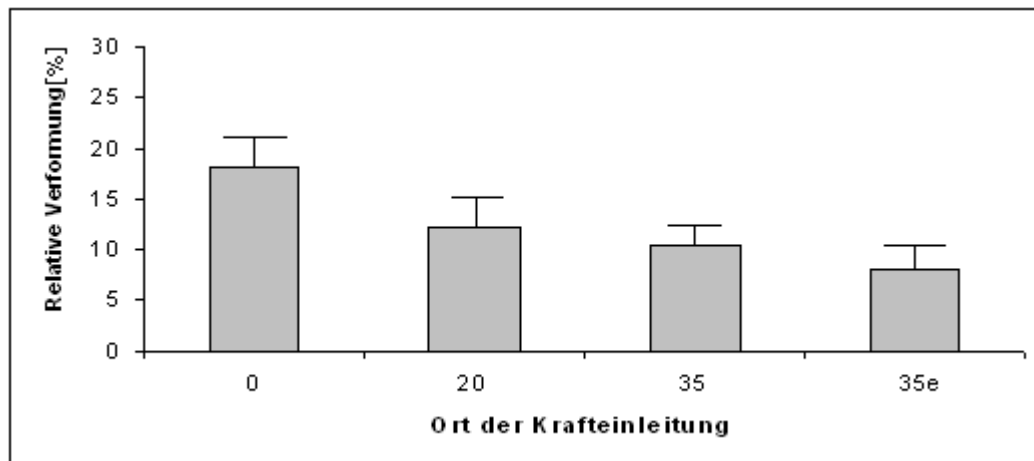


Kraft [N]	50	100	150	200
Mittelwert	0,61	2,03	3,39	4,81
Minimum	0,46	1,21	2,08	4,02
Maximum	1,15	3,04	4,91	6,11
Standardabweichung	0,33	0,79	1,14	1,56

Abb.12: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 2,0 mm Titanschrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft bei 35 mm Mundöffnung, ipsilateral exzentrische Belastung, Fraktur Typ C

3.4. 2,0 mm PLLA-PGA Kortikalisschraube

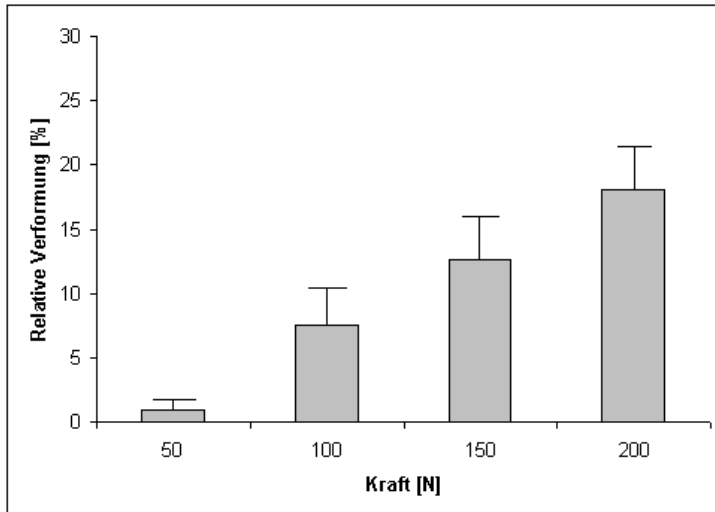
Bei 0 mm Mundöffnung und inzisaler Belastung betrug jedoch die Spaltklaffung mit 18,6% den höchsten in unserer Versuchsreihe gemessenen Wert. Dies entspricht einem Absolutbetrag von 0,746 mm. Die Funktion mit $f(x)=5,5x$ unterstreicht noch einmal eindrucksvoll den Unterschied zu den anderen Schraubensystemen. Die Abnahme bei zunehmender Mundöffnung betrug 56%, entsprechend $f(x)=-2,53x$.



Mundöffnung	0	20	35	35 exzent
Mittelwert	18,64	12,18	10,47	7,94
Minimum	14,11	10,34	8,9	5,49
Maximum	21,83	14,56	13,72	10,61
Standardabweichung	3,12	3,28	2,58	2,93

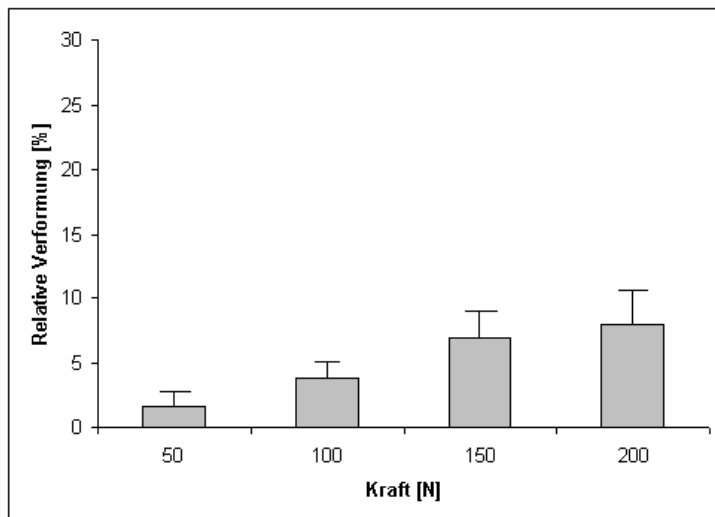
Steigung der Ausgleichsgeraden
 $f(x)=-2,53x$

Abb.13: Abhängigkeit der Spaltklaffung vom Ort der Krafteinleitung und der Mundöffnung (2,0 mm PLLA-PGA-Schrauben), Fraktur Typ C



Kraft [N]	50	100	150	200
Mittelwert	0,94	7,52	12,59	18,64
Minimum	0,45	5,78	9,13	14,11
Maximum	1,96	10,84	15,24	21,83
Standardabweichung	0,79	2,69	3,02	3,12

Abb.14: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 2,0 mm PLLA-PGA Schrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft (0 mm Mundöffnung), inzisale Belastung, Fraktur Typ C



Kraft [N]	50	100	150	200
Mittelwert	1,63	3,82	6,94	7,94
Minimum	0,73	2,42	3,97	5,49
Maximum	2,65	5,38	9,15	10,61
Standardabweichung	0,94	1,28	2,67	2,93

Abb.15: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 2,0 mm PLLA-PGA-Schrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft (35 mm Mundöffnung), ipsilateral exzentrische Belastung, Fraktur Typ C

3.5. Synopsis

Synoptisch soll im folgenden Diagramm ein Überblick über die Schraubensysteme gegeben werden am Beispiel der mundgeschlossenen Situation (Fall 1):

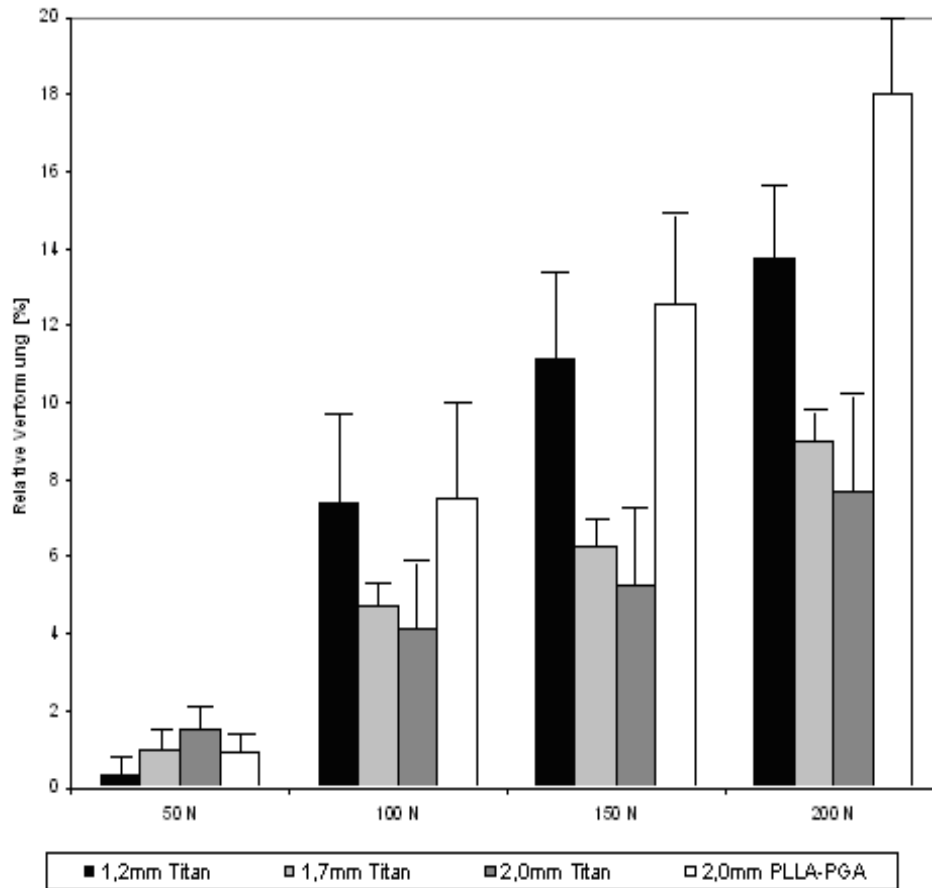


Abb. 16: Typ C Frakturen bei inzisaler Belastung mit 0-50-100-150-200 N, zentrische Kondylenposition, Position bei 0 mm Öffnung, relative Zunahme der Spaltklaffung mit Standardabweichungen

Interessant ist auch ein Vergleich der Steigungen der Geraden, die anhand der Ausgleichsgeraden der Spaltklaffungswerte ermittelt wurden. Dieser verdeutlicht die enormen Unterschiede, die die getesteten Osteosynthesematerialien in den Versuchsreihen aufwiesen.

Bei einer linearen Funktion der Form $y = mx + t$ wurde das Steigungsdreieck gemäß $\Delta y/\Delta x$ ermittelt. Die dabei berechneten Werte sind vergleichsweise in Tabelle 3 dargestellt:

Osteosynthesystem	Steigung
1,2 mm Titan	4,2
1,7 mm Titan	2,3
2,0 mm Titan	1,9
2,0 mm PLLA-PGA	5,5

Tab. 3: Steigung der Ausgleichsgeraden definiert durch die Verformungswerte der einzelnen Schraubensysteme

Äußerst aufschlußreich ist auch der Vergleich der Frakturtypen A, B, C [70 S. 6] untereinander. Erwartungsgemäß liegt die höchste Spaltklaffung durchwegs bei Frakturen vom Typ C vor. Je stärker das verwendete Titanmaterial jedoch ist, umso weniger deutlich fallen die Unterschiede vor allem zwischen dem Frakturtyp B und C aus [47 S. 57].

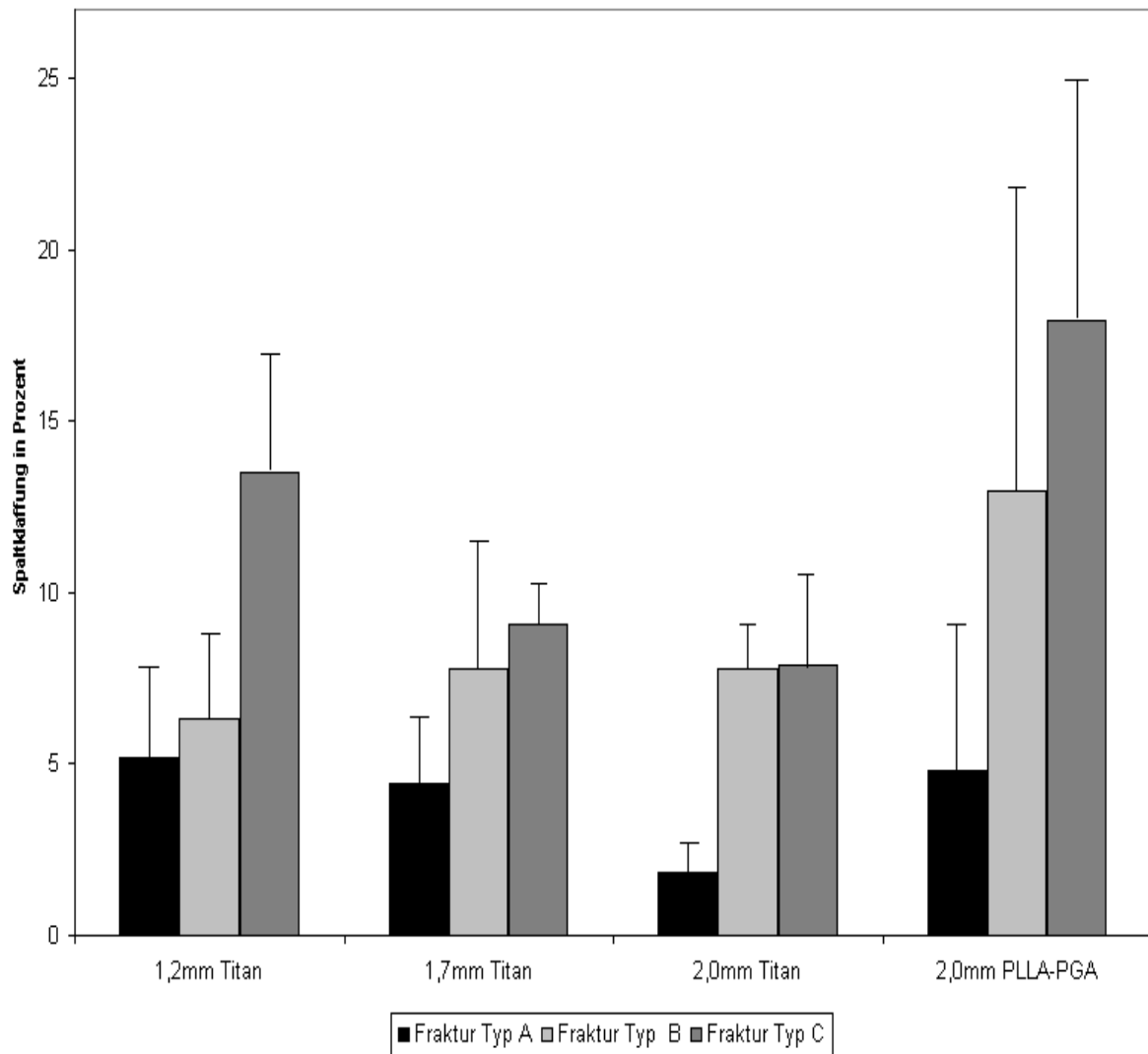


Abb.17: Spaltklaffung in Abhängigkeit vom Frakturtyp und dem Osteosynthesematerial bei 0 mm Mundöffnung, 200 N Kraft und inzisaler Belastung

4. Diskussion

Die internationale Literatur bietet eine Vielzahl von Publikationen, die die Problematik der Versorgung von Kiefergelenkfrakturen betreffen (s. Literaturliste). Von klinischen Nachuntersuchungen [1 S. 271, 2 S. 272, 15 S. 20, 21 S. 240, 36 S. 787, 37 S. 245, 40 S. 558, 43 S. 158, 44 S. 35, 49 S. 351, 97 S. 771], die den Großteil der Studien oder zumindest den überwiegenden Anteil der einzelnen Studien darstellen, über radiologische Follow-up Studien [1 S. 271, 3 S. 272, 11 S. 345, 21 S. 240, 37 S. 244, 40 S. 559, 42 S. 162, 45 S. 335, 49 S. 350, 72 S. 115, 76 S. 70] zu mehr funktionellen Betrachtungsweisen [43 S. 158, 44 S. 33, 63 S. 428, 99 S. 134] ist jeweils mehr oder weniger ein Teilaspekt der Nachsorge dargestellt. Ziel sollte es sein, alle Teilaspekte in einer Studie mit einem möglichst langen Nachbeobachtungszeitraum zu vereinen.

Somit ist die vorliegende Arbeit als ein Teil eines umfassenden Versuches zu werten, der es zum Ziel hat, die seit langem übliche Praxis der operativen Nichtversorgung von Kiefergelenkköpfchenfrakturen kritisch zu bewerten und gegebenenfalls ein Verfahren zu etablieren, welches nachweislich positivere Resultate liefert. Die dabei gewonnenen Erkenntnisse sollen im Zusammenhang mit der hierzu verfügbaren Literatur bewertet werden.

Folgende Teilaspekte sind für die Beurteilung einer neuen Operations- und Osteosynthesemethode geeignet:

1. **Klinisch-funktionelle Ergebnisse**, am besten objektiviert durch ein Messverfahren, welches relativ untersucherunabhängig reproduzierbare Werte liefert [26 S. 72].
2. **Radiologische Resultate**: Die korrekte Reposition und Osteosynthese mit achsengerechter Stellung der vormaligen Fragmentenden sollte post operationem nach einem Zeitraum dokumentiert sein, der eine Dislokation im weiteren Verlauf als unwahrscheinlich erscheinen lässt.

3. **Biomechanische Testungen:** Hierzu gehören die Testungen in speziell hierfür entwickelten Versuchsständen ebenso wie die mathematische oder computergestützte Simulation pathologischer oder auch physiologischer Prozesse der Unterkieferfunktion (beispielsweise im Rahmen einer *Finite Elemente* Darstellung, cf. 16 S. 310, 19 S. 9, 28 S. 173, 33 S. 265ff., 50 S. 182, 51 S. 1566, 52 S. 888, 53 S. 15, 54 S. 947, 55 S. 573, 65 S. 492, 67 S. 282, 101 S. 822, 103 S. 682).

Am einfachsten sind grundlegende klinisch-funktionelle Ergebnisse zu erheben, wenn der Patient zur Nachsorge erscheint. Die *drop-out* Quote bei solchen Studien ist erfahrungsgemäß sehr hoch, sodass nur wenige Studien über einen Nachbeobachtungszeitraum verfügen, der sich über mehrere Jahre erstreckt und eine nennenswerte Anzahl an Patienten vorzuweisen hat [1 S. 270, 3 S. 271, 15 S. 20, 21 S. 239, 36 S. 788, 37 S. 245].

Meist wurden in der Nachbeobachtung neben objektiven Parametern (beispielsweise Mundöffnung) auch subjektive Kriterien mit erfasst, wie beispielsweise die Schmerzhaftigkeit auf Palpation oder bei bestimmten Bewegungen. Zusammen werden diese beiden Aspekte im klinischen Dysfunktionsindex nach HELKIMO wiedergespiegelt [35 S. 102], wo neben Bewegungsausmaßen auch Gelenkschmerzen, druckschmerzhaftige Kaumuskulatur oder Gelenkgeräusche erfasst werden.

Wird eine derart differenzierte Betrachtungsweise bei der Auswertung einbezogen, so werden, z.B. auch in Verbindung mit der Methode der Achsiographie, zum Teil andere Resultate erzielt, als wenn lediglich einzelne Parameter wie die Mundöffnung und die Okklusion betrachtet werden.

Häufig wird auch in den Studien, die einfachere klinische Nachkontrollen zur Beurteilung eines nichtoperativen Vorgehens bei Kollum- oder Capitulumfrakturen durchführen, eine Diskrepanz zwischen subjektivem Wohlbefinden des Patienten und dem radiologischen Befund festgestellt, der eine Vielzahl von Normabweichungen erkennen lässt (beispielsweise Konsolidierung unter Verkürzung des aufsteigenden Astes, Frakturheilung in anterior-medialer Fehlstellung) [1 S. 270]. Die Nachbeobachtungszeiträume sind meist aber zu kurz und die gewählten klinischen Nachuntersuchungsmethoden meist nicht differenziert genug, um eine definitive Entscheidung über die (Langzeit-)Qualität der gewählten Therapie treffen zu können.

Unter genauer radiologischer Bildgebung mithilfe eines Spiral-CTs oder MRTs mit dreidimensionaler Rekonstruktion des vorliegenden Schnittbildmaterials [3 S. 271, 20 S. 117] kann auch eine statistisch signifikante Korrelation zwischen anatomischen posttraumatischen Veränderungen und funktionellen Parametern wie der Mundöffnung (ausgedrückt durch die maximale Schneidekantendistanz) hergestellt werden. Auch kann anhand solcher Nachuntersuchungen mit der weit verbreiteten Meinung aufgeräumt werden, es würde eine Resorption mit Bildung eines Neokondylus oder gar eine Wiederaufrichtung frakturierter Kieferköpfchen oder Teile davon geschehen [3 S. 271, 11 S. 346, 42 S. 160]. Ganz im Gegenteil kann es sogar im Rahmen einer konservativen Frakturbehandlung zu einer ungünstigen Veränderung der Position des Kapitulums/ Kondylus kommen. Das therapeutische Ergebnis einer konservativ ausgerichteten Indikationsstellung auf der Basis der Fragmentstellung vor Therapiebeginn erscheint deswegen eher unsicher. Somit sind Therapieentscheidungen, die auf Dislokationsgraden beruhen, durchaus vorsichtig zu werten, da nahezu regelhaft eine Veränderung dieser Situation eintreten kann [23 S. 1313].

Besondere Beachtung sollte hinsichtlich des klinischen Benefits für den Patienten auch den weichgeweblichen Strukturen zugemessen werden. Für eine adäquate und koordinierte Kieferfunktion ist ein fein abgestimmtes Zusammenspiel insbesondere des Discus articularis mit dem Kieferköpfchen sowie dem umliegenden Kapsel-Band-Apparat notwendig [24 S. 118]. Eine Veränderung dieser Relation oder Vernarbungen und Verwachsungen sind zwar konventionell radiologisch nicht zu erfassen und in der Frühphase nach einer Fraktur auch funktionell noch nicht so bedeutsam, stellen aber für den Langzeiterfolg dieser Behandlung einen entscheidenden Faktor dar. Der Zusammenhang zwischen Bewegungseinschränkungen im Gelenk und histologisch gesicherten osteoarthrotischen Veränderungen nach Kollumfraktur mit Beschädigung des retrodiskalen Gewebes konnte nachgewiesen werden [9 S. 188]. Solange nach einer Luxationsfraktur die gemeinsame Bewegung von Diskus und Kondylus aufrechterhalten werden kann, scheinen sich funktionelle Ausfälle kompensieren zu lassen [11 S. 347]. Somit sollte in der operativen Versorgung von Frakturen, die den gelenktragenden Abschnitt des Unterkiefers betreffen, ein besonderes Augenmerk auf die Rekonstruktion der diskokondylären Einheit gelegt werden [14 S. 260f.]. Ganz besonders trifft dies naturgemäß für die Kieferköpfchenfrakturen zu, bei denen sehr

häufig eine Beteiligung des Bandapparates oder des Discus articularis zu beobachten ist. Im Falle einer Kieferköpfchenfraktur Typ B nach NEFF et al. kommt es meist zu einer Perforation des Ligamentum laterale durch den Frakturverlauf im Bereich des Ansatzes dieses Bandes. Dieses wird im Rahmen einer operativen Versorgung über den in Kapitel I beschriebenen retroaurikulären Zugang auch rekonstruiert.

Der disko-kondylo-ligamentäre Komplex erleidet im Rahmen von Kieferköpfchenfrakturen ausgeprägte Schäden, die u.a. verantwortlich sind für die bescheidenen funktionellen Resultate nach nicht-operativer Versorgung [36 S. 788, 37 S. 248]. Eine ebenso bedeutende Rolle für funktionelle Beeinträchtigungen nach anatomisch nicht korrekter Frakturheilung im Rahmen einer konservativ behandelten Luxationsfraktur stellen Veränderungen des muskulären Teils des Kausystems dar. Die Rolle des M.pterygoideus lateralis bei der Mundöffnung ist hinlänglich bekannt. Genau dieser Muskel zeigt aber nach nicht behandelter Kieferköpfchen- oder Kollumfraktur entsprechend einer antero-medialen Dislokation des Köpfchens eine signifikante Volumenabnahme [44 S. 29]. Einhergehend damit ist auch von einer gestörten Funktion dieses Muskels auszugehen.

Für den Fall einer Frakturheilung mit Verkürzung des Unterkieferastes, wie sie bei Frakturen vom Typ *dislocatio cum contractione* auftritt, ist wegen veränderter Weglängen und der Zugrichtungen [vgl. 24 S. 118f.] auch von einer Veränderung der Hebelsituation für den potentesten Kieferschließmuskel, den M. temporalis auszugehen. Auch für den M. masseter folgt in einem solchen Fall eine Veränderung der biomechanischen Situation. Wird bei der Bewertung dieser frakturassoziierten Veränderungen jedoch das fein austarierte Kausystem in Betracht gezogen, welches bereits kleine Triggerreize mit einer Funktionsstörung beantworten kann, so muß festgestellt werden, dass von einer nicht behandelten Fraktur, die zu anatomischen Veränderungen im Kiefergelenk führt, seien diese ossär, ligamentär oder muskulär, ein erhebliches Störpotential ausgehen kann. Zumindest besteht ein prädisponierender Faktor für eine Cranio-mandibuläre Dysfunktion, der bei Hinzutreten anderer Störfaktoren zur kompletten Dekompensation des Gleichgewichtes im Kausystem führen kann.

Somit wird auch die Notwendigkeit einer differenzierten Diagnostik nach einer solchen Fraktur einleuchtend, wenn eine nicht gegebene Indikation zur operativen Versorgung postuliert wird. Erneut wird auch klar, wieso ausreichend lange

Nachbeobachtungszeiträume erforderlich sind, da Läsionen, die einen prädisponierenden Faktor für Myoarthropathien darstellen, sich erst nach langer Zeitdauer manifestieren.

In der Literatur wird a priori die nichtoperative Versorgung von Kollumfrakturen nicht so eindeutig gesehen wie die von Kapitulumfrakturen, hier ist aber ebenfalls eine Trendwende zu erkennen [14 S. 262, 20 S. 116, 21 S. 240, 46 S. 193, 71 S. 83ff.].

Im allgemeinen sind Tierversuchsmodelle hinsichtlich des Kausystems nur bedingt einsetzbar und übertragbar. Bei einer artifiziellen Fraktursetzung am Kollum (Luxationsfrakturen) von Ratten wurde nach Auswertung der Frakturheilung zu verschiedenen Zeitpunkten die Beobachtung gemacht, dass eine Zentrierung des Kollums in die Fossa articularis mit korrekter Interposition des Discus articularis stattgefunden hatte, obwohl keine Therapie erfolgt war [96 S. 329]. Dies steht dabei in offenem Gegensatz zu den oben beschriebenen Studien und Erkenntnissen, die nur bei nicht dislozierten Frakturen von einer anatomisch korrekten Adaptation der Frakturrenden ausgehen und ansonsten von einer funktionell ausreichenden, anatomisch aber veränderten Situation berichten.

Abhängig vom Alter der untersuchten Personen wurde die beste Remodellierungskapazität im allgemeinen bei Kindern festgestellt. Sobald der Patient im Alter weiter fortgeschritten war, nahmen sowohl morphologische Veränderungen als auch subjektive und objektive Beschwerden in dem betroffenen Gelenkabschnitt deutlich zu [15 S. 20]. Meist wird betont, dass trotz deutlich fassbarer ossärer Deformierungen durchaus zufriedenstellende funktionelle Resultate erzielt wurden [17 S. 388]. Wegen dieser zu erwartenden ossären Deformierungen werden unterschiedliche Vorgehensweisen bei Erwachsenen und Kindern als sinnvoll erachtet [18 S. 197]. Zum einen wird die bessere Regenerationsfähigkeit des kindlichen Skelettsystems hervorgehoben, zum anderen jedoch auch darauf hingewiesen, dass Frakturen in einem wachsenden Gelenkabschnitt den weiteren Verlauf des Wachstums sehr ungünstig beeinflussen können. Bedeutend für die Prognose ist ebenso die Art der Fraktur. Liegt lediglich eine Dislokation ohne Luxation vor, so wird bei Kindern sogar von einer Restitutio ad integrum berichtet (zumindest was konventionell radiologische Nachkontrollen anbetrifft) [30 S. 37]. Im übrigen wird von Veränderungen der Größe, der Form des betroffenen Kieferköpfchens ebenso

wie von Knochenumbauphänomenen und Veränderungen in der Position des Kapitulums berichtet [45 S. 335].

Natürlich ist für Frakturen mit Gelenkbeteiligung die Wahl des richtigen Osteosynthesematerials ebenso bedeutend wie die Platzierung am Frakturspalt [46 S. 193], da diese ausschlaggebend sind dafür, ob eine frühfunktionelle Übungsbehandlung begonnen werden kann oder nicht. Selbst bei Mehrfragmentfrakturen der Gelenkwalze muß die operative Versorgung nicht in Frage gestellt [74 S. 346] werden. Für die Funktion des Kiefergelenks ist wichtig, dass in der Frühphase der Heilung einer Narbenbildung durch ausreichend Bewegung vorgebeugt wird. Ist es erst einmal zu einer solchen Narbenbildung gekommen, so gibt es kaum Möglichkeiten, Funktionsdefizite im Kiefergelenk auszugleichen.

Einen deutlichen Erfolg erfährt die Frakturirurgie zur Zeit durch die Etablierung endoskopischer Verfahren zur Versorgung von Kollumfrakturen. Das zur Zeit am weitesten verbreitete Verfahren, welches in der Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität Freiburg entwickelt wurde [56 S. 39f.], bietet eine Möglichkeit, Kollumfrakturen über einen intraoralen Zugang zu versorgen, ohne die - wie die Autoren angeben - ästhetisch bedenklichen extraoralen Schnittführungen. Hierbei sollen- nach Entwicklerangaben- Frakturen jeglicher Höhe zugänglich sein, die Praxis zeigt jedoch, dass die Anwendbarkeit selbst bei geübten Operateuren wegen der Größe des derzeit zur Verfügung stehenden Winkelschraubenziehers nach Luhr-Fritzemeyer begrenzt sind. Je weiter der Frakturverlauf in Richtung des Kapitulums liegt, umso beengter sind die Platzverhältnisse für den bei dieser Technik essentiellen Winkelschraubenzieher. Miniaturisierte Systeme sollen ab Frühjahr 2006 eingeführt werden. Letzlich wird mit dieser Methode keine Erweiterung des Indikationsspektrums erzielt, da Frakturen dieser Art über die bekannten (meist) submandibulären bzw. angulären Zugänge bereits erfolgreich versorgt werden. Die Frakturversorgung wird lediglich einem breiteren Anwenderkreis ermöglicht, da dieser Zugang von intraoral vielen anderen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie verwendeten ähnelt (z.B. in der Dysgnathiechirurgie bei der sagittalen Spaltung) und somit die Akzeptanz der operativen Versorgung zunimmt. Ungelöst bleibt jedoch das Problem der effektiven Versorgung hoher Gelenkhalsfrakturen. Einen möglichen Lösungsansatz verfolgt ein in unserer Klinik entwickeltes endoskopisch gestütztes System, welches über ein transbukkales Einbringen der Osteosyntheseschrauben das

Problem des Platzmangels aufgrund des voluminösen Winkelschraubenziehers zu lösen versucht. Damit ist eine Verbesserung im Sinne eines komfortablen Vorgehens in der Versorgung hoher Kollumfrakturen zu erwarten.

Interessanterweise hängt die Frakturhöhe vom Unfallmechanismus ab. So konnte nachgewiesen werden, dass high-impact und high-velocity Traumata (Stürze, schwere Autounfälle) in einem signifikant höheren Ausmaß zu hohen Kollum- und Kapitulumfrakturen führen und darüberhinaus der Anteil an Luxationsfrakturen zunimmt [63 S. 424, 64 S. 418]. Eine ähnliche Auswirkung hat das Fehlen der Stützzonen im Seitenzahnbereich. Hierbei wird die gesamte einwirkende Kraft in Richtung des Kieferköpfchens geleitet und verursacht dort hohe Kollum- oder Kapitulumfrakturen, die sich zum Teil auch in Form von Trümmerfrakturen manifestieren [64 S. 420].

Dass nicht alle Frakturen, die den gelenktragenden Abschnitt des Unterkiefers betreffen, über einen Kamm geschoren werden können, wird nicht zuletzt aus oben genannten Ausführungen deutlich. Schon vor einigen Jahren wurde die bedeutende Rolle des Erhaltes der vertikalen Höhe für eine regelrechte Kiefergelenkfunktion erkannt und die These aufgestellt, dass Frakturen, die eben zu einem Verlust dieser Höhe führen, am besten chirurgisch angegangen werden sollten [37 S. 247]. Eine ähnliche Problematik wurde für diejenigen Patienten zusätzlich zum Verlust der vertikalen Relation identifiziert, die eine Luxation des Kieferköpfchens aus der Fossa glenoidalis aufwiesen und die später nahezu alle eine Deviation bei der Mundöffnung mit myoarthropathischen Beschwerdemustern entwickelten [91 S. 797]. Einen vielversprechenden Ansatz stellt der Versuch dar, die Indikationsstellung für eine operative Versorgung von Frakturen mit Gelenkbeteiligung des Unterkiefers zu präzisieren [24 S. 127]. Erfahrungsgemäß gibt es einen nicht geringen Prozentsatz an Patienten, die ohne eine operative Versorgung auch auf lange Sicht hin keine funktionellen Probleme entwickeln. Diese zu identifizieren, bevor die Entscheidung über eine operative Versorgung getroffen wird, wäre die eleganteste Methode. Dennoch muss der hohe Anteil an nicht zufriedenstellend konservativ therapierten Patienten hervorgehoben werden. In multizentrischen Studien, die Patienten auch mehrere Jahre nach Frakturversorgung evaluieren konnten, werden Prozentsätze bis zu 30% angegeben [68 S. 233f., 87 S. 395, 99 S. 135f.].

Ein weiterer wichtiger Gesichtspunkt ist bei einseitigen Kapitulum- oder Kollumfrakturen das kontralaterale Gelenk, welches nach bedeutsamer morphologischer Alteration des frakturierten Gelenks ebenso adaptiven Umbauprozessen unterworfen ist. Die Belastung für das kontralaterale Gelenk steigt natürlich im Falle eines vertikalen Höhenverlustes auf der anderen Seite oder im Falle einer veränderten Mundöffnungsbewegung aufgrund von Narbenbildung im frakturierten Gelenk. Dies hat eine unphysiologische Belastung des diskoligamentären Apparates auf der ursprünglich gesunden Seite zur Folge, sodass die Frakturversorgung eine Präventions- und Schutzfunktion am nicht betroffenen Gelenk ausübt [24 S. 119f.] und die Ausbildung eines „Postfraktur Kondylarsyndroms“ verhindern könnte [69 S. 510ff.].

So ist es nicht verwunderlich, dass eine Studie, die Ergebnisse nach Behandlung von Frakturen in Betracht zieht, die den gelenktragenden Anteil des Unterkiefers betreffen, deutliche Unterschiede zwischen einem operativ und einem konservativ behandeltem Kollektiv erheben konnte unter Verwendung des häufig angewandten Index nach HELKIMO. Im operativen Kollektiv konnte statistisch belegt werden, dass hinsichtlich Gelenkschmerzen und Kondylusbeweglichkeit (achsiographisch ermittelt) die operative Vorgehensweise der konservativen überlegen ist [100 S. 100f.]. Insbesondere die oben bereits erwähnte protektive Funktion auf das kontralaterale Gelenk wird hervorgehoben.

Klinisch scheint es somit ausreichend Hinweise dafür zu geben, dass ein operatives Vorgehen einer konservativen (passiven) Therapie überlegen ist. Zumindest gibt es Hinweise dafür, dass langfristig (und auch kurzfristig) Probleme nach nicht erfolgter Rekonstruktion der Anatomie der gelenktragenden Region resultieren können.

Des Weiteren ist grundsätzlich damit zu rechnen, im Rahmen einer radiologischen Nachkontrolle nach stattgehabtem Trauma weiterführende Informationen zu erhalten (insbesondere im MRT).

Zum Einsatz kommen dabei, wie in Kapitel 1 beschrieben, verschiedene Verfahren der konventionellen radiologischen Diagnostik (OPG, Clementschitsch, Kiefergelenkschichtaufnahmen), anspruchsvollere Verfahren wie die Computertomographie und/ oder die MRT und in selteneren Fällen die Arthrosonographie.

Dennoch gibt es widersprüchliche Ergebnisse hinsichtlich des Zusammenhangs von radiologisch fassbaren morphologischen Veränderungen und klinischen Symptomen. Dazu muß man bemerken, dass viele Veränderungen in der Form des Kiefergelenkköpfchens erst durch entsprechend sensitive und hochauflösende Verfahren erfasst werden konnten. Konkret hat erst die computertomographische Darstellung von Kapitulumfrakturen die Untersuchungen von RASSE [81 S. 121] ermöglicht, da eine derart anatomisch exakte Beschreibung des Frakturverlaufs mit konventionellen Aufnahmen kaum möglich ist.

Deswegen sind auch besonders jene Untersuchungen aussagekräftig, die mithilfe hochauflösender radiologischer Untersuchungen arbeiten, da Veränderungen in den konventionellen Aufnahmen erst ab einem sehr hohen Deformationsgrad im Kiefergelenkbereich erfasst werden und solche Aufnahmen relative Normalität suggerieren können, ohne dass diese objektiv auch besteht [81 S. 124 f.].

Es konnte eine Korrelation zwischen CT- morphologischen Veränderungen der Kiefergelenkregion und klinischen Beschwerden nach Frakturen dieses Bereiches hergestellt werden [3 S. 272]. Dabei stellt diese radiologisch sichtbare Deformation eher die Folge einer Funktionsstörung als die Ursache hierfür dar. Hinsichtlich der weichgeweblichen Strukturen, wie dem Discus articularis, dem M. pterygoideus lateralis und dem Ligamentum laterale, die im Rahmen einer operativen Versorgung ebenso ein erklärtes Rekonstruktionsziel unter dem Leitziel einer Wiederherstellung der disko-ligamentären Funktionseinheit darstellen, lässt sich eine gute Visualisierung mittels MRT-Verfahren erreichen [72 S. 116, 76 S. 71, 44 S. 33ff.]. Des Weiteren ist eine korrekte anatomische Position des Diskus auch Voraussetzung dafür, dass es zu einer regelrechten Funktionsweise des Gelenks kommt. Wenn allerdings nach operativer Therapie noch Bewegungslimitationen im Vergleich zur Nichtfrakturseite festzustellen sind, wird die Wiederherstellung der Funktionseinheit in Frage gestellt. Nur wenn diese geringer als bei nichtoperierten Gelenken sind, kann ein Benefit für den Patienten erwartet werden [76 S. 67]. Für die Gelenkfunktion ist weiterhin der Faktor relevant, dass eine Dislokation des Kapitulums nach mediokaudal mit einer Dislokation des Diskus verbunden ist [11 S. 346, 72 S. 111]. Somit besteht ein Hinweis darauf, dass veränderte anatomische Verhältnisse eine korrekte Funktion des Gelenks wegen der Funktionsbeeinträchtigung des Diskus behindern.

Um morphologische Korrelate zu klinischen Funktionsstörungen im Rahmen von Nachuntersuchungen herauszufinden, eignet sich für diese Fragestellung insbesondere das MRT [20 S. 115]. Im Gegensatz zum CT, das primär die Folge der zugrunde liegenden Funktionsstörungen aufzeigt, gibt das MRT Hinweise auf die Ursache für die Funktionsstörung.

Dagegen kommen bei der Auswertung konventioneller Röntgenaufnahmen geringere Unterschiede hinsichtlich der Frakturbehandlung (konservativ vs. operativ) ans Licht. Erst wenn es zu deutlichen Deformationen, Achsabweichungen, vertikalen Höhenverlusten im Bereich des Kieferköpfchens/ Gelenkfortsatzes gekommen ist, ist auf diesen Aufnahmen ein signifikanter Unterschied zwischen operativen und konservativen Therapiemaßnahmen festzustellen [23 S. 1316, 30 S. 37, 40 S. 562, 49 S. 353]. Die Frakturen des Kollum mandibulae, die bereits deutliche Auffälligkeiten konventionell-radiologisch aufweisen, profitieren auch von einer operativen Versorgung im Vergleich zu einer konservativen Vorgehensweise. Es konnten Frakturkonstellationen erkannt werden, die als besonders komplikationsträchtig nach nichtoperativer Versorgung anzusehen sind [91 S. 795, 92 S. 164]. Ausschlaggebend sind die Frakturhöhe, welche präoperativ erfahrungsgemäß bereits gut durch eine konventionelle OPG-Aufnahme abgeschätzt werden kann, der Dislokationsgrad, die Dislokationsrichtung, das Alter des Patienten und der Zahnstatus [102 S. 160].

Auch zeigen Kinder entgegen weitverbreiteter Meinung nach Frakturen des gelenktragenden Abschnitts des Unterkiefers keine Regenerationsfähigkeit *ad integrum*. Zwar scheint die Fähigkeit zur funktionellen Adaptation im früheren Kindesalter ausgeprägter zu sein als im Erwachsenenalter, morphologisch sind jedoch nach konservativer Frakturbehandlung meist deutliche Abweichungen von der Norm festzustellen. Gerade im Kindesalter führen Luxationsfrakturen häufig zu späteren klinischen Beschwerden [97 S. 774, 98 S. 743] und stellen die zur Zeit dominierende Empfehlung zur nichtoperativen Versorgung von hohen Kollum-/ Kapitulumfrakturen im Kindes- und Jugendalter zunehmend in Frage.

Eine weitere Betrachtungsweise ist die biomechanisch- mathematische, zu der auch die vorliegende Arbeit zu rechnen ist. Anhand von Computersimulationen oder mechanischen Experimenten können Erkenntnisse über das Verhalten und die Eigenschaften von Frakturversorgungen gewonnen und miteinander verglichen werden.

Eine Möglichkeit besteht darin, Leichenkiefer zu verwenden, diesen eine artifizien Fraktur mittels einer Osteotomie zuzufügen, daraufhin eine Osteosynthese mit verschiedenen Materialkombinationen durchzuführen und die Kiefer (realitätsnah) zu belasten. Dabei kann beobachtet werden, bei welcher Last eine Verformung des Osteosynthesematerials eintritt oder dieses sogar bricht. Nachteilig bei der Verwendung von Leichenkiefern ist jedoch, dass diese im Allgemeinen nicht in ausreichender Zahl zur Verfügung stehen, um statistisch notwendige Fallzahlen testen zu können [12 S. 111].

Im Sinne einer Grundlagenforschung sind Modelle aufzufassen, die eine Beschreibung des Kiefergelenkes und seiner Einflußfaktoren auf mathematischem Wege verfolgen. Durch Gleichungssysteme, in denen jede Gleichung unterschiedliche Faktoren beschreibt, können für verschiedene Funktionszustände des Kiefergelenks (beispielsweise Mundöffnung, Kaubewegungen) Belastungsprofile aber auch Funktionsschemata der einzelnen beteiligten anatomischen Strukturen entworfen werden. So konnte in Korrelation mit elektromyographischen Daten gezeigt werden, dass im Rahmen des Kauzyklus Belastungsspitzen auf beiden Gelenken zum Tragen kommen [27 S. 833, 28 S. 172]. Somit kann eine frakturiertes Gelenk also nicht durch Kauen auf einer bestimmten Seite geschont werden.

Besonders aussagekräftige theoretische Erkenntnisse erhält man, wenn zur Berechnung Daten herangezogen werden, die am lebenden Probanden gewonnen wurden. Beispielsweise kann die maximale Bisskraft an verschiedenen Stellen des Kausystems gemessen und als Eckgröße zur Validierung verschiedener Rechenmodelle herangezogen werden. Ebenso sind mit dem MRT gewonnene morphologische Parameter, wie der durchschnittliche Durchmesser eines bestimmten Muskels oder die EMG-Aktivität von Kaumuskeln sehr hilfreiche Größen, um mathematische Modelle zu entwickeln, die Erkenntnisse über das Kausystem vermitteln. Bei der Analyse der Kaubewegung konnte so festgestellt werden, dass die in Anatomiebüchern dargestellten starren Funktionsschemata von Kaumuskeln nicht der Wirklichkeit entsprechen. Vielmehr sind einzelne Muskeln an teilweise gegensätzlichen Bewegungen in Abhängigkeit von der Phase des Kauzyklus beteiligt. Der M. masseter kann zum Beispiel über die Erzeugung von Drehmomenten zu einer Vorwärtsbewegung des Kondylus beitragen, auch wenn er als klassischer Kieferschließmuskel eher die Rückwärtsbewegung des Kondylus bewirkt. Derlei

Erkenntnisse können über mathematisch-mechanische Modelle gewonnen werden, die jede einzelne Phase eines Bewegungszyklus in die zugrundeliegenden Komponenten aufschlüsseln [50 S. 186f., 51 S. 1569, 53 S. 16, 54 S. 947, 55 S. 572]. Bis hinein in den mikroskopischen Bereich können Berechnungen vorgenommen werden, beispielsweise über das Kontraktionsverhalten einzelner Muskelgruppen in Abhängigkeit von der Sarkomerlänge. Bekanntermaßen setzt eine maximale Muskelkontraktion eine optimale Sarkomerlänge voraus, die weder zu groß noch zu klein sein darf. Somit wird neben dem physiologischen Parameter des Muskeldurchmessers die durchschnittliche Sarkomerlänge abhängig von Zugrichtung, Länge und Position als Einflussfaktor ausgewertet und es werden Unterschiede funktioneller Muskeleinheiten erkannt (Kieferöffnungsmuskeln haben nach diesen Berechnungen eine höhere isometrische Kontraktionskraft als Kieferschließmuskeln, wohingegen die Kieferschließmuskeln höhere isotonische Kräfte generieren können) [52 S. 886].

Die in dieser Arbeit vorgestellten Versuchsreihen sind somit ein Beitrag zum besseren Verständnis der Frakturbiomechanik bei Kieferköpfchenfrakturen und zur differenzierten Evaluation verschiedener Osteosynthesealternativen. Dabei wird nach oben genannten Ausführungen deutlich, dass diese nur einen Aspekt der Beurteilungsmöglichkeiten repräsentieren, nämlich den biomechanischen Modellversuch.

Ziel jeder Frakturversorgung durch Osteosynthese ist eine größtmögliche Stabilität des Bruchspaltes mit geringsten Bewegungen trotz (nahezu) physiologischer Belastung des betroffenen Bereiches. Die Ziele einer guten Frakturversorgung wurden 1958 von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen allgemein gültig formuliert: Bei exakter anatomischer Reposition sollte eine funktionsstabile Versorgung bei erhaltener Mikrozirkulation eine frühzeitige aktive Mobilisierung ermöglichen.

Hinsichtlich der exakten anatomischen Reposition waren alle getesteten Osteosynthesysteme als nahezu gleich geeignet zu bezeichnen. Mit jedem Schraubentyp konnte sowohl unter in vitro als auch in vivo Bedingungen eine Rekonstruktion der anatomischen korrekten Frakturposition durchgeführt werden.

Hinsichtlich der funktionsstabilen Versorgung konnte als Meßparameter die relative Spaltklaffung herangezogen werden. Diese sollte als Voraussetzung für eine frühzeitige Mobilisation so gering wie möglich sein.

Bei den Frakturen vom Typ C kommt- stärker noch als bei den anderen Kieferköpfchenfrakturen- eine spezielle biomechanische Situation zum Tragen.

Der laterale Kondylenpol ist in das als Hebelarm wirksame kleine Fragment einbezogen und führt somit bei Belastung nicht dazu, dass ein Teil der eingeleiteten Kräfte durch den bei den Frakturen vom Typ A und, wenn auch in geringerem Maß bei Frakturen vom Typ B, stabilen lateralen Kondylenpol abgefangen wird und nicht als Kraft zur Verformung des Bruchspaltes zur Verfügung steht.

Durch diesen größeren Hebeleffekt sind die größten Spaltklaffungen bei inzisaler Belastung und 0 mm Mundöffnung zu erkennen.

Erwartungsgemäß führten zunehmende Kraftgrößen zu einer Zunahme der Spaltklaffung, wobei bei dem, wie sich in den Versuchen herausstellen sollte, instabilsten Osteosynthesystem der Schrauben aus PLLA-PGA, die Verbreiterung des Bruchspaltes die höchste Steigung in den Diagrammen aufwies (vgl. Abb. 16).

Im Gegensatz zu Frakturen vom Typ A (nach NEFF et al., 70 S. 6) zeigt dieses Diagramm, dass bei diesen Frakturen die größte Auslenkung/ Spaltklaffung bei 0 mm Mundöffnung zu erwarten ist (und diese bei zunehmender Öffnung weiter abnimmt, vgl. Kapitel 3). Dieser Effekt ist zurückzuführen auf die Tatsache, dass bei zunehmender Mundöffnung die translatorische Komponente bei der Öffnungsbewegung in den Vordergrund tritt und nicht mehr die maximale Scherkraft auf den medialen Walzenteil einwirkt. Im Gegensatz zu den A-Frakturen fungiert, wie oben bereits erwähnt, der laterale Kondylenpol nicht als Kipp- und Torsionsmeider und wird somit gänzlich in den wirksamen Hebelarm einbezogen.

Interessant ist auch ein Vergleich der Steigungen der Geraden, die anhand der Ausgleichsgeraden der Spaltklaffungswerte ermittelt wurden. Dieser verdeutlicht die enormen Unterschiede, die die getesteten Osteosynthesematerialien in den Versuchsreihen aufwiesen.

Bei einer linearen Funktion der Form $y = mx + t$ wurde das Steigungsdreieck gemäß $\Delta y/\Delta x$ ermittelt. Die dabei berechneten Werte sind vergleichsweise in Tabelle 3 dargestellt (s. Seite 49).

Äußerst aufschlußreich ist auch der Vergleich der Frakturtypen A, B, C [70 S. 6] untereinander. Erwartungsgemäß liegt die höchste Spaltklaffung durchwegs bei Frakturen vom Typ C vor. Je stärker das verwendete Titanmaterial jedoch ist, umso weniger deutlich fallen die Unterschiede vor allem zwischen dem Frakturtyp B und C aus [47 S. 57]. Dies impliziert bereits die Konsequenzen hinsichtlich der Notwendigkeit einer Frakturversorgung in ähnlicher Weise im klinischen Alltag.

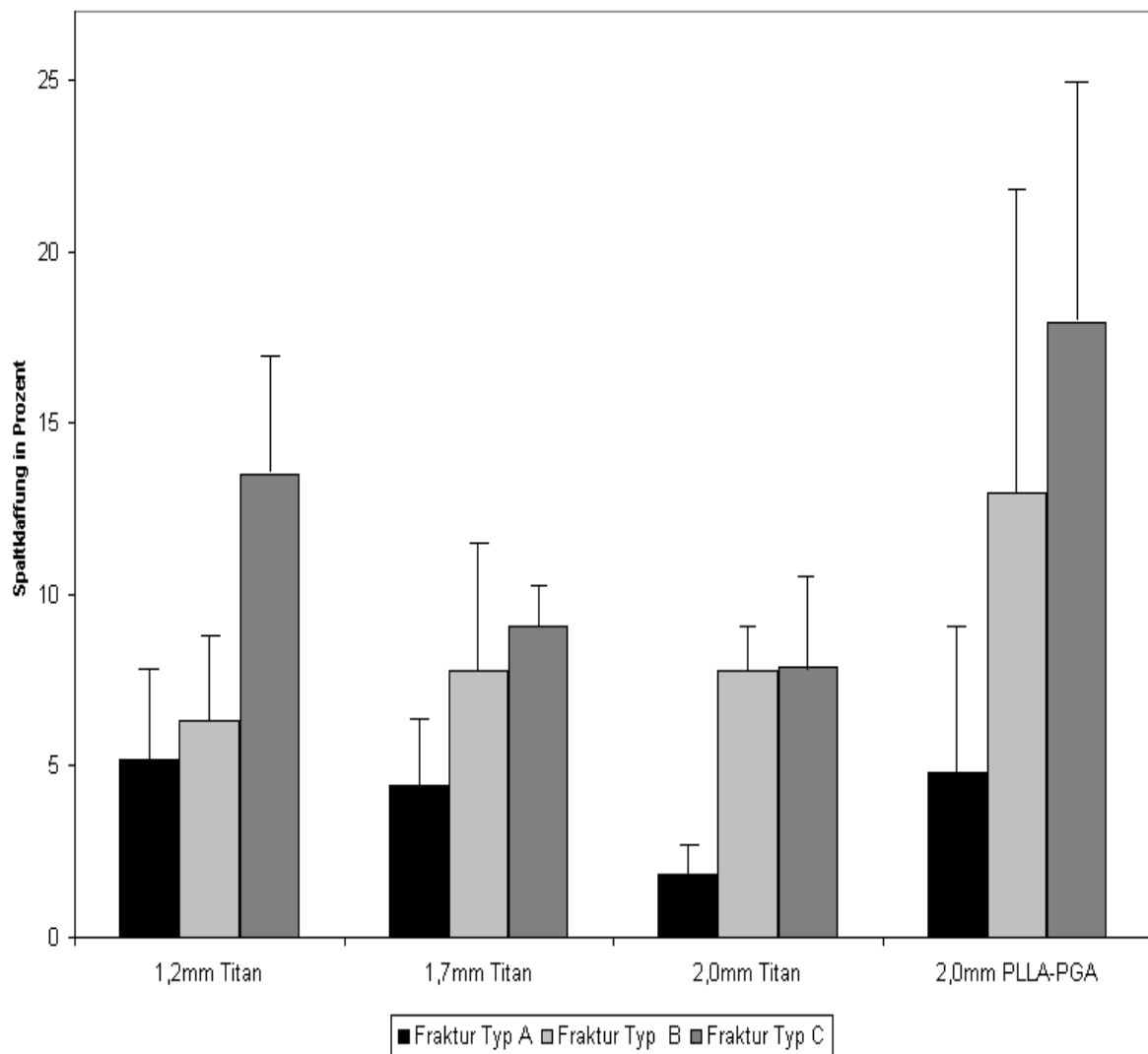


Abb.17: Spaltklaffung in Abhängigkeit vom Frakturtyp und dem Osteosynthesematerial bei 0 mm Mundöffnung, 200 N Kraft und inzisaler Belastung

Es war festzustellen, dass die Titanschraubensysteme mit 2,0 gefolgt von 1,7 mm Durchmesser am besten abschnitten und mit maximalen relativen Verformungen von 7,9% respektive 9,2% eng beieinander liegende Werte lieferten. Die beiden anderen Schraubentypen (1,2 mm Titan und 2,0 mm PLLA-PGA) lagen hinsichtlich der Bruchspaltstabilität dahinter (13,2 bzw. 18,6% maximale relative Verformung). Bei der Entscheidung, welches der Osteosynthesysteme nun die erste Wahl darstellt, ob also den 1,7 mm Titan oder den 2,0 mm Titanschrauben der Vorzug zu geben ist, müssen weitere Gesichtspunkte in Betracht gezogen werden. Ein weiteres Ziel das durch die AO formuliert worden war, besteht im Erhalt der Mikrozirkulation. Diese ist dann natürlich am besten erhalten, wenn die eingebrachten Schrauben ein möglichst atraumatisches Design besitzen. Allein der Durchmesser der 2,0 mm Titanschrauben, der pro Schraube allein fast 20% größer ist als der einer 1,7 mm Titanschraube, führt beim Einbringen zu einer deutlich höheren Traumatisierung des grazen Kiefergelenkköpfchens im Vergleich zu den 1,7 mm Kleinfragmentschrauben. Hinzu kommt, dass beim Einbringen der Schrauben manchmal Schraubenpositionen gewählt werden, die sich im weiteren Verlauf der Operation als ungeeignet erweisen, so dass vormals platzierte Schrauben umpositioniert werden müssen. Geschieht das ein oder mehrere Male mit den 2,0 mm Titanschrauben, so ist im Vergleich zu den 1,7 mm Titanschrauben eine insgesamt deutlich höhere Traumatisierung, ggf. mit kritischer Beeinträchtigung der Mikrozirkulation zu befürchten.

Ein weiterer nicht zu unterschätzender Faktor ist die Form des Schraubenkopfes. Dieser ist bei den 2,0 mm Titanschrauben deutlich voluminöser (Kopfdurchmesser 2,3 mm; Kopfhöhe 1,0 mm) und versenkt sich nach Einbringen nicht gänzlich im Knochen, sodass er einen Reiz zur Narbenbildung darstellt. Genau diese soll jedoch verhindert werden, da Narben in diesem Bereich den lateralen Kapsel-Band-Apparat beeinträchtigen und zu einer verminderten Exkursion des Kieferköpfchens in alle Bewegungsrichtungen führen. Somit wird sekundär durch (unnötige) Narbenbildung eine exaktes anatomisches Operationsergebnis funktionell verschlechtert. Beschrieben sind auch Resorptionen unter dem Schraubenkopf, da dieser natürlich einen Druck auf den darunterliegenden Knochen ausübt, der, wie in jedem anderen Knochen des menschlichen Körpers, zu einer Atrophie mit nachfolgender Resorption führt. Somit kommt auch dem Schraubenkopfdesign eine wichtige Rolle zu, das neben den vorher bereits erwähnten Punkten zugunsten der 1,7 mm Titanschraube

(Kopfdurchmesser 2,0 mm; Kopfhöhe 0,3 mm) mit deutlich grazilerem Kopfdesign spricht.

Im Rahmen weiterer biomechanischer Testungen [77 S. 71] durchgeführte Versuche zur Retentionskraft oben getesteter Schrauben in (Schweine-)Spongiosa ergaben darüberhinaus eine eindeutige Überlegenheit der 1,7 mm Titanschrauben im Vergleich zu den 2,0 mm Schrauben. Betrachtet man die Schrauben hinsichtlich ihrer Gewindeform, so fällt bei den 1,7 mm Schrauben ein geringerer Gewindesteigungswinkel als bei den 2,0 mm Titansystemen auf. Daraus resultiert eine nahezu doppelt so hohe Anzahl an Gewindegängen, die ursächlich für das gute Abschneiden bei den Retentionsversuchen anzusehen sind.

Die vielversprechenden resorbierbaren Osteosynthesesysteme konnten in biomechanischer Hinsicht die Erwartungen nicht erfüllen. Die Verformungswerte mit maximal 18,6% lagen deutlich über den Titansystemen. Hinzu kam ein deutlich erschwertes Handling beim Platzieren der Schrauben: Sobald ein zu hohes Moment beim Eindrehen aufgebracht wurde, drehte sich der Schraubenkopf ab. Somit war die Schraube dann nicht mehr zu gebrauchen und musste mit relativ hohem Aufwand aus dem Bohrloch herausgezogen werden. Im Bohrloch musste darüberhinaus ein Gewinde vorgeschritten werden, was bei den selbstschneidenden Titanschrauben entfiel. Im praktischen Gebrauch ist ein solcher vorbereitender Schritt kaum realisierbar, da die Reposition der Fraktur äußerst diffizil ist und das Gewindeschneiden mit einer hohen Dislokationsgefahr verbunden ist. Ähnliche Resultate konnten ebenso bei der Testung eines anderen resorbierbaren Schraubensystems (INION®-OTPS 1,5x15 mm) gesehen werden. Zwar konnte ein etwas besseres Handling erzielt werden, da der Schraubenkopf nicht so einfach abzdrehen war, allerdings lagen die maximalen Verformungswerte bei über 20% [89].

Somit sind wegen

- ihres atraumatischen Designs
- ihrer hohen Verformungsstabilität sowie
- ihrer im Vergleich besten Retentionskraft

die Titanschrauben mit Durchmesser 1,7 mm unter den getesteten Schrauben am besten geeignet, alle Forderungen der AO für eine gute Osteosynthese zu erfüllen

und können somit als Material der Wahl für die Versorgung von Walzenfrakturen vom Typ C angesehen werden.

5. Zusammenfassung

Die Versorgung von Kieferköpfchenfrakturen (Synonym: Walzenfrakturen) stellte in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie ein bis dato noch ungelöstes Problem dar. Zunehmend wird aber ein dogmatisch konservatives Vorgehen in Frage gestellt und ein operatives Konzept in Erwägung gezogen. Die Methoden hierzu wurden bislang fast ausschließlich klinisch getestet und evaluiert.

In dem hier vorliegenden Versuchsstand wurde die Möglichkeit wahrgenommen, diese Osteosynthesen systematisch von ihrer biomechanischen Seite zu beleuchten und zu vergleichen. Dabei wurden verschiedene Systeme, die (zum Teil auf anderen Gebieten) bereits im Einsatz befindlich sind, am Fallbeispiel einer Gelenkwalzenfraktur des Typs C (nach NEFF et al.) getestet.

Es war festzustellen, dass die Titanschraubensysteme mit 2,0 gefolgt von 1,7 mm Durchmesser am besten abschnitten und mit maximalen relativen Verformungen von 7,9% respektive 9,2% eng beieinander liegende Werte lieferten. Die beiden anderen Schraubentypen (1,2 mm Titan und 2,0 mm PLLA-PGA) lagen hinsichtlich der Bruchspaltstabilität dahinter (13,2 bzw. 18,6% maximale relative Verformung).

Unter Wertung klinischer und biomechanischer Gesichtspunkte erwiesen sich dabei die 1,7 mm Titankleinfragmentschrauben als beste Alternative bei der Versorgung von Gelenkwalzenfrakturen vom Typ C.

6. Literatur

1. Altmann, I.S., Gundlach, K.K.
Kiefergelenksfortsatzfrakturen im Kindesalter- eine klinisch-röntgenologische Nachuntersuchung.
Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 80 (1992) 269-73
2. Austermann, K.H.
Frakturen des Gesichtsschädels.
In: „Zahn Mund Kieferheilkunde, Band 2, Spezielle Chirurgie“,
Schwenzer, N., Ehrenfeld, M. (Hrsg.),
Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 2000, 275-336
3. Avrahami, E., Frishman, E., Weiss-Peretz, J., Horowitz, I.
Computed tomography of healing condylar fractures with some clinical correlations.
Clin Radiol 47 (1993) 269-73
4. Axhausen, G.
Die operative Freilegung des Kiefergelenks.
Chirurg 3 (1931) 713-19
5. Baker, A.W., McMahon, J., Moos, K.F.
Current consensus on the management of the mandibular condyle. A method by questionnaire.
Int J Oral Maxillofac Surg 27 (1998) 258-66
6. Becker, R., Austermann, K.H.
Frakturen des Unterkiefers.
In: „Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde, Band 2, Spezielle Chirurgie“,
Schwenzer, N., Grimm, G. (Hrsg.),
Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 1981, 521-43
7. Behr, M., Held, P., Leibrock, A., Fellner, C., Handel, G.
Diagnostic potential of pseudo-dynamic MRI (CINE-Mode) for evaluation of internal derangement of the TMJ.
Eur J Radiol 23 (1996) 212-15
8. Bockenheimer, P.
Eine neue Methode zur Freilegung des Kiefergelenks ohne sichtbare Narben und ohne Verletzung des Nervus facialis.
Zentralbl Chir 47 (1920) 1560-79

9. Cascone, P., Leonardi, R., Marino, S., Carnemolla, M.E.
Intracapsular fractures of mandibular condyle: diagnosis, treatment and anatomical and pathological evaluations.
J Craniomaxillofac Surg 14 (2003) 184-91
10. Champy, M., Loddé, J.P., Schmitt, R., Jaeger, J.H., Muster, D.
Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach.
J Maxillofac Surg 6 (1978) 14-21
11. Choi, B.H.
Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint after functional treatment of bilateral fractures in adults.
Int J Oral Maxillofac Surg 26 (1997) 344-7
12. Choi, B.H., Kim, K.N., Kim, H.J., Kim, M.K.
Evaluation of condylar neck fracture plating techniques.
J Craniomaxillofac Surg 27 (1999) 109-12
13. Chossegros, C., Cheynet, F., Blanc, J.-L., Bourezak, Z.
Short retromandibular approach of subcondylar fractures.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 82 (1996) 248-52
14. Chuong, R., Piper, M.A.
Open reduction of condylar fractures of the mandible in conjunction with repair of discal injury: a preliminary report.
J Oral Maxillofac Surg 46 (1988) 257-63
15. Dahlstrom, L., Kahnberg, K.E., Lindahl, L.
15 years follow-up on condylar fractures.
Int J Oral Maxillofac Surg 18 (1989) 18-23
16. dos Santos, J., de Rijk, W.G.
Vector analysis of the instantaneous equilibrium of forces between incisal and condylar guidance.
Cranio 10 (1992) 305-12
17. De Riu, G., Gamba, U., Anghinoni, M., Sesenna, E.
A comparison of open and closed treatment of condylar fractures: A change in philosophy.
Int J Oral Maxillofac Surg 30 (2001) 384-9
18. Defabianis, P.
TMJ fractures in children and adolescents: treatment guidelines.
J Clin Pediatr Dent 27 (2003) 191-9

19. Ebid, R.
Ermittlung von Kau- und Gelenkkraften in vitro- Entwicklung und Erprobung eines biomechanischen Versuchsstandes.
Medizinische Dissertation, TU München, 2004
20. Eckelt, U.
Gelenkfortsatzfrakturen.
Mund Kiefer GesichtsChir 4 (2000) 110-7
21. Eckelt, U., Hlawitschka, M.
Clinical and radiological evaluation following surgical treatment of condylar neck fractures with lag screws.
J Craniomaxillofac Surg 27 (1999) 235-42
22. Ellis, E. 3rd, McFadden, D., Simon, P., Throckmorton, G.
Surgical complications with open treatment of mandibular condylar process fractures.
J Oral Maxillofac Surg 58 (2000) 950-8
23. Ellis, E. 3rd, Palmieri, C., Throckmorton, G.
Further displacement of condylar process fractures closed treatment.
J Oral Maxillofac Surg 57 (1999) 1307-16
24. Ellis E 3rd, Throckmorton, G.
Treatment of mandibular condylar process fractures: biological considerations.
J Oral Maxillofac Surg 63 (2005) 115-34
25. Emshoff, R., Schoning, H., Rothler, G., Waldhart, E.
Trends in incidence and cause of sport-related mandibular fractures: a retrospective analysis.
J Oral Maxillofac Surg 55 (1997) 585-92
26. Feifel, H., Albert-Deumlich, J., Riediger, D.
Long term follow up of subcondylar fractures in children by electronic computer-assisted recording of condylar movements.
Int J Oral Maxillofac Surg 21 (1992) 70-6
27. 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) 829-35
28. Ferrario, V., Sforza, C.
Biomechanical model of the human mandible in unilateral clench: distribution of temporomandibular joint reaction forces between working and balancing sides.
J Prosthet Dent 72 (1994) 169-76

29. Gumpfenberg, S., Rüedi, Th., Werber, K.D.
Unfallheilkunde.
In: „Chirurgie“,
Siewert J.R. (Hrsg.),
Springer-Verlag, München-Wien-Baltimore, 1999, 6. Auflage, 789-890
30. Gundlach, K.K., Schwipfer, E., Fuhrmann, A.
Die Regenerationsfähigkeit des Processus condylaris mandibulae.
Dtsch Zahnärztl Z 46 (1991) 36-8
31. Gutwald, R., Schmelzeisen, R.
Traumatologie.
In: „Curriculum Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie - Chirurgie Band III“,
Hausamen, J.E., Becker, J., Neukam, F.W., Reichart, P.A., Schliephake, H.,
Schmelzeisen, R. (Hrsg.), Quintessenz Verlags GmbH, Berlin-Chicago-London-
Kopenhagen-Paris-Barcelona-Mailand-Istanbul-Sao Paulo-Tokio-Neu-Delhi-
Moskau-Prag-Warschau, 2003, 357-422
32. Hammer, B., Schier, P., Prein, J.
Osteosynthesis of condylar neck fractures: a review of 30 patients.
Br J Oral Maxillofac Surg 35 (1997) 288-91
33. 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) 261-86
34. Haug, R.H., Brandt, T.M.
Traditional versus endoscope-assisted open reduction with rigid internal
fixation (ORIF) of adult mandibular condyle fractures: A review of the
literature regarding current thoughts on management.
J Oral Maxillofac Surg 62 (2004) 1272-79
35. 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) 101-5
36. Hlawitschka, M., Eckelt, U .
Assessment of patients treated for intracapsular fractures of the mandibular
condyle by closed techniques.
J Oral Maxillofac Surg 60 (2002) 784-91
37. Hlawitschka, M., Eckelt, U.
Klinische, radiologische und funktionsdiagnostische Ergebnisse konservativ
funktionell behandelte intraartikuläre Unterkiefergelenksfortsatzfrakturen.
Mund Kiefer Gesichtschir 6 (2002) 241-8

38. Horch, H.-H., Gerlach, K.L., Pape, H.-D.
Indikation und Grenzen der intraoralen Miniplattenosteosynthese bei Frakturen des aufsteigenden Unterkieferastes.
Dtsch Zahnärztl Z 38 (1983) 447-52
39. 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,
1997, 3. Auflage, 53-163
40. Iizuka, T., Ladrach, K., Geering, A.H., Raveh, J.
Open reduction without fixation of dislocated condylar process fractures: long-term clinical and radiologic analysis.
J Oral Maxillofac Surg 56 (1998) 553-61
41. Jones, J.K., van Sickles, J.E.
A preliminary report of arthroscopic findings following acute condylar trauma.
J Oral Maxillofac Surg 28 (2000) 213
42. Kahl-Nieke, B., Fischbach, R.
A critical evaluation of the functional treatment of mandibular neck fractures in children. The results of a spiral computed tomography follow-up.
Fortschr Kieferorthop 56 (1995) 157-66
43. Kahl-Nieke, B., Fischbach, R.
Condylar restoration after early TMJ fractures and functional appliance therapy. Part I: Remodelling.
J Orofac Orthop 59 (1998) 150-62
44. Kahl-Nieke, B., Fischbach, R.
Condylar restoration after early TMJ fractures and functional appliance therapy Part II: Muscle evaluation.
J Orofac Orthop 60 (1999) 24-38
45. Kahl-Nieke, B., Fischbach, R., Gerlach, K.L.
CT analysis of temporomandibular joint state in children 5 years after functional treatment of condylar fractures.
Int J Oral Maxillofac Surg 23 (1994) 332-7
46. 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) 191-4

47. Koch, S.
Biomechanische Untersuchungen zur Stabilität verschiedener Osteosynthesematerialien bei Gelenkwalzenfrakturen vom Typ A.
Medizinische Dissertation, TU München, 2003
48. Kolk, A., Neff, A., Sader, R., Horch, H.-H.
Comparison of magnetic resonance imaging (MRT) with ultrasound (US) and computerized axiography of the temporomandibular joint (TMJ) in measurement of condylar movements.
J Craniomaxillofac Surg 28 (2000) S 196
49. Konstantinovic, V.S., Dimitrijevic, B.
Surgical versus conservative treatment of unilateral condylar process fractures: clinical and radiographic evaluation of 80 patients.
J Oral Maxillofac Surg 50 (1992) 349-52
50. Koolstra, J.H., van Eijden, T.M.
Application and validation of a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system in vivo.
J Biomech 25 (1992) 175-87
51. Koolstra, J.H., van Eijden, T.M.
Biomechanical analysis of jaw-closing movements.
J Dent Res 74 (1995) 1564-70
52. Koolstra, J.H., van Eijden, T.M.
Dynamics of the human masticatory muscles during a jaw open-close movement.
J Biomech 30 (1997) 883-9
53. Koolstra, J.H., van Eijden, T.M.
Influence of the dynamical properties of the human masticatory muscles on jaw closing movements.
Eur J Morphol 34 (1996) 11-8
54. Koolstra, J.H., van Eijden, T.M.
The jaw open-close movement predicted by biomechanical modelling.
J Biomech 30 (1997) 943-50
55. Koolstra, J.H., van Eijden, T.M., Weijs, W.A., Naeije, M.
A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces.
J Biomech 21 (1988) 563-76
56. Lauer, G., Schmelzeisen, R.
Endoscope-assisted fixation of mandibular condylar process fractures.
J Oral Maxillofac Surg 57 (1999) 39-40

57. Lindahl, L.
Condylar fractures of the mandible. I. Classification and relation to age, occlusion, and concomitant injuries of teeth and teeth-supporting structures, and fractures of the mandibular body.
Int J Oral Surg 6 (1977) 12-21
58. Lindahl, L., Hollender, L.
Condylar fractures of the mandible. II. A radiographic study of the remodeling process in the temporomandibular joint.
Int J Oral Surg 6 (1977) 153-65
59. Lindahl, L.
Condylar fractures of the mandible. III. Positional changes of the chin.
Int J Oral Surg 6 (1977) 166-72
60. Lindahl, L.
Condylar fractures of the mandible. IV. Function of the masticatory system.
Int J Oral Surg 6 (1977) 195-203
61. Lindemann, A.
Die chirurgische Behandlung der Erkrankungen des Kiefergelenkes.
Z Stomat 23 (1925) 395
62. Loukota, R.A., Eckelt, U., De Bout, L., Rasse, M.,
Subclassification of fractures of the mandible.
Br J Oral Maxillofac Surg 43 (2005) 72-3
63. Marker, P., Nielsen, A., Bastian, H.L.
Fractures of the mandibular condyle. Part 2: results of treatment of 348 patients.
Br J Oral Maxillofac Surg 38 (2000) 422-6
64. Marker, P., Nielsen, A., Bastian, H.L.
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) 417-21
65. May, B., Saha, S., Saltzmann, M.
A three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading.
Clin Biomech 16 (2001) 489-95
66. Merrill, R.G.
The arthroscopic appearance of acute temporomandibular joint trauma.
J Oral Maxillofac Surg 18 (1990) discussion 784
67. Meyer, C., Kahn, J.L., Lambert, A., Boutemy, P., Wilk, A.
Development of a static simulator of the mandible.
J Craniomaxillofac Surg 28 (2000) 278-86

68. Mitchell, D.A.
A multicentre audit of unilateral fractures of the mandibular condyle.
Br J Oral Maxillofac Surg 35 (1997) 230-6
69. Müller, W.
Die Therapie der Gelenkfortsatzfrakturen.
Zahn Mund Kieferheilkd 64 (1976) 496-517
70. Neff, A.
Funktionsstabile Osteosynthese bei Frakturen der Kiefergelenkwalze:
Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen.
Med. Habilitationsschrift, TU München, 2002
71. 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) 24-9
72. 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) 111-7
73. Neff, A., Kolk, A., Junker, A., Horch, H.-H.
Bedeutung des Bruchspaltverlaufs diakapitulärer Frakturen für das
postoperative funktionelle Ergebnis.
Dtsch Zahnärztl Z 55 (2000) 559-62
74. Neff, A., Kolk, A., Meschke, F., Horch, H.-H.
Neue Aspekte zur Prävalenz sogenannter „Trümmerfrakturen“ des
Gelenkkopfs- klinisch-anatomische Befunde und therapeutische Konsequenzen.
Dtsch Zahnärztl Z 59 (2004) 343-7
75. Neff, A., Kolk, A., Meschke, F., Deppe, H., Horch, H.-H.
Kleinfragmentschrauben vs. Plattenosteosynthese bei Gelenkwalzenfrakturen
Vergleich funktioneller Ergebnisse mit MRT und Achiographie.
Mund Kiefer GesichtsChir 9 (2005) 80-8
76. Neff, A., Kolk, A., Neff, F., Horch, H.-H.
Operative vs. konservative Therapie diakapitulärer und hoher
Kollumluxationsfrakturen.
Mund Kiefer GesichtsChir 6 (2002) 66-73
77. Neff, A., Mühlberger, G., Karoglan, M., Kolk, A., Koch, S., Mittelmeier, W.,
Schieferstein, H., Scheruhn, D., Horch, H.-H.
Stabilität der Osteosynthese bei Gelenkwalzenfrakturen in Klinik und
biomechanischer Simulation.
Mund Kiefer GesichtsChir 8 (2004) 63-74

78. Neff, F.
Klinische und funktionsdiagnostische Befunde bei Frakturen der Kiefergelenkwalze nach präaurikulärer Osteosynthese.
Med. Dissertation, TU München, 2003
79. Pape, H.-D., Hauenstein, G., Gerlach, K.L.
Chirurgische Versorgung der Gelenkfortsatzfrakturen mit Miniplatten.
Indikationen- Technik- erste Ergebnisse und Grenzen.
In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie“,
Schuchardt, K., Schwenger, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 1980, Bd. 41, 81-3
80. Petzel, J.-R.
Die chirurgische Behandlung des frakturierten Collum mandibulae durch funktionsstabile Zugschraubenosteosynthese.
In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie“,
Schuchardt, K., Schwenger, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 1980, Bd. 41, 84-90
81. Rasse, M.
Neue Entwicklungen der Therapie der Gelenkfortsatzbrüche der Mandibula.
Mund Kiefer GesichtsChir 4 (2000) 69-87
82. Rasse, M.
Diakapituläre Frakturen der Mandibula. Eine neue Operationsmethode und erste Ergebnisse.
Z Stomatol 90 (1993) 413-28
83. Rasse, M., Koch, A., Traxler, H., Mallek, R.
Der Frakturverlauf von diakapitulären Frakturen der Mandibula – eine klinische Studie mit anatomischer Korrelation.
Z Stomatol 90 (1993) 119-25
84. Reich, R.H.
Konservative und chirurgische Behandlungsmöglichkeiten bei Kiefergelenkerkrankungen.
Mund Kiefer GesichtsChir 4 (2000) 392-400
85. Reich, R.H., Bothe, K.J.
Zur Wahl des Zugangswegs zum Kiefergelenk aus ästhetischer Sicht.
Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 14 (1990) 67-70
86. Sader, R., Zeilhofer, H.F., Deppe, H., Kling, B., Wagner-Manslau, C.
Video- und computergestützte Hochfrequenzarthrosonographie des Kiefergelenks.
Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 19 (1995) 12-14

87. Santler, G., Kärcher, H., Ruda, C., Kole, E.
Fractures of the condylar process: surgical versus nonsurgical treatment.
J Oral Maxillofac Surg 57 (1999) 392-7
88. Schiebler, Th.H., Schmidt, W.
Kauapparat.
In: „Anatomie“, Schiebler, Th.H., Schmidt, W. (Hrsg.),
Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 1991, 5. Auflage, 432-5
89. Schütz, K.
Stabilität von INION®-OTPS 1,5x15 mm Schrauben im biomechanischen
Versuchsstand bei Frakturen des Kieferköpfchens.
Med. Dissertation, TU München, 2006 (laufend)
90. Shinogaya, T., Sodeyama, A., Matsumoto, M.
Bite force and occlusal load distribution in normal complete dentitions of
young adults.
Eur J Prosthodont Restor Dent 7 (1999) 65-70
91. 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) 793-9
92. Smets, L.M., Van Damme, P.A., Stoelinga, P.J.
Non-surgical treatment of condylar fractures in adults: a retrospective
analysis.
J Craniomaxillofac Surg 31 (2003) 162-7
93. Spiessl, B., Schroll, K.
Gelenkfortsatz- und Kieferköpfchenfrakturen.
In: „Spezielle Frakturen- und Luxationslehre, Band I/1, Gesichtsschädel“,
Nigst, H. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 1972, 136-52
94. Stoll, P., Wächter, R., Schlotthauer, U., Türp, J.
Spätergebnisse bei 15 Jahre und länger zurückliegenden
Kiefergelenkfortsatzfrakturen.
In: „Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie“,
Schwenzer, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 1996, Bd.
41, 127-30
95. Talwar, R.M., Ellis, E. 3rd, Throckmorton, G.S.
Adaptations of the masticatory system after bilateral fractures of the
mandibular condylar process.
J Oral Maxillofac Surg 56 (1994) 30-9
96. Teixeira, A.C.B., Luz, J.G.C., Araujo, V.C., Araujo, N.S.
Healing of the displaced condylar process fracture: an experimental study.
J Craniomaxillofac Surg 26 (1998) 326-30

97. Thoren, H., Hallikainen, D., Iizuka, T., Lindqvist, C.
Condylar process fractures in children: a follow-up study of fractures with total dislocation of the condyle from the glenoid fossa.
J Oral Maxillofac Surg 59 (2001) 768-73
98. Thoren, H., Iizuka, T., Hallikainen, D., Lindqvist, C.
Radiologic changes of the temporomandibular joint after condylar fractures in childhood.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 86 (1998) 738-45
99. Throckmorton, G.S., Ellis, E. 3rd, Hayasaki, H.
Masticatory motion after surgical or nonsurgical treatment for unilateral fractures of the mandibular condylar process.
J Oral Maxillofac Surg 62 (2004) 127-38
100. 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.
J Craniomaxillofac Surg 28 (2000) 97-105
101. Van Eijden, T.M., Klok, E.M., Weijs, W.A., Koolstra, J.H.
Mechanical capabilities of the human jaw studied with a mathematical model.
Arch Oral Biol 33 (1988) 819-26
102. Villarreal, P.M., Monje, F., Junquera, L.M., Mateo, J., Morillo, A.J., Gonzalez, C.
Mandibular condyle fractures: determinants of treatment and outcome.
J Oral Maxillofac Surg 62 (2004) 155-63
103. Wagner, A., Krach, W., Schicho, K., Undt, G., Ploder, O., Ewers, R.
A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process.
J Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 94 (2002) 678-86
104. Ziccardi, V.B., Schneider, R.E., Kummer, F.J.
Wurzberg lag screw versus four-hole miniplate for the treatment of condylar process fractures.
J Oral Maxillofac Surg 55 (1997) 602-7

6. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1: Vektordarstellung der tatsächlichen Kraft „Resultierende“ bei nicht orthogonaler KrafteinleitungS. 22
- Abb. 2: Schema zur Funktionsweise des biomechanischen VersuchsstandesS. 26
- Abb. 3: Schema der 6 Strecken (Umfangsstrecken rot, Diagonalen blau), die aus jeder Ansicht (ventral, medial) errechnet werden können.....S. 35
- Abb. 4: Abhängigkeit der Spaltklaffung vom Ort der Krafteinleitung und der Mundöffnung bei 1,2mm Titanschrauben bei Frakturen des Typs C..... S. 37
- Abb. 5: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 1,2mm Titan Schrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft bei 0mm Mundöffnung, inzisale Belastung, Fraktur Typ C..... S. 38
- Abb. 6: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 1,2mm Titan Schrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft (35mm Mundöffnung), ipsilateral exzentrische Belastung, Fraktur Typ C.....S. 38
- Abb. 7: Abhängigkeit der Spaltklaffung vom Ort der Krafteinleitung und der Mundöffnung, 1,7mm Titanschrauben, Fraktur Typ C.....S. 39

Abb. 8: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft bei 1,7mm Titanschrauben, 0mm Mundöffnung, inzisale Belastung, Fraktur Typ CS. 40

Abb.9: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 1,7mm Titanschrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft (35mm Mundöffnung), ipsilateral exzentrische Belastung, Fraktur Typ C..... S. 40

Abb.10: Abhängigkeit der Spaltklaffung vom Ort der Krafteinleitung und der Mundöffnung, 2,0mm Titanschrauben, Fraktur Typ C.....S. 41

Abb.11: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 2,0mm Titanschrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft (0mm Mundöffnung), inzisale Belastung, Fraktur Typ C..... S. 42

Abb.12: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 2,0mm Titanschrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft bei 35mm Mundöffnung, ipsilateral exzentrische Belastung, Fraktur Typ C.....S. 42

Abb.13: Abhängigkeit der Spaltklaffung vom Ort der Krafteinleitung und der Mundöffnung (2,0mm PLLA-PGA-Schrauben), Fraktur Typ C.....S. 43

Abb.14: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 2,0mm PLLA-PGA Schrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft (0mm Mundöffnung), inzisale Belastung, Fraktur Typ C.....S. 44

Abb.15: Mittlere Zunahme der Spaltklaffung bei 2,0mm PLLA-PGA-Schrauben in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft (35mm Mundöffnung), ipsilateral exzentrische Belastung, Fraktur Typ C.....S. 44

Abb.16: Typ C Frakturen bei inzisaler Belastung mit 0-50-100-150-200N, zentrische Kondylenposition, Position bei 0mm Öffnung, relative Zunahme der Spaltklaffung mit Standardabweichungen..... S. 57

Abb.17: Spaltklaffung in Abhängigkeit vom Frakturtyp und dem Osteosynthesematerial bei 0mm Mundöffnung, 200N Kraft und inzisaler Belastung
..... S. 59

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Übersicht über die verwendeten Schraubentypen.....	S. 29
Tab. 2: Winkelstellungen mit entsprechender Mundöffnung.....	S. 33
Tab. 3: Steigung der Ausgleichsgeraden definiert durch die Verformungswerte der einzelnen Schraubensysteme.....	S. 58