

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)

Vergleichende in-vitro-Untersuchungen zur Stabilität osteosynthetisch
versorgter Frakturen der Kiefergelenkwalze mit Beteiligung des lateralen
Kondylenpols (Typ B)

Dr. med. Gabriele Mühlberger

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. M. Neff

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

Die Dissertation wurde am 04.01.2005 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am
11.05.2005 angenommen.

INHALT

	Seite
1. Einleitung	4
2. Anatomie und Biomechanik des Kiefergelenkes	
2.1. Kiefergelenk	5
2.2. Kapsel-Band-Apparat	6
2.3. Knorpel	8
2.4. Muskeln	9
2.5. Ernährung des Processus condylaris	11
2.6. Unterkieferbewegungen	11
3. Pathologische und klinische Aspekte	
3.1. Verletzungsmechanismus und Häufigkeit der Frakturtypen	14
3.2. Diagnostik	16
3.3. Literaturüberblick über die Therapiemethoden	18
4. Problemstellung und Hypothese	22
5. Material und Methode	
5.1. Sawbones-Unterkiefer	24
5.2. Osteosynthesematerialien	24
5.3. Biomechanischer Sonderprüfstand	27
5.4. Osteotomie und Osteosynthese	30
5.5. Kaukräfte	32
5.6. Simulation verschiedener Beiss-Situationen und Lasteinleitung	33
5.7. Reproduzierbarkeit	36
6. Ergebnisse	37
7. Diskussion	
7.1. Unterkiefermodelle	44
7.2. Fraktursimulation	45
7.3. Belastungen	45

7.4. Versuchsaufbau und –durchführung	46
7.4.1. Literaturübersicht zu Untersuchungen mit Belastungen am Unterkiefer und Kiefergelenk	46
7.4.2. Vorliegender Versuchsstand	52
7.5. Ergebnisse	55
7.6. Klinische Aspekte	60
8. Zusammenfassung	61
9. Danksagung	63
10. Literaturverzeichnis	64
11. Verzeichnis der fachspezifischen Abkürzungen	76

1. Einleitung

"Ziel der Frakturbehandlung ist die Wiederherstellung der früheren Funktion der verletzten Extremität" (Müller, M. E. et al., 1990, S. 631). Bereits in frühester Geschichte wurde versucht dieses Ziel zu erreichen. In der heutigen Zeit besteht bei Frakturen im Bereich der Extremitäten und im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich u. a. dadurch die Möglichkeit der Entscheidung zwischen einerseits der konservativen Behandlung mit Immobilisierung nach der Reposition abhängig von Lage und Ausdehnung der Fraktur und andererseits der osteosynthetischen Stabilisierung.

Insbesondere zur Versorgung von intraartikulären Frakturen und Luxationsfrakturen wird heute in der Allgemeinchirurgie die operative Knochenbruchbehandlung bevorzugt. Damit sollen die Gelenkflächen möglichst anatoforn wiederhergestellt, die Gefäßversorgung aufrecht erhalten und gleichzeitig eine Belastungs- oder zumindest Übungsstabilität zur Frühmobilisierung erreicht werden.

Während in der Traumatologie der Extremitäten die Osteosynthese zur Frakturversorgung seit Jahrzehnten nicht mehr wegzudenken ist und bezüglich Festigkeit und Belastbarkeit immer weiter entwickelt und standardisiert wird, existieren im Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie zur Versorgung von Luxations- und Gelenkfrakturen des Kieferköpfchens keine derartigen Standards. Vielmehr werden diese in der Mehrzahl der Fälle konservativ-frühfunktionell versorgt (Baker, A. W. et al., 1998, S. 258; Walker, R. V., 1994, S. 1185) und nur tiefe und maximal mittelhohe Frakturen des Kieferköpfchens werden teilweise einer osteosynthetische Versorgung zugeführt (Hidding, J. et al., 1992, S. 345; Worsaae, N. et al., 1994, S. 353; Ehrenfeld, M. et al., 1996, S. 67; Marker, P. et al., 2000, S. 422).

Klinische Nachuntersuchungen von Patienten mit ausgeheilten Frakturen des Gelenkfortsatzes nach funktionell-konservativer Behandlung (Türp, J. C. et al., 1996, S. 46; Kolk, A. et al., 1997, S. 471; Bernhardt, O. et al., 1998, S. 539; Hlawitschka, M. et al., 2002, S. 241; Hlawitschka, M., 2003, S. 27) ergaben allerdings in hohem Masse langfristig objektivierbare schmerzhafte und funktionelle Störungen der Unterkieferbewegungen.

Nur wenige Autoren (Rasse, M., 1992, S. ; Rasse, M., 1993, S. 413; Rasse, M., 2000, S. 69; Neff, A. et al., 1998, S. S 239; Neff, A. et al., 1999, S. 24; Neff, A. et al., 2000, S. 111) therapieren derzeit auch hohe und intraartikuläre Frakturen durch osteosynthetische Stabilisierung und frühfunktionelle Behandlung und zeigen damit gleichzeitig gute Langzeitergebnisse.

2. Anatomie und Biomechanik des Kiefergelenkes

2.1. Kiefergelenk

Der Unterkiefer ist der einzig frei bewegliche Schädelknochen (Frick, H. et al., 1980, S. 2). Er besteht aus dem Unterkieferkörper und zwei nicht absolut symmetrischen aufsteigenden Ästen (Türp, J. C. et al., 1996, S. 46). Corpus und Ramus mandibulae bilden beim Erwachsenen einen Winkel von 100-130°, bei vollständigem Zahnverlust und Atrophie der Zahnfächer steigt dieser Winkel auf Werte über 130° (Frick, H. et al., 1980, S. 2). Der Ramus endet jeweils mit zwei Fortsätzen, dem Processus coronoideus und dem Processus condylaris. Die dazwischen konkav verlaufende Knochenkante wird als Incisura mandibulae bezeichnet. Der Processus condylaris besteht aus Hals- und Kopfteil (Collum und Caput mandibulae bzw. Kondylus) (Abb. 1).

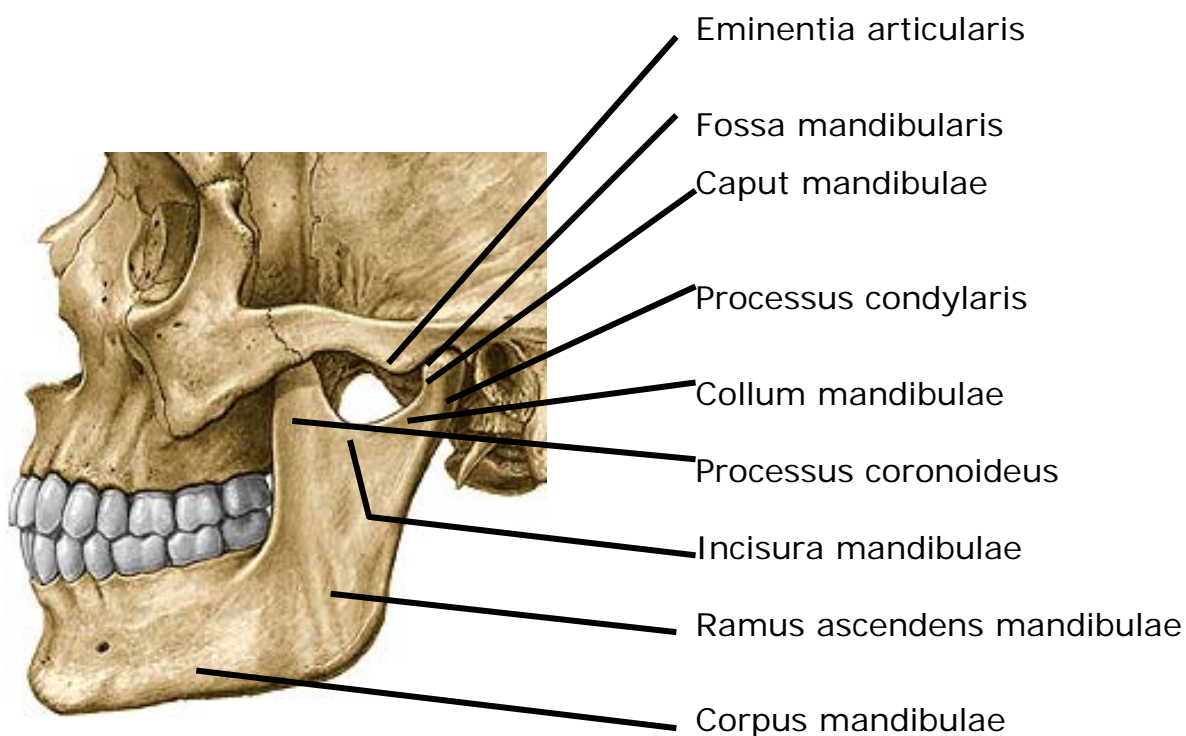


Abb. 1

Gesichtsschädel von lateral modifiziert nach Sobotta, 2000

Das Caput mandibulae ist walzenförmig und reicht relativ weit nach medial. Bumann, A. et al., 2000, S. 280 unterscheiden die Kondylusformen noch in verschiedene Varianten. Danach sind 43 - 50 % konvex, 27 - 34 % abgeflacht, 13 - 20 % anguliert und 0 - 12 % rund geformt. Die grössten Achsen der Gelenkköpfe beider Seiten schneiden sich etwa am Vorderrand des Foramen magnum. Der eingeschlossene Winkel ist sehr variabel und liegt zwischen 110 und 178° (Frick, H. et al., 1980, S. 13). Das Kiefergelenk liegt - von aussen betrachtet - etwa vor dem äusseren Gehörgang. Es besteht aus der Fossa

mandibularis und der Eminentia articularis, die an der Unterseite der Pars squamosa (Schläfenbeinschuppe) des Os temporale liegen, sowie dem Kondylus, dem dazwischen liegenden Discus articularis (Abb. 2), der Gelenkkapsel und stabilisierenden Bändern.

Histologisch bestehen Pfanne, Kollum und Kondylus aus einer weitmaschigen Spongiosa mit einer zarten Kompakta (Gernet, W. et al., 2000, S. 263). Standlee, J. P. et al., 1981, S. 391 konnten anhand ihrer spannungsoptischen Stressverteilungsuntersuchungen an humanen Kondylen zeigen, dass der elliptischen Form des Kondylus eine grosse Bedeutung bei der Kraftverteilung zukommt. So werden z.B. beim Bruxismus (Knirschen) die entstehenden Kräfte über den dorsalen Ramus mandibulae über das stark belastete Kollum zum Kondylus weitergeleitet, wo sie durch den spongiösen Aufbau innerhalb der elliptischen Form in viele verschiedene Zentren geteilt wird. Während die Fossa mandibularis eine sehr dünne Knochenstruktur von wenigen Millimetern besitzt, ist dorsal die Hinterwand der Kiefergelenkgrube deutlich dicker und verbreitert sich zu einem nach kaudal laufenden Knochengrat, dem Processus postglenoidalis bzw. Tuberculum postglenoidale (DuBrul, E. L., 1988, S. 20; Hylander, W. L., 1992, S.). Aus sagittaler Richtung betrachtet haben Fossa mandibularis und Eminentia articularis ein s-förmiges Profil.

Der Discus articularis unterteilt das Kiefergelenk in eine diskotemporale und eine diskomandibulare Gelenkkammer. Er besteht aus einem avaskulärem, kollagenfaserreichen anterioren Teil und einem vaskularisierten und innervierten posterioren Teil. Der anteriore Teil besteht aus einem anterioren und einem posterioren Band sowie einer dünnen intermediären Zone. Der posteriore Abschnitt wird in die bilaminäre Zone unterteilt: Die Lamina superior enthält elastische Fasern, die in der Fissura petrosquamosa inserieren. Die Lamina inferior ist als kollagenfaserreiches Blatt straff am Collum mandibulae befestigt (Strub, W., 1985, S. 489).

2.2. Kapsel-Band-Apparat

Das Kiefergelenk wird von einer relativ weiten, gut durchbluteten und innervierten Gelenkkapsel umgeben. Sie entspringt am Übergang vom Collum zum Caput mandibulae und setzt am Schläfenbein an. Medial und lateral ist die Kapsel über sogenannte Kollateralbänder verstärkt: Das Lig. laterale (= Lig. temporomandibulare) (Abb. 3) zieht vom Processus zygomaticus an der Schädelbasis (oben vorne) nach kaudal und dorsal zum Collum mandibulae und hemmt die Verschiebung des Caput mandibulae in Richtung auf den

äusseren Gehörgang, wie es auch extreme Lateralexkursionen einschränkt (Frick, H. et al., 1980, S. 1). Das Lig. mediale an der medialen Kapselwand ist sehr viel schwächer ausgebildet.

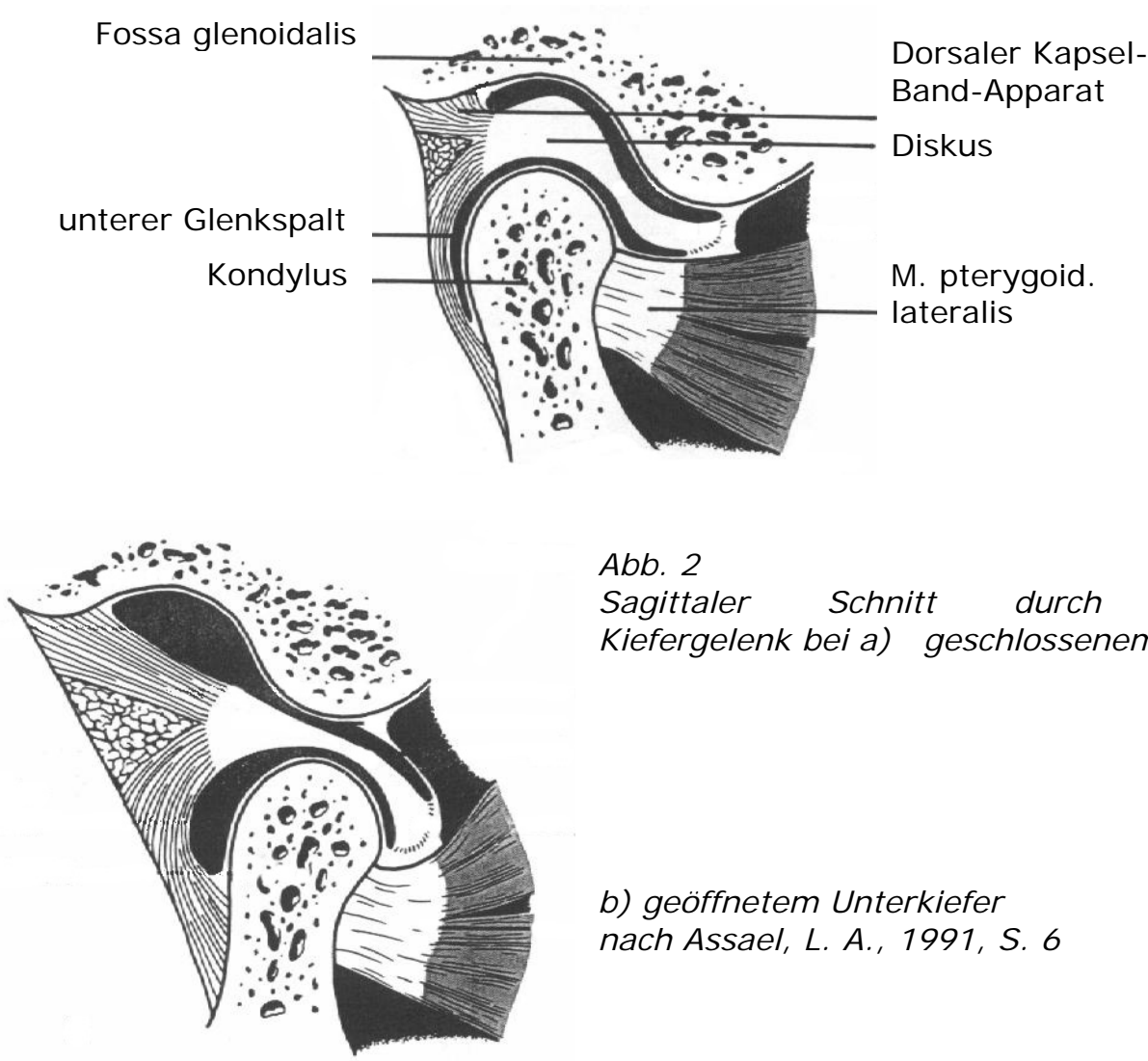


Abb. 2
Sagittaler Schnitt durch das Kiefergelenk bei a) geschlossenem und

b) geöffnetem Unterkiefer
nach Assael, L. A., 1991, S. 6

Beide Bänder geben Fasern ab, die in den Discus articularis einmünden, der somit am medialen und lateralen Pol des Kondylus befestigt ist. Anterior ist er sowohl mit der Kiefergelenkkapsel als auch mit dem M. pterygoideus lateralis in Verbindung.

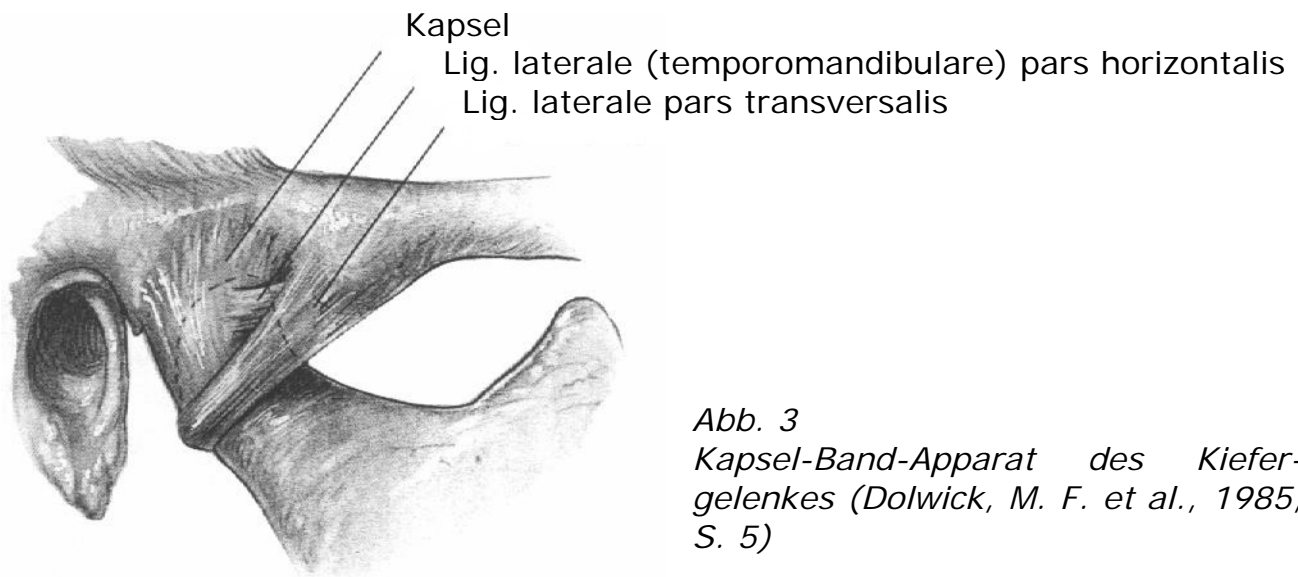


Abb. 3
Kapsel-Band-Apparat des Kiefergelenkes (Dolwick, M. F. et al., 1985, S. 5)

2.3. Knorpel

Beim Kiefergelenk handelt es sich um ein "echtes" Gelenk, eine Diarthrose oder Spalt- bzw. Synovialgelenk. Normalerweise sind die Gelenkflächen von Spaltgelenken nur mit hyalinem Knorpel bedeckt. Im Kiefergelenk werden die artikulierenden Flächen von avaskulärem, nicht innervierten, dichtem fibrösen Faserknorpel bedeckt. Dieser ist widerstandsfähiger und soll grosse Reparations- und Regenerationsfähigkeit besitzen (Gernet, W. et al., 2000, S. 263). Einen ähnlichen Aufbau der Gelenkflächen findet man bei Spaltgelenken nur noch im Sternoklavikular- und im Akromioklavikulargelenk (Strub, W., 1985, S. 489).

Die Ernährung jedes Gelenkknorpels erfolgt einerseits von subchondral über Blutgefässe, andererseits durch die Synovialflüssigkeit. Dabei ist die Permeabilität des Knorpels abhängig von dem auf ihn einwirkenden Druck. So dringt im unbelasteten Zustand die den Knorpel versorgende Flüssigkeit über Diffusion ein. Wird das Gewebe belastet, tritt ein sogenannter Durchwolkungseffekt ein, der dann die Ernährung gewährleistet (Outerbridge, R. et al., 1975, S. 177). Eine überschwellige Belastung kann abhängig von Dauer und Intensität der einwirkenden Kraft zu Knorpeldegeneration führen. Bei dauerhafter Unterbelastung führt ein nicht ausreichender Durchwolkungseffekt zur Minderversorgung und kann somit zu degenerativen Veränderungen führen (Arnold, G. et al., 1978, S. 428). Beispielhaft hierfür sind die Untersuchungen von Vanwanseele, B. et al., 2002, S. 2073, die an rückenmarkverletzten Patienten zeigten, dass auf Grund der fehlenden Bewegung und folglich des nicht vorhandenen Durchwolkungseffekt eine

deutliche Höhenminderung des Gelenkknorpels mit den entsprechenden Arthrosefolgen auftritt.

2.4. Muskeln

Zur Kaumuskulatur im engeren Sinne zählen der M. temporalis, M. masseter, M. pterygoideus medialis und M. pterygoideus lateralis jeder Seite.

Der M. temporalis ist wegen der erheblichen Faserlänge und der entsprechenden Verkürzungsmöglichkeit der eigentliche "Zubeissmuskel" (Frick, H. et al., 1980, S. 10). Er entspringt in der Fossa temporalis (Schläfenbeingrube) des Os temporale sowie an der Innenseite der Fascia temporalis und setzt am Processus coronoideus der Mandibula an. Entsprechend des fächerförmigen Verlaufes seiner Fasern bewirkt der M. temporalis verschiedene Bewegungen des Unterkiefers: Die hinteren Fasern bewirken eine Adduktion des Unterkiefers (Kieferschluss) und stabilisieren das Kiefergelenk bei Leer- und Kaubewegungen. Die mittleren Fasern bewegen den Unterkiefer nach dorsal und adduzieren. Die vorderen Fasern adduzieren und können eine leichte Mediotrusion verursachen. Innerviert wird der M. temporalis durch die Nn. temporales profundi aus dem N. mandibularis (N.V) (Strub, W., 1985, S. 489).

Der aus zwei Anteilen bestehende M. masseter entspringt mit seiner pars superficialis an den vorderen zwei Dritteln des Jochbogens und setzt nach einem Verlauf von ventral und kranial nach kaudal und dorsal an der Aussenfläche des Ramus mandibulae am Kieferwinkel an. Die pars profunda entspringt an den hinteren zwei Dritteln des Jochbogens, verläuft beinahe senkrecht nach kaudal und medial und setzt kranial der pars superficialis an der Tuberositas masseterica am Ramus mandibulae an. Beide Anteile dieses Muskels schliessen einen Winkel von 30 - 40° ein. Der M. masseter bewirkt typischerweise den Mundschluss. Bei beidseitiger Kontraktion protrudiert er den Unterkiefer, bei einseitiger Kontraktion folgt eine Laterotrusion der entsprechenden Kieferseite. Die Innervation des Muskels erfolgt über den N. massetericus aus dem N. mandibularis (Strub, W., 1985, S. 489).

Der M. pterygoideus medialis entspringt in der Fossa pterygoidea des Keilbeins an der Unterseite der Schädelbasis, verläuft von ventral kranial nach kaudal dorsal und setzt an der Innenseite des Kieferwinkels an. Somit bildet er zusammen mit dem M. masseter eine funktionelle Muskelschlinge. Er ist an der Adduktion des Unterkiefers beteiligt.

Die nervalen Impulse für diesen Muskel werden über den N. pterygoideus medialis des N. mandibularis geleitet (Strub, W., 1985, S. 489).

Beide Köpfe des M. pterygoideus lateralis (Abb. 2) entspringen vom Keilbein: Der obere Kopf an der Ala major ossis sphenoidalis, der dreimal grössere untere Kopf an der Lamina lateralis des Processus pterygoideus. Sie ziehen dann beide nach dorsolateral und setzen in der Fovea pterygoidea des Processus condylaris an. Dabei strahlen Fasern des oberen Kopfes auch in den Discus articularis ein.

Während der untere Kopf den Kondylus nach ventral und kaudal zieht und somit die Kieferöffnung einleitet und an der Protrusion bzw. bei einseitiger Kontraktion an der Mediotrusion der entsprechenden Kieferseite beteiligt ist, zieht der obere Kopf den Kondylus nur nach ventral und wirkt beim Mundschluss mit. Hierbei wirkt er dem Zug auf die bilaminäre Zone des Diskus entgegen und begrenzt die posteriore Position des Diskus.

Beide Muskelanteile werden durch den N. pterygoideus lateralis aus dem N. mandibularis versorgt (Strub, W., 1985, S. 489).

Weiterhin wirkt bei jeder Unterkieferbewegung die sogenannte akzessorische Kaumuskulatur mit. Im Einzelnen sind dies vor allem der M. buccinator, M. orbicularis oris, die zur vom N. facialis innervierten mimischen Muskulatur zählen. Daneben spielt die vom N. hypoglossus (N. XII) innervierte Zungenmuskulatur eine wichtige Rolle. Zusätzlich sind die suprahyoidalen Muskeln (M. mylohyoideus, M. geniohyoideus, M. digastricus, M. stylohyoideus) bei der Kieferöffnung (Abduktion) und die infrahyoidalen Muskeln (M. omohyoideus, M. sternohyoideus, M. thyreohyoideus, M. sternothyreohyoideus) indirekt über eine Stabilisierung des Zungenbeins beteiligt (Strub, W., 1985, S. 489).

Im Wesentlichen wird also eine Mundöffnung vom M. pterygoideus lateralis, unterstützt durch die suprahyoidale Muskulatur bei fixierter infrahyoidaler Muskulatur bewirkt.

Den Kieferschluss erreicht ein Zusammenspiel von M. temporalis (pars anterior), M. masseter und M. pterygoideus medialis.

Eine Protrusion wird bewirkt durch M. pterygoideus lateralis, M. masseter (pars superficialis) und M. pterygoideus medialis.

Retrusion erfolgt durch M. temporalis (pars posterior) mit Unterstützung der suprahyoidalen Muskulatur.

Die Laterotrusion wird bedingt durch retrusiven Muskelzug auf der Arbeitsseite und protrusiven Muskelzug der Balanceseite (Lehmann, K. M. et al., 1998, S. 53).

2.5. Ernährung des Processus condylaris

Nach Voy, E. D. et al., 1980, S. 67 ist das Caput mandibulae durch Äste der Aa. temporalis superficialis und maxillaris über die Gelenkkapsel versorgt. Darüberhinaus fanden sie Begleitgefäße am M. pterygoideus lateralis, der somit entscheidende Bedeutung für die Versorgung des Gelenkkopfes im Frakturfall besitzt.

Für den frakturierten Knochen konnte bereits 1931 von Axhausen (Axhausen, G., 1931, S. 713) gezeigt werden, dass eine Osteoneogenese bei Knochentransplantaten von lebenden Zellen des Periostes ausgeht. Neben der Osteogenese aus überlebenden Zellen kommt es zur Osteoinduktion durch "Bone morphogenetic proteins" (BMP), die in der Grundsubstanz des Knochens enthalten sind (Sato, S. et al., 1998, S. 173).

Zeiss, I. M. et al., 1960, S. 345 beschrieben bereits 1960, dass in kortikalen Transplantaten bei Ratten nur Osteozyten überlebten, die nicht weiter als 200 - 300 µm von der Oberfläche entfernt waren. Daher gilt beim frakturierten Knochen, dessen Blutversorgung vorübergehend unterbrochen war, dass die Revaskularisierung umso leichter erfolgt, je näher das avaskuläre Fragment wieder an das vaskularisierte positioniert wird.

2.6. Unterkieferbewegungen

Durch die Unterteilung des Kiefergelenkes in zwei unterschiedliche Kammern durch den Discus articularis ist es das einzige "Doppelgelenk" des Körpers (Gernet, W. et al., 2000, S. 263). Bei der Öffnungsbewegung des Unterkiefers gleitet der Discus articularis entlang des Tuberculum articulare nach ventral und kaudal. Gleichzeitig vollzieht der Kondylus an der Unterfläche des Discus articularis eine Rotationsbewegung. Daraus ergibt sich als gemeinsamer Bewegungsablauf eine Dreh-Gleit-Bewegung (Abb. 4).

Dagegen wurde in Untersuchungen von Price, C., 1990, S. 63 dieses traditionelle Konzept der Kiefergelenkbewegung nicht bestätigt. An gesunden Probanden wurde die Diskusmobilität bei Unterkieferbewegungen untersucht. Dabei stellte Price dar, dass bei Unterkieferöffnung eine grössere Gleitbewegung zwischen der Kondylusoberfläche und dem Diskus als zwischen Diskus und Fossa mandibularis sowohl bei 30 mm als auch bei 50 mm Interinzisalabstand gemessen wird. Darüberhinaus findet auch die Rotation in beiden Kompartimenten statt. Price sah die zentrale Rolle in diesem Zusammenhang in der Bewegung des Diskus.

Bei den Kieferbewegungen unterscheidet man Artikulationsbewegungen, Bewegungen des Unterkiefers unter Zahnkontakt und freie Unterkieferbewegungen, die ohne Zahnkontakt ablaufen. Aus beiden Bewegungsarten sind Grenzbewegungen möglich. So beträgt der maximale Protrusionsweg aus der habituellen Interkuspitation durchschnittlich 9 - 10 mm, während die Retrusion für ca. 0,5 - 1,5 mm möglich ist. Bei maximaler Mundöffnung beträgt die Schneidekantendistanz 40 - 50 mm. Die Seitbewegung nach rechts oder links ist durchschnittlich für 7 - 12 mm möglich (Strub, W., 1985, S. 489). Wird der Unterkiefer aus der retrudierten Kontaktposition in die maximale Mundöffnung geführt, so entsprechen die ersten 20 mm des Weges einer reinen Kreisbahn. Danach handelt es sich um eine Dreh-Gleit-Bewegung (Lehmann, K. M. et al., 1998, S. 53).

Bei Betrachtung der Mittelpunkte der Kondylen in der Sagittalebene durchlaufen diese bei Mundöffnung oder bei Protrusion eine bogenförmige Bahn nach ventro-kaudal. Der Winkel der Verbindungslinie zwischen Ausgangs- und Endpunkt dieser sagittalen Kondylenbahn zur Camperschen Ebene (Spina nasalis anterior - Porion beidseits, also oberster Punkt des äusseren knöchernen Gehörganges, am knöchernen Schädel bzw. Subnasalpunkt - oberster Punkt des häutigen Gehörganges beidseits als entsprechende Weichteilpunkte) beschreibt den Kondylenbahnneigungswinkel und beträgt durchschnittlich 33° . Bezogen auf die Frankfurter Horizontale (tiefster Punkt des knöchernen Randes der Orbita - Oberrand des Porus acusticus externus) beträgt der Kondylenbahnneigungswinkel im Mittel $40 - 45^\circ$.

Abzugrenzen davon ist der Kondylenbahnneigungswinkel des schwingenden Kondylus auf der Mediotrusionsbahn z.B. bei exzentrischen Bewegungen beim Kauen von Nahrung oder im Zuge von Parafunktionen (Knirschen, Pressen). Dieser ist im Mittel um 10° steiler (Lehmann, K. M. et al., 1998, S. 53).

In der Horizontalebene beschreiben die Kondylenmittelpunkte bei Mundöffnung oder reiner Protrusion eine gleichmässig nach ventral gerichtete Bahn. Bei Laterotrusion aber bewegt sich der schwingende Kondylus (Kondylus der Mediotrusionsseite, Balanceseite, Leerlaufseite) in Richtung ventral und median, wobei der ruhende Kondylus (Kondylus der Arbeitsseite, Laterotrusionsseite, Kauseite) Bewegungszentrum ist.

Der Winkel zwischen der reinen Vorschubbewegung und der Verbindungslinie zwischen Ausgangs- und Endpunkt der Bewegungsbahn des schwingenden Kondylus (Mediotrusionsseite) beträgt durchschnittlich $15 - 20^\circ$. Er wird als Bennett-Winkel bezeichnet.

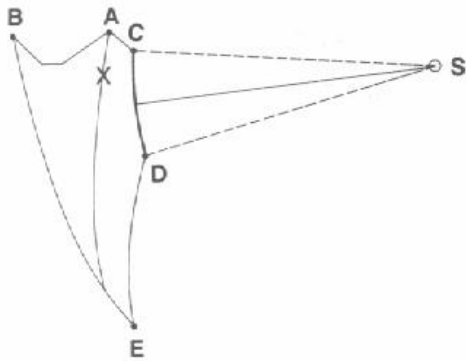


Abb. 4:
 Posselt-Schema: Bewegung des
 Inzisalpunktes in der Sagittalebene:
 A = habituelle Interkuspitation
 B = maximaler Vorschub in Zahnkontakt
 C = retrudierte Kontaktposition
 C - D = kreisförmige Öffnungsbewegung
 aus der retrudierten Kontaktposition
 E = maximale Mundöffnung
 S = Scharnierachspunkt
 X = Ruheschwebelage des Unterkiefers
 (Lehmann, K. M. et al., 1998, S. 54)

Bei genauer Betrachtung bleibt bei Laterotrusion der Kondylus der Arbeitsseite nicht exakt auf der Stelle, sondern vollzieht eine kleine Lateralbewegung von weniger als 1 mm (Bennettsche Lateralbewegung). Dementsprechend beschreibt der schwingende Kondylus keine exakt geradlinige Lateralbewegung, sondern beginnt diese mit der *immediate side shift*, einer initialen kleinen Translation nach median (Lehmann, K. M. et al., 1998, S. 53).

3. Pathologische und klinische Aspekte

3.1. Verletzungsmechanismus und Häufigkeit der Frakturtypen

Als exponierter Knochen ist der Unterkiefer besonders häufig traumatischen Schädigungen ausgesetzt. Statistisch beträgt der Anteil der Unterkieferfrakturen an allen Kiefer-Gesichts-Verletzungen 75 %. Der Gelenkfortsatz ist mit 25-44% der Fälle betroffen (Rasse, M., 1992, S. 15). Kieferwinkelfrakturen treten etwa ähnlich häufig auf. Frakturen in der Eckzahn-, Prämolaren- oder Molarenregion folgen in absteigender Häufigkeit. Relativ selten liegen die Frakturen am Unterkieferast, Alveolarfortsatz oder Muskelfortsatz (Becker, R. et al., 1981, S. 521) (Abb.5).

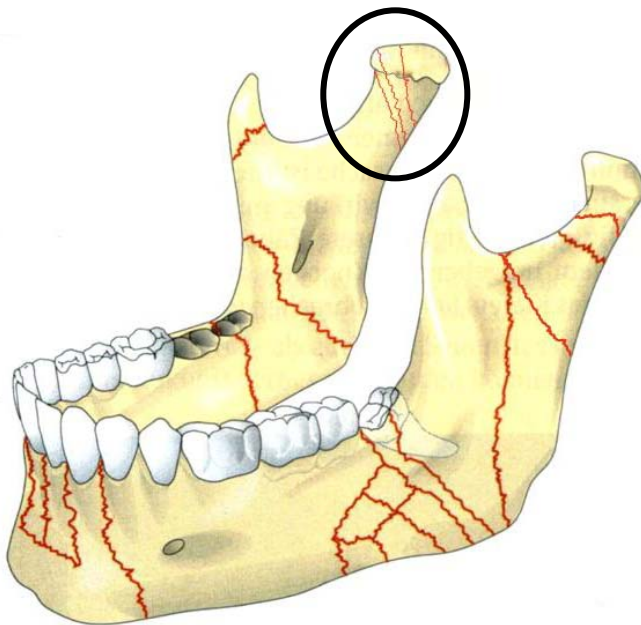


Abb. 5
Typische Lokalisationen von
Unterkieferfrakturen.
mod. nach Austermann, K. H.,
2002, S. 275

Die Kapitulumfraktur gilt als typisches Beispiel für eine Kompressions- oder Stauchungsfraktur des Unterkiefers. Diese tritt vor allem im Rahmen von Fahrradstürzen, Rohheitsdelikten oder Stürzen aus grosser Höhe auf. Becker, R. et al., 1981, S. 521 sowie Austermann, K. H. et al., 1980, S. 136 stellten anhand von Belastungsuntersuchungen mit Dehnungsmess-Streifen-Technik in der Kiefergelenkregion die Belastungsrichtung als wesentlichen Faktor für die Lokalisation der grössten Knochenbeanspruchung dar. So führt die Belastung des Kinns aus kaudaler Richtung zu einem Dehnungsspannungsmuster, das eine Abknickung des Kondylus in Höhe des Kollums nach ventral, während die Belastung aus kranialer Richtung eine Abknickung nach dorsal erwarten lässt. Das Verhältnis von ein- und beidseitigen Frakturen liegt bei 4 : 1. Die Gelenkfortsatzfraktur ist mit bis zu 75% die häufigste Frakturform des Unterkiefers im Kindesalter (Rasse, M., 2000, S. 69).

Bei gelenknahen Frakturen, besonders mit zusätzlicher Luxation, ist es oft schwierig, das abgesprengte Fragment exakt zu reponieren, da der Zug des am Gelenkkopf ansetzenden M. pterygoideus lateralis das Fragment nach medial zieht. Nach konservativer Frakturheilung in Fehlstellung muss meist mit bleibenden Funktionseinschränkungen gerechnet werden. Mögliche Komplikationen sind Pseudarthrose, bindegewebige oder - eher seltener - knöcherne Ankylose (Becker, R. et al., 1981, S. 521).

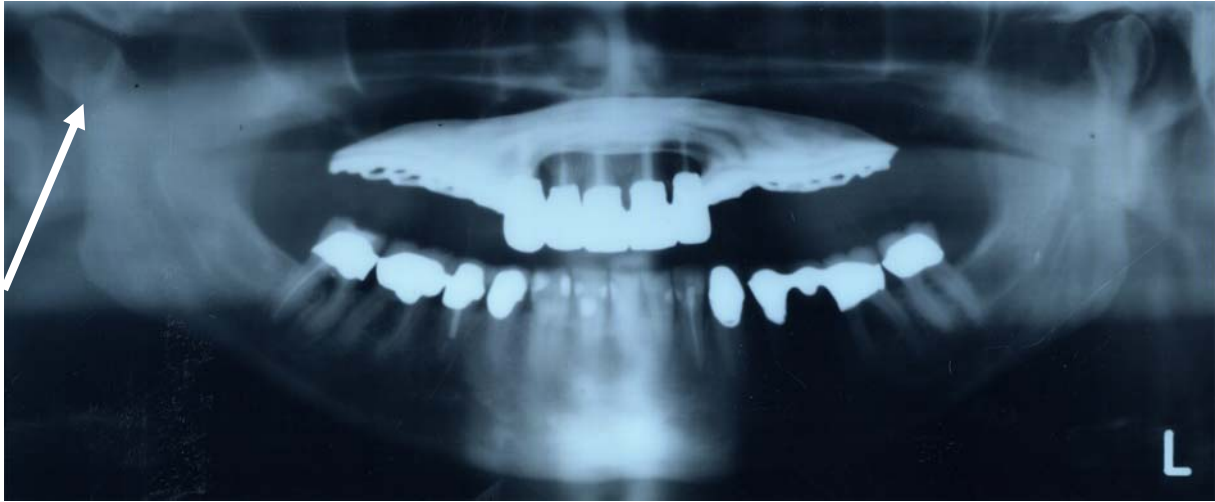
In der Klassifikation der Gelenkfortsatzfrakturen werden in der angloamerikanischen Literatur sogenannte "Condylar neck-" oder " - head fractures" beschrieben (Laskin, D. M., 1978, S. 340). Diese sind jedoch bezüglich der Einteilung nicht unbedingt mit den in der deutschsprachige Literatur verwendeten Bezeichnungen vergleichbar. Hier orientiert man sich vor allem an anatomischen Strukturen (Müller, W., 1976, S. 496; Petzel, J. R., 1980, S. 84). Es wird unterteilt in Köpfchen- und Kollumfrakturen, wobei letztere wiederum in hohe, mittlere und tiefe Kollumfrakturen eingeteilt werden.

Dabei geben Bumann, A. et al., 2000, S. 280 bei Erwachsenen eine Verteilung von 62% tiefen, 24% hohen und 14% intrakapsulären Frakturen an.

Spießl, B. et al., 1972, S. 136 beschreiben eine Einteilung, die sich hauptsächlich auf die radiologische Diagnostik stützt. Hierbei fallen die Kapitulum- bzw. diakapitulären Gelenkwalzenfrakturen nach Rasse in die Klasse VI. Die hohen Abscherfrakturen sowie die mittelhohen und hohen Gelenkfortsatzfrakturen fallen unter Klasse V bzw. III, die als hohe Kollumfrakturen mit Luxation bzw. mit Dislokation dargestellt werden.

Nach Rasse, M., 1992, S. 52 handelt es sich bei diakapitulären Frakturen regelmässig um eine sowohl intra- als auch extraartikulären Bruchlinienverlauf. Neff und Mitarbeiter (Neff, A. et al., 1999, S. 24; Neff, A. et al., 2000, S. 559) erweiterten dieses von Rasse entwickelte Schema zur Einteilung der diakapitulären Frakturen und definierten zur exakteren Beschreibung folgende Unterteilung (Abb. 6).

- Gelenkwalzenfraktur Typ A: Sagittaler Frakturverlauf an der medialen Gelenkwalze von kranio-lateral nach medio-kaudal bei meist intaktem Lig. laterale, ohne relevantem Höhenverlust, Diskusposition meist intakt.
- Gelenkwalzenfraktur Typ B: Frakturverlauf durch den lateralen Kondylenpol von antero-lateral nach dorso-lateral auf Höhe des Lig. laterale mit entsprechender Zerreissung dieses Ligamentes. Hieraus resultiert ein Vertikalverlust mit Dislokation der disko-kondylären Einheit nach antero-medial.



*Abb. 7
OPG mit diakapitulärer Fraktur der rechten Kiefergelenkwalze*

den koronaren Schichten stellt sich die Luxation der Fragmente und der daraus folgende Vertikalverlust eindrucksvoll dar. Eine 3D-Darstellung kann die räumliche Anordnung der Fragmente noch verdeutlichen. Aus verschiedenen Gründen (wie vermehrte Strahlenbelastung im Vergleich zur konventionellen Röntgendiagnostik, höhere Kosten oder auch die Tatsache, dass nur in grösseren Krankenhäusern ein Computertomogramm zur Verfügung steht) ist die CT-Diagnostik nicht obligat und sollte speziellen Fragestellungen vorbehalten bleiben, die mit der konventionelle Röntgendiagnostik nicht geklärt werden können.

Ein MRT (Abb. 8) kann die Frage nach einer Diskusdislokation und die möglicherweise daraus resultierende OP-Indikation klären (Terheyden, H. et al., 1996, S. 112).



*Abb. 8
Koronare Schichtung des
Schädel-CT bei diakapitu-
lärer Kollumfraktur
beidseits*

3.3. Literaturüberblick über die Therapiemethoden von Frakturen im Gelenkfortsatz mit Vor- und Nachteilen bzw. Langzeitschäden

Jede Frakturbehandlung hat eine Stabilisierung und Ruhigstellung im Frakturbereich zum Ziel. Je nach angewandter Methode resultiert daraus ein unterschiedlicher Grad an Immobilisation.

- **Konservative Versorgung von Gelenkfortsatzfrakturen:**

Als Notversorgung eines instabilen Unterkiefers bei Fraktur des Kieferköpfchens erlaubt die mandibulomaxilläre Fixierung des Unterkiefers bei intaktem Oberkiefer die Ruhigstellung, ohne die Fragmente exakt reponieren zu wollen (Becker, R. et al., 1981, S. 521).

Klinische Nachuntersuchungen von Patienten mit ausgeheilten, ausschliesslich konservativ behandelten Frakturen des Gelenkfortsatzes zeigen in hohem Masse funktionelle Störungen der Unterkieferbewegungen. Koeck, B. et al., 1980, S. 279 fanden bei allen 20 untersuchten Patienten mit konservativ-funktionell behandelten abgeheilten Kollumfrakturen Abweichungen von der funktionellen Norm im Pantogramm wie terminale Abweichungen der Unterkieferbewegung während der Protrusion, deutliche Verkürzung der Pro- und Mediotrusionsbahnen bei ausreichender oder auch eingeschränkter Laterotrusionsbahn. Die entsprechenden Röntgenaufnahmen der Kiefergelenke zeigen oft durch Resorptionsvorgänge entstandene Deformierungen von Anteilen des Kondylus mit entsprechenden Verkürzungen des Gelenkfortsatzes, teilweise noch dislozierte Fragmente oder gar leere Gelenkpfannen.

Posukidis, T., 1980, S. 98 fand in einer klinischen Nachuntersuchung nach konservativ versorgter Gelenkfortsatzfraktur 80% des Patientengutes beschwerdefrei, wogegen bei den restlichen 20% Gelenkknacken, Schmerzen, Mundöffnungsstörungen, Seitabweichung bei Mundöffnung, Beeinträchtigung der Kaufunktion, Mittellinienverschiebung in Schlussbiss-Stellung auftraten.

Ganz im Gegensatz dazu führt nach Petzel, J. R., 1980, S. 84 die konservative Behandlung der Gelenkfortsatzfraktur im Kindesalter meist zu guter Remodellation des Gelenkköpfchens mit erstaunlich guten funktionellen Ergebnissen. Die chirurgische Intervention in dieser Altersgruppe ist gemäss aktuellem Konsensus im Allgemeinen daher nicht indiziert und sollte auf extreme, seltene Luxationsfrakturen beschränkt bleiben.

Dagegen beschreibt Hlawitschka, M., 2003, S. 32 bei 15 konservativ versorgten Frakturen des Caput mandibulae bei Kindern bis zum 13. Lebensjahr bei adäquater Behandlung und Nachsorge allenfalls ein anatomisch befriedigendes und funktionell ausreichendes Ergebnis. Dabei zeigt sich das

Ergebnis abhängig von der Art der Fraktur. So kann bei Fraktur Typ B nicht mit einem vollständigen Remodelling und einer funktionellen Restitution gerechnet werden.

- **Operative Versorgung von Gelenkfortsatzfrakturen**

Petzel, J. R., 1980, S. 84 berichtet über in der Literatur beschriebene Stabilisierungsmöglichkeiten der tiefen Kiefergelenkfortsatzfrakturen. Diese reichen von einfacher Drahtnaht über extraorale Pinfixation, Platten- und Druckplattenosteosynthese.

Bei der Nachuntersuchung von 59 entsprechend versorgten Patienten (Timmel, R. et al., 1980, S. 79) stellten sich eine Reihe von Fehler- und Komplikationsmöglichkeiten dar: Bei 11 Patienten fand sich keine Verbesserung der Fragmentstellung, bei 3 Patienten trat nach Metallentfernung eine erneute Luxation auf. In 6 Fällen stellte sich eine ganze oder teilweise Resorption des Kieferköpfchens heraus, in 15 Fällen Gelenkknacken und Reibegeräusche. Bei weiteren 6 Patienten liess sich eine Subluxation im kontralateralen Gelenk nachweisen. Bei der subjektiven Einschätzung gaben nur 7 Patienten Gelenkschmerzen bei Funktion an, bei 2 war der M. masseter druckschmerzhaft.

Tiefe Kollumfrakturen mit und ohne Luxation versorgten Pape, H. D. et al., 1980, S. 152 mit jeweils einer Miniplattenosteosynthese (Vierloch- bzw. auf fünf Löcher gekürzte Sechsllochplatten) von intraoral. Im Rahmen der Metallentfernung bis ca. 5 Monate nach Osteosynthese zeigten die Patienten teilweise Schraubenlockerungen bzw. Plattenbruch. Die anatomische Rekonstruktion oder das funktionelle Ergebnis war nur bei wenigen Patienten unbefriedigend. Die Grenze dieser Methode liegt nach Aussagen der Autoren in der Anatomie des Zugangsweges und der visuellen Kontrolle der Fragmentreposition. Zudem ist hierfür ein Spezialinstrumentarium zur Fixierung der Miniplatten notwendig.

Eine weitere Methode ist die chirurgische Versorgung mit Zugschraubenosteosynthese. Sie gewährleistet die erforderliche Ruhigstellung bei gleichzeitig möglicher, für die Gelenkfunktion notwendiger Übungstherapie (Petzel, J. R., 1980, S. 84). Über einen subangulären Zugang wird hierfür der aufsteigende Ast bis zur Fraktur freigelegt und mithilfe eines Zielgerätes ein Bohrkanal vom Kieferwinkel bis zum Kollum gelegt. Nach Reposition wird die Zugschraube im Fragment verankert und mit einer Bundmutter am Kieferwinkel stabilisiert. Postoperativ schliesst sich eine 3-4-tägige elastische Immobilisation mit aktiven und passiven Bewegungsübungen an. Diese Technik

bedeutet nach Aussage des Autors Übungsstabilität, jedoch keine Stabilität gegen Kaubelastungen. Eckelt beschrieb diese Art der Versorgung später (Eckelt, U. et al., 1995, S. 158) als funktionsstabil.

Schön, R. et al., 2002, S. 236 stellten ein endoskopisch assistiertes Verfahren über einen submandibulären und einen transoralen Zugang vor. Unter Verwendung einer Spül-Saug-Technik wurden nach Reposition Miniplatten zur Stabilisierung eingebracht. Bei nur transoralem Zugang wurden abgewinkelte Bohrer und Schraubendreher verwendet. Im Vergleich zur herkömmlichen offenen Frakturversorgung beschreiben die Autoren bei guten funktionellen und radiologischen Ergebnissen ein deutlich geringeres Risiko für Fazialisschäden und ästhetisch akzeptablere extraorale Narben. Daher gewinnt dieses Verfahren mit entsprechenden Modifikationen zunehmend an Bedeutung.

• **Operative Versorgung von Gelenkwalzenfrakturen**

Gelenkwalzenfrakturen wurden und werden hauptsächlich der konservativen funktionellen Therapie zugeführt mit der Folge von teilweise schlechten Langzeitergebnissen. Hlawitschka, M., 2003, S. 53 beschreibt bei 40 nachuntersuchten Patienten mit 50 konservativ funktionell behandelten diakapitulären Kiefergelenkfrakturen bis zu 74% Bewegungseinschränkung des frakturierten Kondylus gegenüber der gesunden Seite. Dagegen zeigten 14 prospektiv untersuchte Erwachsene mit operativ behandelten dislozierten Frakturen des Caput mandibulae im Vergleich zur konservativ versorgten Kontrollgruppe deutlich bessere radiologische und funktionelle Ergebnisse.

Rasse, M., 1992, S. 86 entwickelte ein innovatives Osteosyntheseverfahren für Gelenkwalzenfrakturen, bei dem er den Gelenkkopf von 25 Patienten mithilfe dreier divergierend eingebrachter PDS-Pins stabilisierte. Da die Primärstabilität hierbei jedoch nicht ausreichte, war eine zusätzliche intermaxilläre Fixation notwendig. Die Arbeitsgruppe modifizierte später das Verfahren und verwendete 1 - 2 Kortikalis-Minischrauben, z.T. in Kombination mit PDS-Pins (Kermer, C. et al., 1998, S. 191).

Umstadt, H. E. et al., 2000, S. 97 verwendeten resorbierbare Platten und 2,0 mm-Schrauben. Im Rahmen der Nachuntersuchungen über fast 4 Jahre fiel bei 3 von 29 Patienten eine Fragmentdislokation nach Osteosynthese auf. Nach Aussage des Autors (Umstadt, H. E., 2003) wird die Plattenosteosynthese wegen mangelnder Stabilität nicht mehr eingesetzt. Das Schraubenverfahren wird als Zugschraubenverfahren mit Gleitlochbohrung durchgeführt.

Darüberhinaus stimmen die Autoren darin überein, dass unabhängig von der Art der operativen Methode Redon-Drainagen eingelegt, die Patienten mindestens mit einer "single-shot"-Antibiose abgedeckt und gegebenenfalls mit Antiphlogistika versorgt werden sollten.

- **Operative Zugangswege**

Der operative Zugang zum Kiefergelenk ist allgemein erschwert durch die Nachbarschaft des N. facialis, der Gl. parotis und des äusseren Gehörganges.

Als Standardzugang wurde von Bockenheimer, P., 1920, S. 1560 und Axhausen, G., 1931, S. 713 der retroaurikuläre Zugang beschrieben. Zur Darstellung des Kieferköpfchens wird von den vielen Autoren der direkte, von Wassmund, M., 1934, S. 27 vorgeschlagene präaurikuläre, diaartikuläre Zugang bevorzugt (Petzel, J. R., 1980, S. 84). Handelt es sich dagegen um eine tiefe Kollumfraktur, kann die Fraktur auch über einen intraoralen Zugang mit einem entlang des aufsteigenden Astes geführten Schnitt versorgt werden (Pape, H. D. et al., 1980, S. 152). Weitere Möglichkeiten stellen der sub-/anguläre (Petzel, J. R., 1980, S. 84), der retromandibuläre oder der transbukkkale Zugang dar.

4. Problemstellung und Hypothese

An der Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie der Technischen Universität München, Klinikum rechts der Isar, wurde 1993 nach Vorstellung der Osteosynthese diakapitulärer Frakturen mit PDS-Pins durch Rasse, M., 1992, S. 57 , begonnen entsprechende Frakturen ebenfalls mit dem Pin-Verfahren zu versorgen. Frühzeitig zeigte sich die geringe Primärstabilität der PDS-Pins, sodass eine Modifikation des Verfahrens notwendig wurde. Daher wurden verschiedene, in der Traumatologie der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie bereits eingesetzte Osteosynthesysteme verwendet.

Im Rahmen von klinischen Nachuntersuchungen konservativ behandelter hoher und intraartikulärer Gelenkfortsatzfrakturen am Unterkiefer waren häufig nur sehr unbefriedigende Langzeitergebnisse zu gewinnen (Türp, J. C. et al., 1996, S. 46; Kolk, A. et al., 1997, S. 471; Bernhardt, O. et al., 1998, S. 539; Hlawitschka, M. et al., 2002, S. 241; Hlawitschka, M., 2003, S. 41), während erste Langzeitergebnisse nach operativer Versorgung viel versprechend ausfielen (Rasse, M., 1992, S. 58; Rasse, M., 1993, S. 413; Rasse, M., 2000, S. 69; Neff, A. et al., 1998, S. S 239; Neff, A. et al., 1999, S. 24; Neff, A. et al., 2000, S. 111).

Für der Verwendung der verschiedenen, hierbei eingesetzten Osteosynthesematerialien im Bereich des Kiefergelenkkopfes liegen keine Untersuchungen bezüglich Belastbarkeit und Stabilität vor.

Zur weiteren Etablierung dieser operativen Behandlungsmethode stellt sich daher die Frage, welches der verwendeten Osteosyntheseverfahren das stabilste Ergebnis und somit einen Beitrag zur zu fordernden Standardversorgung als Pendant zur Allgemeinchirurgie liefern kann.

In der vorliegenden Arbeit soll am Beispiel der Fraktur der Kiefergelenkwalze mit Beteiligung des lateralen Kondylenpols (Typ B nach Neff, A. et al., 1999, S. 24) die Belastbarkeit und Stabilität getestet werden. Dafür fanden verschiedene Schraubenosteosynthesen bzw. Pins Anwendung, die in divergierender Richtung durch die Fraktur in den Gelenkkopf eingebracht wurden.

Dabei sollte folgende Hypothese untersucht werden:

"Bei der osteosynthetischen Versorgung von diakapitulären Kiefergelenkfrakturen Typ B am Modellkiefer ergibt sich eine absteigende Stabilität bei Verwendung von jeweils 3 divergierend eingebrachten

- Titan-Knochen- und Kleinfragmentschrauben (1,7 x 15 mm)
- Kortikalisschrauben (2,0 x 15 mm)
- resorbierbaren Kortikalisschrauben (2,0 x 15 mm)
- Titan-Kleinfragmentschrauben (1,2 x 13 mm)
- PDS-Pins (1,0 mm Durchmesser)"

5. Material und Methode

5.1 Sawbones®-Unterkiefer

Für die Versuchsreihen wurden Polyurethanmodelle der unbezahnten Mandibula (Typ 1337, Sawbones Europe AB, Krossverksgatan 3, S-21616 Malmö, Schweden) verwendet (Abb. 9). Diese Modelle bestehen aus porösem PU-Kunststoff (solid foam). Das Material entspricht laut Hersteller ASTM F-1839, einer Standardbeschreibung für feste Polyurethanschäume zur Verwendung als Testmaterial u.a. in der Orthopädie (Rozema, F. R. et al., 1992, S. 373). Die Anatomie dieser Unterkiefer entspricht in etwa den realen Verhältnissen (vgl. Kap. 3): So liegt der Kieferwinkel in einem Bereich von 110 - 130°, der Interkondylarwinkel liegt bei 120 °, die Kondylenform stellt mit der



konvexen Form die von Bumann, A. et al., 2000, S. 280 beschriebene häufigste Variante dar.

Nach Rücksprache mit dem Institut für Biometrie und Epidemiologie der LMU München (Univ.-Prof. Dr. Überla) wurden je Osteosyntheseverfahren 6 Modelle getestet.

Abb. 9
Sawbones®-Unterkiefer (Typ 1337)

5.2 Osteosynthesematerialien

An Osteosynthesematerial wurden 3 verschiedene in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie eingesetzte Schraubensysteme und ursprünglich in der Handchirurgie verwendete Kleinfragmentschraubensysteme sowie PDS-Pins getestet. (Abb. 10)

Abb. 10
Verwendetes Osteosynthesematerial im Vergleich: v. l. n. r.:
LactoSorb®-Schraube 2,0x15 mm,
Mini-Kortikalisschraube 2,0x15 mm,
Titan-Kleinfragmentschraube 1,7x15 mm,
Titan-Kleinfragmentschraube 1,2x13 mm und PDS-Pin Ø 1,0 mm



LactoSorb[®]-Schrauben sind resorbierbare Kortikalisschrauben (Abb. 11) (Walter Lorenz[®], Jacksonville, Florida, USA) aus 82% Poly-L-Lactid und 18% Polyglycolat. Bei einem Schraubendurchmesser von 2,0 mm und einer Länge von 15 mm wird mit 1,7 mm Durchmesser vorgebohrt und mit 2,0 mm ein Gewinde vorgeschnitten. Die Gewindesteigung der Schraube selbst liegt bei 0,4. Der Schraubenkopf besitzt einen Durchmesser von 2,4 mm und eine Kopfhöhe von 2,5 mm.



von 15 mm wird mit 1,7 mm Durchmesser vorgebohrt und mit 2,0 mm ein Gewinde vorgeschnitten. Die Gewindesteigung der Schraube selbst liegt bei 0,4. Der Schraubenkopf besitzt einen Durchmesser von 2,4 mm und eine Kopfhöhe von 2,5 mm.

Abb. 11
LactoSorb[®]-Schraube mit Instrumentarium für diese resorbierbare Kortikalisschraube (2,0 x 15 mm)

Kortikalisschrauben Würzburg[®] (Abb. 12) (Styker-Leibinger[®], Freiburg, Deutschland) sind selbstschneidende Titanschrauben. Bei einem Schraubendurchmesser von 2,0 mm und einer Länge von 15 mm wird mit 1,5 mm Durchmesser vorgebohrt. Die Gewindesteigung der Schraube selbst liegt bei 0,5. Der Schraubenkopf misst 2,3 mm (Durchmesser) x 1,0 mm (Höhe)



Abb. 12
Mini-Kortikalisschrauben (2,0x15 mm) mit Instrumentarium

Schrauben des Profyle Modular Hand- und Kleinfragmentsystems[®] (Abb. 13) (Stryker-Leibinger[®], Freiburg, Deutschland) sind selbstschneidende Titanschrauben. Bei einem Schraubendurchmesser von 1,7 mm und einer Länge von 15 mm wird mit 1,4 mm Durchmesser vorgebohrt. Die Gewindesteigung der Schraube selbst liegt bei 0,6, der Schraubenkopfdurchmesser bei 2,0 mm,



seine Höhe bei 0,3 mm. Sie wird ursprünglich im Bereich der Handchirurgie verwendet und weist gute Retentionswerte in Spongiosa und Kortikalis auf.

*Abb. 13
Titan-Kleinfragmentschraube (1,7x15 mm) mit Instrumentarium*

Als weiteres Kleinfragmentschraubensystem wurden Schrauben mit einem Durchmesser von 1,2 mm und einer Länge von 13 mm des Profyle Modular Hand- und Kleinfragmentsystems[®] (Abb. 14) (Styker-Leibinger[®], Freiburg, Deutschland) verwendet. Dies sind selbstschneidende Titanschrauben, die mit 1,0 mm Durchmesser vorgebohrt werden. Die Gewindesteigung der Schraube selbst liegt bei 0,6.



*Abb. 14
Titan-Kleinfragmentschraube (1,2x13 mm) mit Instrumentarium*



Ethipins[®] (Abb. 15) (Ethicon[®], Norderstedt, Deutschland) sind 1,0 mm dicke Stäbe aus Poly-p-Dioxanon. Nach Vorbohrung mit 1,0 mm Dicke werden sie mit dem mitgelieferten Instrumentarium in die Bohrlöcher eingeschoben und individuell in der notwendigen Länge abgeschnitten.

*Abb. 15
PDS-Pins (Ø 1,0 mm) mit Instrumentarium*

5.3 Biomechanischer Sonderprüfstand

Bisherige biomechanische Untersuchungen an Versuchsständen wurden unter Simulation von einzelnen Muskelzügen mithilfe von Spannungsoptik (Rozema, F. R. et al., 1992, S. 373), Dehnungsmessstreifen (Meyer, C. et al., 2000, S. 278) oder auch mit Robotertechnik (Wang, L. et al., 1998, S. 593) durchgeführt.

Im Rahmen des Sonderforschungsbereiches (SFB) 438 der Deutschen Forschungsgemeinschaft beschäftigt sich das Teilprojekt B an der Technischen Universität München mit adaptiven Materialien in der Medizin. Hier werden neben Knochen auch Formgedächtnismaterialien (shape memory alloys) untersucht, um diese künftig vermehrt in der Implantologie oder zur Distraction zum Einsatz kommen zu lassen. Als Osteosynthesematerial könnten sie eine Alternative zu den bisher verwendeten Titan- und Stahllegierungen (Duerig, T. W. et al., 1996, S. 569), vor allem in operativ schwierig zu versorgenden Regionen der Mandibula wie bei Gelenkfortsatzfrakturen oder bei Defektrekonstruktionen darstellen.

Zur Überprüfung der mathematischen Simulation wurde daher ein neuartiger biomechanischer Prüfstand entwickelt („Mandibulator“). Eine detailliertere Darstellung des Versuchsstandes findet sich z.B. bei Schieferstein, H., 2003 ; Neff, A. et al., 2003, S. 183; Neff, A. et al., 2000, S. 179; Neff, A. et al., 2000, S. 893; Schieferstein, H. et al., 2000, S. 274.

Übereinstimmend mit der Mehrzahl der in der Literatur vorgestellten Modelle wird die Mundbodenmuskulatur, die beim Beissen und Schliessen grösstenteils inaktiv ist (Koolstra, J. H. et al., 1988, S. 563; Ottenhoff, F. A. et al., 1992, S. 933) bisher vernachlässigt. An vereinfachten Muskelansatzpunkten werden die grundlegenden Kräfte eingebracht. Dabei werden jedoch nicht einzelne Muskelgruppen mit ihrer Kraft simuliert, sondern die Dentition wird mit resultierenden Kräften belastet. Die Kinematik der künstlichen Gelenke kann physiologischen oder pathologischen Verhältnissen angepasst werden. Es sind dreidimensionale Kraftsensoren im Bereich der künstlichen Gelenkpfanne eingebaut, die erstmals die piezoelektrische Messung der im Bereich der Kiefergelenke übertragenen Kraft erlauben, die während der 3-dimensionalen Bewegung und auch in exzentrischer Gelenkposition entstehen (Neff, A. et al., 2003, S. 183). Nach Verbesserung der vorliegenden Aussteuerung werden zukünftig auch dynamische Kauzyklen simuliert werden können.

Zur Testung wurden die vorbereiteten Unterkiefermodelle in den Spezialprüfstand eingesetzt (Abb. 16).



*Abb. 16
Versuchstand mit hydraulischen Antrieben und Bewegungserfassungssystem*

Die Mm. temporales und masseteres bzw. pterygoidei mediales wirken als Mundschliesser und haben eine ähnliche Richtung in ihrem Kraftvektor. Daher werden sie auf einen Muskelzug reduziert. Dieser wird im vereinfachten Modell durch ein Nylonseil (LIROS Regatta 2000, 3 mm, Bruchlast 500 daN, Rosenberger Tauwerk GmbH, D-95192 Lichtenberg) simuliert, das sich um den Unterkieferast nahe dem Kieferwinkel schlingt, nach kranial zieht und den Unterkiefer so in den Gelenkgruben hält. Dabei sind linker und rechter Zug über Rollen miteinander verbunden, um dem Objekt ein Auspendeln zu ermöglichen und Zwangskräfte zu vermeiden. Die Kondylen sitzen in nachempfundenen Gelenkgruben, die in allen Richtungen stufenlos verstellbar sind (Abb. 17). Der Aufbau bietet die Möglichkeit der Rotation um die Transversalachse (d), laterale Verschiebung (e), Rotation um die Sagittalachse (f). Darüberhinaus sind die Interkondylardistanz (a), Interkondylarwinkel in

der Horizontalebene (b) und in der Frontalebene (c) individuell einstellbar. Um eine Dislokation aus den künstlichen Pfannen zu vermeiden, wurden diese jeweils medial und lateral mit handelsüblichem Heisskleber limitiert. Oberhalb der Gelenkgruben befinden sich beidseits piezoelektrische Sensoren (3-Komponenten-Kraftmess-Sensoren 9347 B und Verstärker 5017 B 1610, Kistler®, Winterthur, Schweiz), die die Aufzeichnung der Gelenkkkräfte ermöglichen.

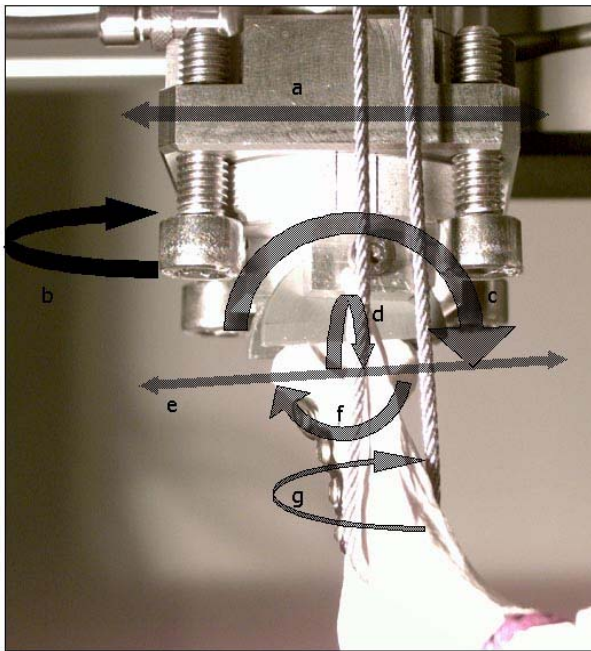


Abb. 17
 "Kiefergelenk" im Versuchstand mit 3D-
 piezoelektrischer Kraftmessdose
 (Kistler®)

Nach individueller Einstellung (s.o.) ist dem Unterkiefer bei Versuchsbeginn die Rotation in der Transversalen (d) und eine laterale Verschiebung (e) um wenige Millimeter erlaubt. Eine Rotation um die Sagittale ist nur in eingeschränktem Masse möglich. Eine Verschiebung nach anterior entsprechend einer Protrusionsbewegung bzw. die Bewegung auf einer der Kondylenbahn entsprechenden Ebene ist nicht möglich.

Die Einleitung von definierten Kräften auf den Unterkiefer im Bereich der Zähne oder des Alveolarkamms entsprechend den Beisskräften ist ebenfalls individuell einstellbar und erfolgt über Nylonseile und reibungsarme Umlenkrollen durch hydraulische Zylinder. Somit können computergesteuert statische oder dynamische Lasten aufgebracht werden.

Zur Aufzeichnung der Verschiebung der Frakturspalten wurde hier erstmals ein berührungsfreies Verfahren ohne Verwendung von Spannungsoptik (Rozema, F. R. et al., 1992, S. 373) oder Dehnungsmessstreifen (Meyer, C. et al., 2000, S. 278) benutzt: Es wurden Fotosequenzen mit zwei lichtstarken Digital Video-Camera Recordern (Sony DCR-TRV 900 C) mit einer Auflösung von 640 x 480 Pixel pro Bild aufgezeichnet. Mithilfe des zugehörigen Diskettenadapters wurden die Fotos auf 3,5 Zoll Disketten (1,44 MB, MS-Dos-Format) im JPEG-Format aufgezeichnet. Die Bildaufzeichnung mit ca. 150 kB/Bild wird vom

Hersteller als superfine definiert. Hierbei wurden die Bilder auf 1/4 komprimiert.

Die gespeicherten Bilddateien wurden ins Programm SIMI MOTION 3D 6.0 (Simi Reality Motion Systems GmbH, D-85705 Unterschleissheim) transferiert. Dieses Bewegungserfassungssystem kann aus den Bilddaten einer Kamera nach entsprechender Kalibrierung eine zweidimensionale Analyse erstellen.

Ergänzend hierzu kann auch mit Hilfe einer Rechenaktion aus den Daten von nur einer Kamera auf die 2-Dimensionalität hochgerechnet werden. Lourakis M.I.A. et al., 1999, S. 3 stellten dies ausführlich dar. Anhand der Kalibrierung (Aufnahme eines Objektes bekannter Geometrie aus den festen Kamerapositionen) wird das Koordinatensystem definiert. Als Marker genügen, abhängig vom Untergrund, mit Folienschreiber aufgebrachte Punkte.

Die Aufbereitung der Messdaten erfolgte in dem Programm MS Excel 97. Hier wurden auch Mittelwerte und Standardabweichungen aus den 5 Osteosyntheseformen mit jeweils 6 Versuchswiederholungen für jede der 5 Belastungsstufen berechnet und graphisch dargestellt.

Die statistische Auswertung erfolgte mit StatView Version 5.0.1 (SAS Institute Inc.). Hier wurden entsprechend der Empfehlung des Institut für Biometrie und Epidemiologie der LMU München (Univ.-Prof. Dr. Überla) zur Bestätigung oder Ablehnung der Hypothese der Mann-Whitney-U-Test und der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt.

5.4 Osteotomie und Osteosynthese

Für die reproduzierbare Versorgung wurde jeweils am rechten Kondylus der Sawbones-Mandibulae zunächst mithilfe einer Bohrschablone mit Metallröhren



mit Durchmesser 2 mm (Abb. 18) zum Führen des Bohrers Vorbohrungen von kaudal nach kranial in divergierender Richtung gesetzt. Diese entsprachen einer klinisch relevanten Versorgung bei Frakturtyp B (vgl. Abb. 6).

*Abb. 18
Bohrschablone zum Vorbohren der späteren
Osteosynthese*

Im nächsten Schritt wurde die Fraktur gesetzt. Dafür wurden die Unterkiefer nach vorheriger Kennzeichnung am Kondylus mit einer Handsäge im Bereich der Gelenkwalze entsprechend einer Fraktur Typ B geteilt.

Anschliessend wurden die Fragmente exakt reponiert und die Osteosynthesen über die entsprechenden Vorbohrungen eingebracht (Abb. 19).

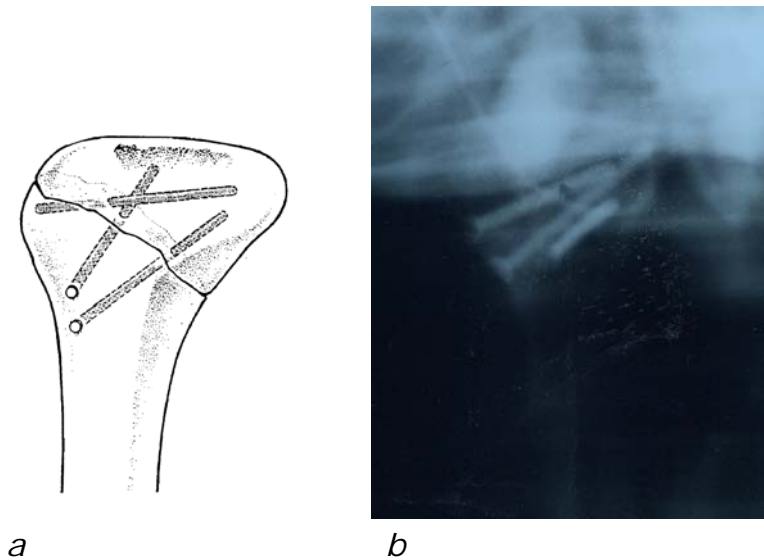


Abb. 19
 a. Schema der divergierenden Bohrungen für die Schraubenosteosynthese Rasse, M., 1992, S. 86
 b. Röntgenbild einer mit Schraubenosteosynthese versorgten diakapitulären Kiefergelenkfraktur

Nun wurden mit Hilfe eines vorgefertigten Stempels jeweils 4 Messpunkte (Durchmesser ca. 0,4 mm) in definiertem Abstand zueinander in der Fovea pterygoidea (4 x 8 mm) am Gelenkkopf so aufgebracht, dass jeweils zwei Punkte medial und lateral des Frakturspaltes lagen (Abb. 20).

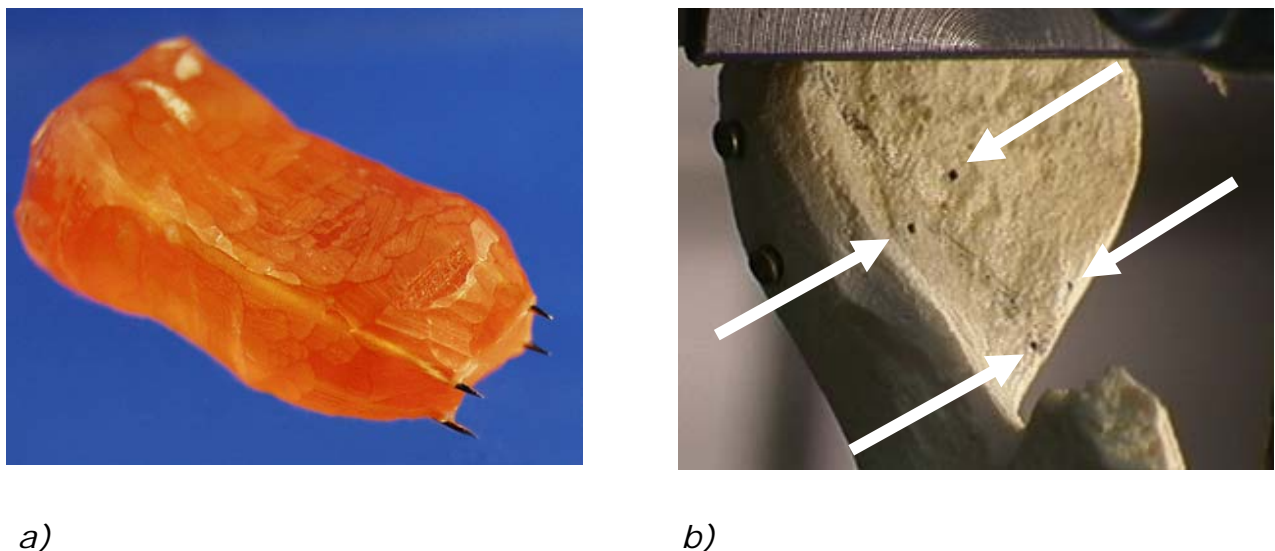


Abb. 20
 a) Stempel zum Aufbringen der definierten Messpunkte mit den Abständen 4x8 mm
 b) Fovea pterygoidea des Kiefergelenkköpfchens mit Messpunkten

Die standardisiert vorbereiteten Kiefer wurden anschliessend in den Versuchsstand (s.o.) eingesetzt. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Unterkiefer jeweils in zentrischer Kondylenposition und spannungsfrei in den Gelenkgruben lagen.

5.5. Kaukräfte

Wie durch mehrere Autoren bereits beschrieben lässt sich aus den physiologischen Querschnitten der Mm. temporalis, masseter und pterygoideus medialis beider Seiten eine theoretisch mögliche vertikale Kaukraft von über 1500 N errechnen. Die physiologisch mögliche Kaukraft ist deutlich geringer, da u.a. die sensible Innervation des Zahnhalteapparates eine Steigerung der Kaukraft über einen bestimmten Grenzwert reflektorisch verhindert. Die physiologisch notwendige Kaukraft ist u.a. abhängig von Art und Einspeichelungsgrad der Nahrung. In der Literatur werden die Beträge der Kaukräfte sehr unterschiedlich bewertet. Nach Frick, H. et al., 1980, S. 10 beträgt sie insgesamt nur 20 - 35 N. Staubesand gibt als in vivo gemessenen Quetschdruck zwischen Molaren bis 72 kg, im Schneidezahnbereich unter 20 kg an.

Eine Zusammenfassung der ermittelten Bisskräfte in der Literatur stellen Tabelle 1 und 2 dar.

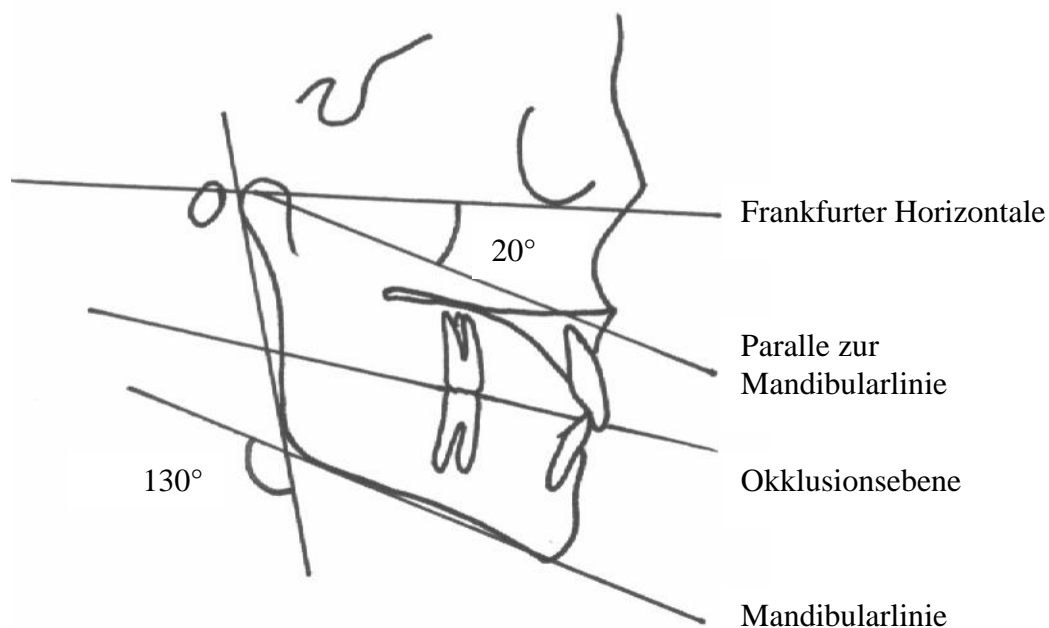


Abb. 21
Schematische Darstellung eines Fernröntgen-Seitlich-Bildes (FRS).

5.6. Simulation verschiedener Beiss-Situationen und Lasteinleitung

Die Unterkiefer sollten in drei verschiedenen Mundöffnungspositionen (0, 20 und 35 mm Schneidekantendistanz) getestet werden. Da es sich bei den Modellen um zahnlose Unterkiefer handelte und im Versuchsaufbau keine Gegenbezahnung zur Bestimmung der Schneidekantendistanz vorhanden war, erfolgte die Orientierung des Modells im Versuchstand anhand der Mandibularlinie.

Anhand eines durchschnittlichen schematischen FRS (Fernröntgen seitlich) (Abb. 21) wurde festgelegt, dass die Mandibularlinie bei einem Kieferwinkel von ca. 130° und habitueller Okklusion mit etwa 18° - 20° zur FH liegt.

Autor	Front-/ Eckzähne	Prämolaren	Molaren	Bemerkung
Rahn, B. et al., 1975, S. 37	28,4 kp +/- 25,8 kp	41,5 kp +/- 18,0 kp	65,0 kp +/- 25,8 kp	piezoelektr. Messelement
Hart, R. T. et al., 1992, S. 261	100 N	100 N		
Koolstra, J. H. et al., 1992, S. 175		250 N		piezoelektr. Messelement (Kistler Messdose)
Pruim, G. J. et al., 1980, S. 755		633 N	965 N	Dehnungsmess-Streifen
Helkimo, M., 1974, S. 165	190 N+/- 79 N 115 N+/- 49 N		471 N+/- 139 N 246 N+/-246 N	Zubeissen Kauen
Kikuchi, M. et al., 1997, S. 1316	80 N	40 N	120 N	Messung mit Prothese
Paphangkorakit, J. et al., 1997, S. 561	233 N+/- 65 N			Dehnungsmess-Streifen
Koolstra, J. H. et al., 1988, S. 563	743N	839 N	913N	Mathematisches Modell
Schreiber, S., 1957, S. 127	15 kg	24 kg	18 kg	
Korioth, T. W. et al., 1997, S. 631	29 N			Keine Maximalkräfte
Michael, C. G. et al., 1990, S. 549		16 kg 74 kg		Messung mit Prothese Natürliche Zähne
Hagberg, C., 1986, S. 567			395 N+/- 93 N	
Bakke, M. et al., 1990, S. 149			357 N+/- 64 N 476 N+/- 87 N 572 N +/- 72 N 433 N /531 N +/- 75/98 N 470 N/ 611 N +/- 126/131N 409 N /538 N +/- 129/97 N 374 N +/- 138 N	5 - 10 J 11 -20 J 21 - 30 J 31 - 40 J (Frauen/Männer) 41 - 50 J (Frauen/Männer) 51 - 60 J (Frauen/Männer) 61 - 70 J
Osborn, J. W. et al., 1985, S. 599	70 kg		105 kg	Computermodell
Waltimo, A. et al., 1993, S. 171	243 N/187 N +/- 50/87 N		597 N/847 N +/- 94/131 N	Frauen / Männer
Gay, T. et al., 1994, S. 111	40 kg 30 kg			bei 15 mm Öffnung bei 30 mm Öffnung

*Tabelle 1
Aufstellung der in der Literatur ermittelten maximalen Bisskräfte bei
Normokklusion*

Autor	Kaukräfte	Versuchsmaterial	Bemerkung
Neill, D. J. et al., 1989, S. 218	98 kg 103 kg 116 kg 99 kg 88 kg	Fleisch Karotten Nuss Kuchen Kaugummi	aus EMG errechnet
Lundgren, D. et al., 1986, S. 191	109 N+/- 64 N 89 N+/- 36 N	Erdnüsse Roast Beef	

*Tabelle 2
Aufstellung der in der Literatur ermittelten Kaukräfte*

Die Grundebene des Versuchstandes wird als Parallele zur Frankfurter Horizontalen definiert. Nach zusätzlicher Bestimmung der Winkelgrade des Unterkieferrandes bei entsprechender Mundöffnung an einem Schädelmodell ergibt sich das in Tab. 3 aufgeführte Schema für die Positionierung des Modellkiefers im Versuchstand.

Schneidekantendistanz	0 mm	20 mm	35 mm
Winkel der Mandibularlinie zur Grundebene des Versuchstandes	20 °	24 °	30 °

*Tabelle 3
Schema für die Positionierung des Modells im Versuchstand bei verschiedenen Mundöffnungssituationen*

Jeweils 6 Kiefer wurden mit einer Osteosyntheseart wie oben beschrieben vorbereitet. Dann wurden in jeder der folgenden Kieferpositionen 0, 50, 100, 150, 200 N senkrecht zur gedachten Okklusionsebene inzisal, Regio 36 und Regio 46 mittels Seilzug eingebracht (Abb. 22) Die maximal eingebrachte Last von 200 N entspricht zwar nicht den in der Literatur beschriebenen Maximalkräften. Doch ist sie entsprechend Tab. 2 und 3 (Kap. 5.3) durchaus als eine physiologisch auftretende Kraft einzustufen. Ein Überschreiten des Wertes führte zur Zerstörung des Polyurethan-Modells und stellte somit keine realistische Belastungssituation der Osteosynthese dar.

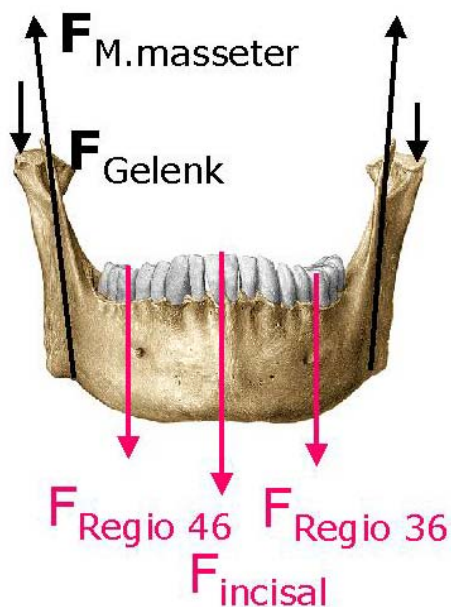


Abb. 22
Krafteinleitung am Unterkiefer im Versuchstand

In den folgenden Kieferpositionen wurden die Modelle mit o.g. Lasten getestet.

- Die Kieferposition 0 mm SKD entspricht der Schlussbissposition, bei Belastung Pressen oder frontalem Abbeißen. Dabei befinden sich die Kondylen in zentrischer Position.
- Die Kieferposition 20 mm SKD imitiert ein Abbeißen in Rotationsstellung der Kondylen. Während sich die Kondylen noch in zentrierter Position befinden vollzieht der Unterkiefer eine leichte Öffnungsbewegung.
- Eine Position in 35 mm SKD in bilateral zentrierter Kondylenposition, simuliert die Situation wie sie bei Mundöffnungsübungen auftritt oder ein Abbeißen eines grossen Bolus in Protrusionsstellung, beispielsweise von einem Apfel. Die Kondylen befinden sich in einer anterioren kaudalen Stellung.
- Zusätzlich wurden bei 35 mm SKD exzentrische Kondylenpositionen ipsi- und kontralateral zur Fraktur getestet. Dabei wurde für die ipsilaterale Testung bei rechtsseitiger Fraktur der rechte Kondylus, in der nachfolgenden Versuchsreihe für die kontralaterale Testung der linke Kondylus über die Gelenkgrube im Versuchstand 10 mm nach ventral und 10 mm nach kaudal versetzt. Dies entspricht dann einer ipsilateral exzentrischen bzw. kontralateral exzentrischen Kondylenbelastung beim Kauen.

5.7. Reproduzierbarkeit

Zur Dokumentation der Reproduzierbarkeit der Tests wurde zu Beginn der Versuchsreihen ein Kiefer 10 mal in allen oben genannten Situationen getestet. Die Ergebnisse wurden unter Ermittlung von Mittelwert und Standardabweichung ausgewertet.

6. Ergebnisse

Vorbemerkung: Bei der Betrachtung der folgenden Diagramme ist zu berücksichtigen, dass trotz durchgezogener Kurven nur die Spaltverschiebungen bei Einzellasten (50, 100, 150 und 200N) gemessen wurden und es sich nicht um eine kontinuierliche Messung handelt. Für eine bessere Anschaulichkeit wurden die Messwerte jedoch in der vorliegenden Art und Weise dargestellt.

Gleichzeitig sind bei den unterschiedlichen Kurvenformen auch die unterschiedlichen Skalierungen der Y-Achse zu berücksichtigen. Somit ergibt sich aufgrund der Mess- und Aufzeichnungsschwankungen bei kleinerer Skalierung auch eher eine wellenförmige Kurve als bei größerer Skalierung.

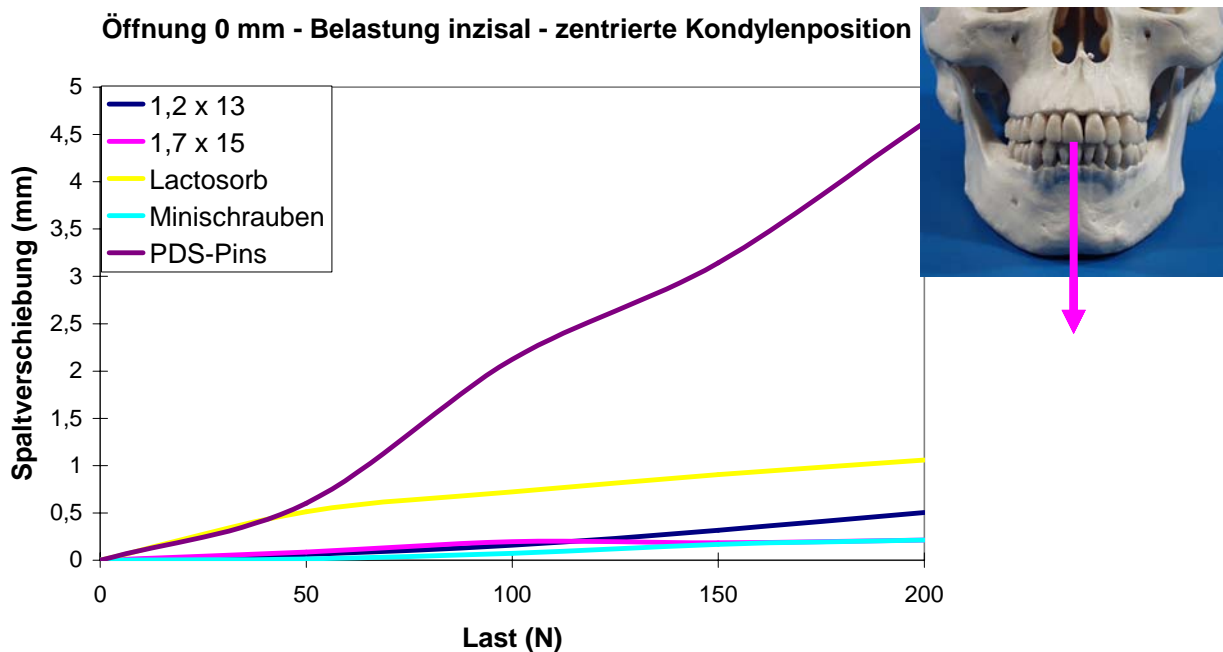


Abb. 23

Spaltverschiebungen bei Frakturversorgung mit 5 Osteosynthesetypen, inzisaler Belastung und zentrierter Kondylenposition in Schlussbiss-Stellung

Abb. 24

Abscherung des Fragmentes bei 200 N Last inzisal zur Fraktur nach Osteosynthese mit 3 PDS-Pins



Bei der Versorgung mit PDS-Pins traten bereits bei relativ niedrigen Belastungen deutliche Spaltverschiebungen ein. Bis ca. 50 N ist die Stabilität bei Versorgung mit PDS-Pins noch vergleichbar mit den Schraubenversorgungen, insbesondere mit Lactosorb-Schrauben.

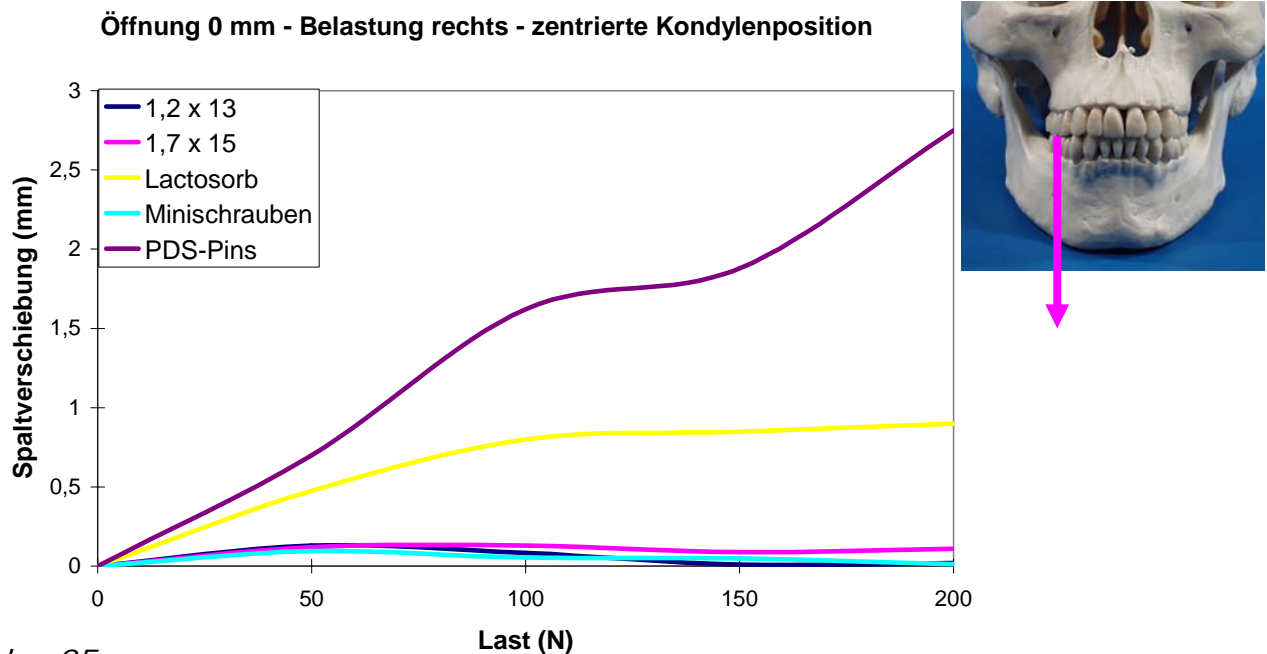


Abb. 25 Spaltverschiebungen bei Frakturversorgung mit 5 Osteosynthesetypen, ipsilateraler Belastung und zentrierter Kondylenposition in Schlussbiss-Stellung.

Die Lasteinleitung inzisal führte bei den PDS-Pins bereits bei 100 N zu erheblicher Fragmentdislokation um 2,12 mm, bei 200 N um 4,63 mm (Abb. 23).

Im höheren Lastbereich, insbesondere bei Lasteinleitung inzisal im Molarenbereich kam es zu einer Abscherungen des Fragments (Abb. 24). Bei Lasteinleitung ipsilateral führt dies auch bereits bei 100 N zu einer deutlichen Spaltbildung von 1,62 mm, bei 200 N von 2,75 mm (Abb. 25). Dies entspricht dem frühzeitigen Versagen der Osteosynthese.

Zur klareren Darstellung der Unterschiede zwischen den Schraubenversorgungen wird in den weiteren Diagrammen auf die Darstellung der deutlich grösseren Spaltverschiebungen bei PDS-Pins verzichtet.

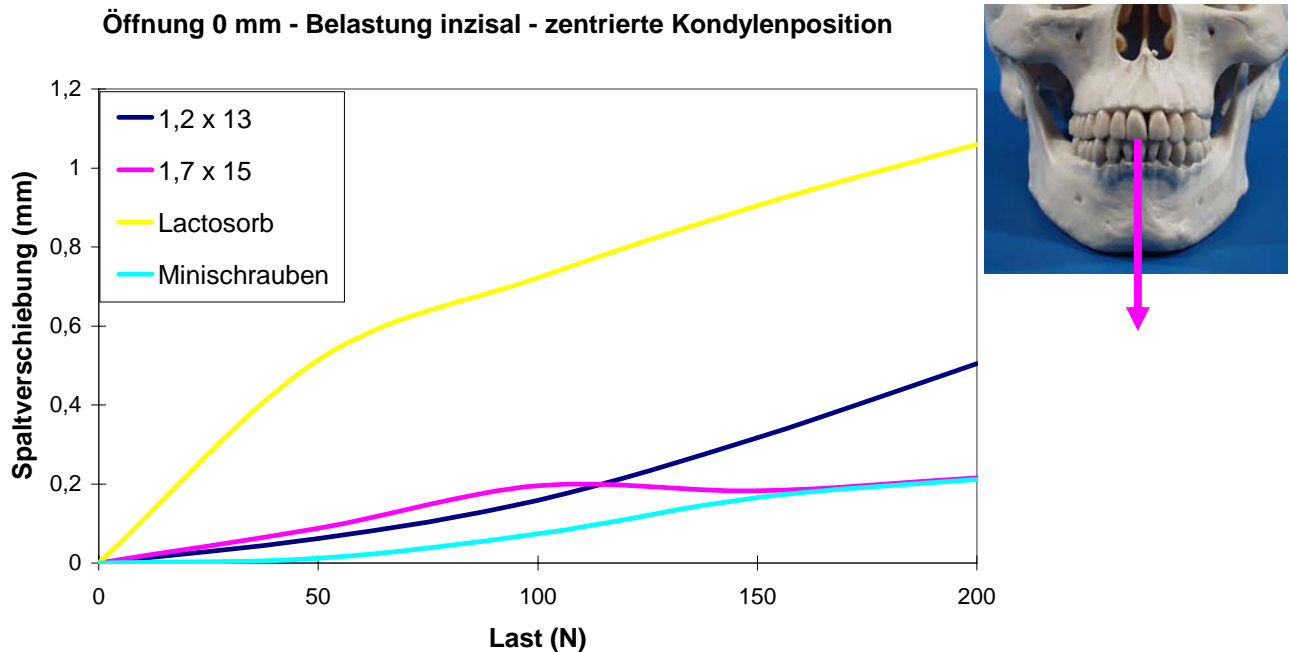


Abb. 26

Spaltverschiebungen bei Frakturversorgung mit 4 Schraubentypen (ohne PDS-Pins), inzisaler Belastung und zentrierter Kondylenposition in Schlussbiss-Stellung

Lässt man die PDS-Pin-Versorgung ausser Betracht treten bei den durchgeführten Versuchen unter inzisaler Belastung in zentrierter Gelenkposition die grössten Spaltverschiebungen auf (Abb. 26). Auch bei ipsilateraler Lasteinleitung wirkten bei den Modellen grosse Kräfte auf den osteosynthetisch versorgten Frakturspalt. Dabei wiederum waren die resorbierbaren Schrauben die instabilste Versorgung.

So ergab sich bei inzisaler Lasteinleitung von 200 N bei einer Mundöffnung von 0 mm ein Gapping von 1,06 mm für die Lactosorb-Schrauben (Abb. 26), bei ipsilateraler (rechtsseitiger) Belastung entwickelte sich bei Maximallast ein Spalt von 0,9 mm.

Deutlich erkennbar ist, dass bei 1,7 mm und 2,0 mm Titanschrauben die geringsten Spaltverschiebungen mit beispielsweise 0,21 mm bzw. 0,22 mm bei 200 N Lasteinleitung auftreten.

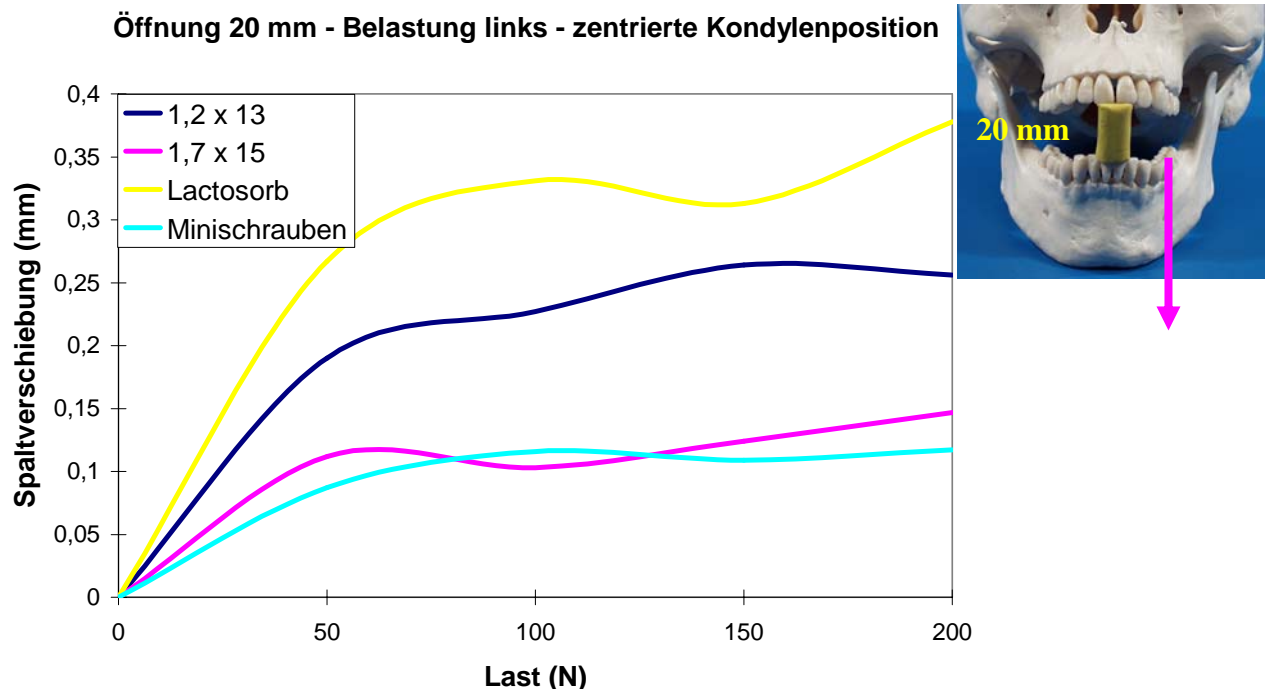


Abb. 27

Spaltverschiebungen bei Frakturversorgung mit 4 Schraubentypen, kontralateraler Belastung und zentrierter Kondylenposition bei 20 mm SKD

Unter einer Lasteinleitung von 150 N linksseitig (Abb. 27) bei 20 mm Mundöffnung, was einer Bolusbelastung beim Zubeissen im Molarenbereich links entspricht, (vgl. Tab. 1 und 2) traten bei 2,0 mm und 1,7 mm Titanschrauben Spaltverschiebungen von 109 µm bzw. 124 µm auf. Bei den dünneren 1,2 mm Titanschrauben ergaben sich in gleicher Situation 264 µm. Die resorbierbaren 2,0 mm Schrauben zeigten auch hier mit 330 µm die grösste Klaffung im Frakturspalt.

Insgesamt konnte anhand der statistischen Auswertung entsprechend der Empfehlung des Instituts für Biometrie und Epidemiologie der LMU München (Univ.-Prof. Dr. Überla) mittels Mann-Whitney-U-Test bzw. Kruskal-Wallis-Test bestätigt werden, dass es sich bei 2,0 mm Lactosorb-Schrauben um die instabilere Versorgung handelt. Im Vergleich zu den anderen Schraubenversorgungen bestand hier ein signifikanter Unterschied bei einem Signifikanzniveau von 0,05. Dies wurde auch bei den Standardabweichungen, wie sie abhängig von den einzelnen Belastungsstufen in Tabelle 4 aufgeführt sind, deutlich.

Schraubentypen		0 N	50 N	100 N	150 N	200N
1,2 x 13 mm	MW (mm)	0,00	0,14	0,16	0,19	0,19
	SD +	0,00	0,03	0,03	0,03	0,06
	SD -	0,00	0,02	0,05	0,03	0,05
1,7 x 15 mm	MW (mm)	0,00	0,08	0,06	0,10	0,09
	SD +	0,00	0,01	0,03	0,03	0,04
	SD -	0,00	0,03	0,02	0,02	0,05
Lactosorb	MW (mm)	0,00	0,25	0,47	0,50	0,64
	SD +	0,00	0,07	0,09	0,10	0,15
	SD -	0,00	0,09	0,09	0,08	0,13
Minischrauben	MW (mm)	0,00	0,05	0,07	0,05	0,05
	SD +	0,00	0,02	0,01	0,02	0,03
	SD -	0,00	0,01	0,02	0,02	0,04

Tabelle 4

Aufstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der verschiedenen Schraubentypen bei 20 mm Öffnung und ipsilateraler Belastung

Als etwas stabilere Versorgung stellten sich die 1,2 mm - Titanschrauben dar. Die entstandenen Standardabweichungen bei den 5 verschiedenen Belastungsstufen sind in Tabelle 4 aufgeführt. Zu den übrigen Schraubenversorgungen fanden sich auch hier im Mann-Whitney-U-Test bzw. Kruskal-Wallis-Test bei einem Signifikanzniveau von 0,05 signifikante Unterschiede.

Bei der Testung der Versorgung mit 1,7 mm - Titanschrauben und den 2,0 mm - Titanschrauben (Minischrauben) ergaben sich im Mann-Whitney-U-Test bzw. Kruskal-Wallis-Test keine signifikanten Unterschiede. Insgesamt stellten sie gleichwertige Versorgungen dar.

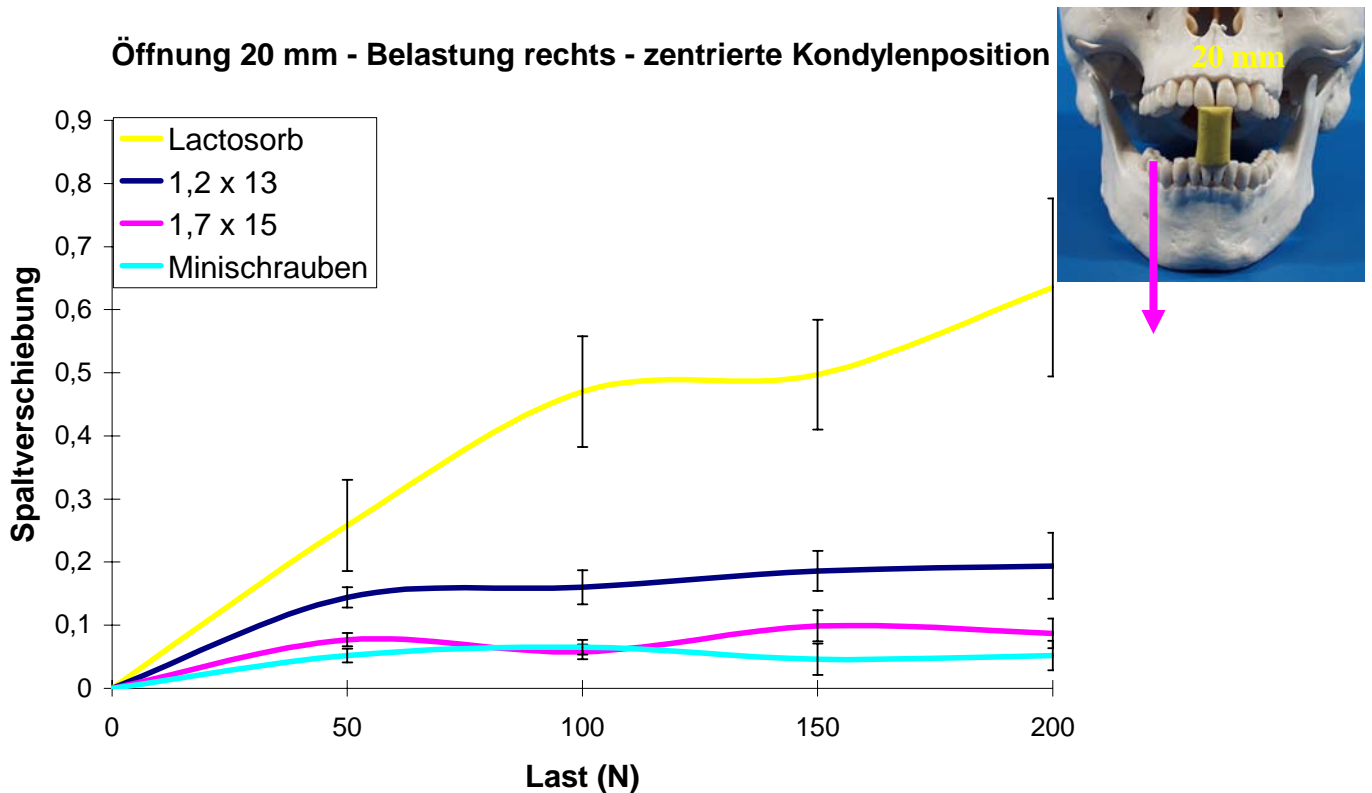


Abb. 28

Spaltverschiebungen bei Frakturversorgung mit 4 Schraubentypen, ipsilateraler Belastung und zentrierter Kondylenposition



Abb. 29

Spaltverschiebung bei Versorgung mit 3 Lactosorb-Schrauben, Belastung mit 200 N ipsilateral und zentrierter Kondylenposition

Je nach Belastungssituation ergaben sich unabhängig von der osteosynthetischen Versorgungsart unterschiedlich hohe Spaltverschiebungen in der Fraktur. Diese sind in Abb. 30 am Beispiel der Lactosorb-Schrauben zusammengefasst.

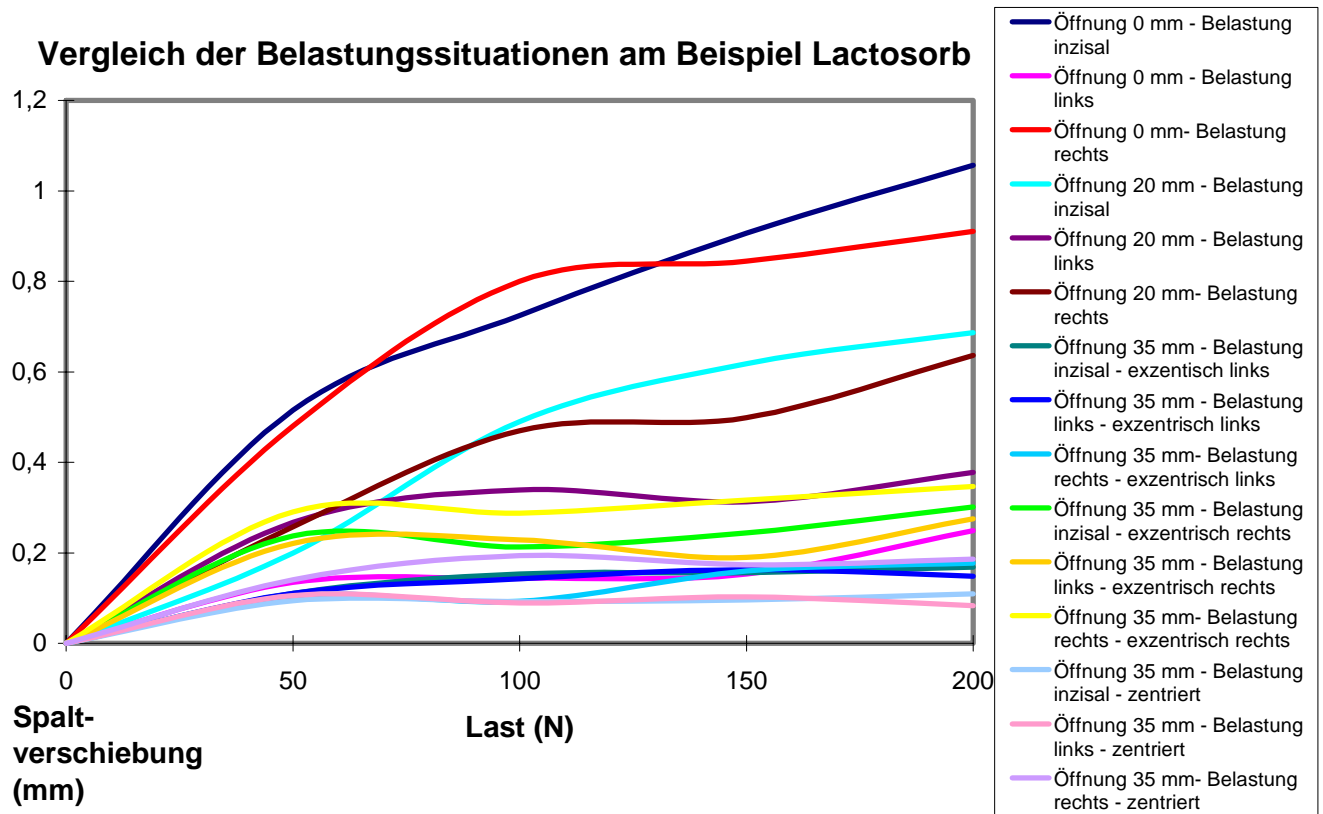


Abb. 30
 Direkter Vergleich der Spaltverschiebungen aller Belastungssituationen am Beispiel der Osteosynthese mit Lactosorb-Schrauben an der rechten Gelenkwalze

Insgesamt wurden Höchstwerte vor allem unter inzisaler Belastung in Schlussbiss-Stellung registriert. Hohe Werte fanden sich auch bei ipsilateraler Belastung in Schlussbiss-Stellung. Niedrigere Kräfte wirkten auf den Frakturspalt bei 20 mm Mundöffnung (Abb. 28). Bei weiterer Mundöffnung (35 mm) und bei exzentrischen Positionen waren deutlich kleinere Verschiebungen im Frakturspalt zu beobachten und liessen nicht die Beschreibung einer eindeutigen Tendenz zu (Abb.30).

Insgesamt nahm bei allen Versuchen im Mittel mit zunehmender Belastung die Grösse der Spaltbildung zu.

7. Diskussion

7.1. Unterkiefermodelle

Die Erzeugung und Belastung einer Fraktur am Modellkiefer muss kritisch beurteilt werden. Es handelt sich im vorliegenden Fall um zahnlose Modelle aus PU-Kunststoff, der konstant vergleichbare, dennoch andere Materialeigenschaften aufweist als natürlicher und insbesondere vitaler Knochen. Gleichzeitig liegen bei humanen Unterkiefern grosse interindividuelle Unterschiede vor, die bei Verwendung von Modellkiefern nicht nachempfunden werden. Der Tatsache, dass es sich um zahnlose Modelle handelte, kann vor dem Hintergrund der Untersuchungen von Kober, C. et al., 2001, S. 114 (vgl. Kap. 7.4.1) vernachlässigt werden, da die Grobgeometrie das Bauteilverhalten mehr als die Bezahnung beeinflusst.

Anders als bei Baragar, F. A. et al., 1984, S. 757 (vgl. Kap. 7.4.1) wird der Unterkiefer nicht als starrer Körper angesehen. Das Material der Sawbones-Kiefer ist bei bestimmter Lasteinleitung auch Verwindungen ausgesetzt, die näherungsweise der natürlichen Situation entsprechen. Diese Materialeigenschaft sollte auch im Versuchsaufbau weiter zum Tragen kommen können und insbesondere eine aufbaubedingte Rotationsbehinderung, wie sie sich bei der Untersuchung von Haug, R. H. et al., 2001, S. 1199 (vgl. Kap. 7.4.1) findet, ausgeschlossen sein.

Abgüsse von menschlichen Präparaten aus spannungsoptischem Material, wie sie Standlee, J. P. et al., 1981, S. 391 (vgl. Kap. 7.4.1) zur Darstellung von Dehnungsdifferenzen und auch der Lastverteilung am Kondylus verwendeten haben andere Materialeigenschaften als der entsprechende Knochen.

Zur Schaffung von reproduzierbaren Bedingungen für die vorliegenden Versuche wurden daher die beschriebenen Sawbones[®]-Unterkiefer bevorzugt. Nachbildungen von verschiedenen Knochen aus diesem Material werden, wie bereits in Kap. 5.1 beschrieben, u.a. auch in der Orthopädie als anerkanntes Testmaterial verwendet.

Bei entsprechender Verfügbarkeit kann die Testung an humanen Präparaten weitergehenden Untersuchungen vorbehalten bleiben. Allerdings werden bei Vorliegen eines inhomogenen Präparategutes zum Erreichen von homogenen Ergebnissen eine sehr viel höhere Zahl an Testungen notwendig werden, als dies bei Verwendung von Modellen erforderlich ist.

7.2. Fraktursimulation

Als Fraktur wurde eine plane Schnittfläche produziert. Dies entspricht im tatsächlichen Frakturfall nur in den seltensten Fällen der Realität. Vielmehr greifen in Realität die Fragmentflächen mehr oder weniger verzahnend ineinander (Joos, U. et al., 2001, S. 2) und leisten somit ihren Teil zur Stabilität bei der Frakturversorgung.

Allerdings nimmt die Fraktur des Kapitulums eine Sonderstellung ein, da der in der Fovea pterygoidea angreifende M. pterygoideus lateralis das Fragment nach medial zieht und somit disloziert. Somit kann es in den meisten Fällen einer diakapitulären Fraktur nicht zur verzahnenden Stabilisierung der Fraktur kommen. Die Fraktur wird also primär nach operativer Versorgung durch die Osteosynthese stabilisiert. Die Versuchssituation kann also trotz planer Frakturflächen mit der Situation, wie sie sich in-vivo darstellt, verglichen werden.

7.3. Belastungen

Unter Berücksichtigung der Untersuchungen von Kikuchi, M. et al., 1997, S. 1316 und Osborn, J. W. et al., 1985, S. 599 (vgl. Tab. 1 und 2, Kap. 5) können die in den vorliegenden Versuchen eingeleiteten Belastungen von bis zu 200 N als Kräfte beurteilt werden, wie sie auch physiologisch auftreten.

Darüberhinaus stellt die getestete Situation im Modell eine Situation dar, wie sie am Patienten in den ersten postoperativen Tagen vor einer Organisation des Bruchspalthämatoms vorliegt. Später wird die osteosynthetisch versorgte Fraktur bereits durch Umbau- und Heilungsvorgänge wie Narbenbildung zusätzlich stabilisiert. Während dieser ersten postoperativen Tage ist die Bewegung und Belastung im Bereich des Unterkiefers möglicherweise noch durch Schmerzen oder Gelenkerguss eingeschränkt. Somit kann davon ausgegangen werden, dass ein Patient im Rahmen einer Schonhaltung deutlich unter den theoretisch möglichen Maximalkräften belastet. Auch bei frühfunktioneller Beübung entstehen Schmerzen, die vor allem aus dem Bereich der umgebenden Weichgewebe und der Kapselstrukturen stammen, die beim operativen Zugang durchtrennt wurden. Über diesen Bogen werden Maximalkräfte vermutlich vermieden.

Insgesamt betrachtet stellt dieses Modell also eher den Fall der schlechtesten Bedingungen dar und kann daher der Validität zugerechnet werden.

7.4. Versuchsaufbau und –durchführung

Zur Darstellung der Unterschiede von verschiedenen Versuchsaufbauten und insbesondere um die Unterschiede zu dem in vorliegender Arbeit entwickelten Versuchsaufbau und die damit durchgeführten Versuche besser zu beleuchten, werden zunächst verschiedene Methoden aus der aktuelleren Literatur vorgestellt.

7.4.1. Literaturübersicht zu Untersuchungen von Belastungen am Unterkiefer und Kiefergelenk

In den letzten 100 Jahren wurden unterschiedliche Implantate für das menschliche Kausystem entwickelt und verbessert. Eine Vielzahl verschiedener experimenteller Aufbauten und mathematischer Modelle wurden publiziert. Es liegt nahe, dass viele dieser Ansätze sich von den Gegebenheiten im lebenden menschlichen Körper oft stark unterscheiden.

- **Mathematische Modelle des Kausystems**

Neben dem Experiment (in-vivo oder in-vitro) wurde versucht, das Kausystem mathematisch darzustellen.

Baragar, F. A. et al., 1984, S. 757 machten einen Ansatz zur Voraussage von Kondylenbewegungen. Hier wurden die Bewegungen (Translation und Rotation) der einzelnen Kondylen in Abhängigkeit einer bestimmten Kieferbewegung angegeben. Schädel und Kiefer wurden als starre Körper angesehen. Anatomische Gegebenheiten wie Sehnen und Bezahnung, sowie die Topografie zum Beispiel von Kondylus und Gelenkpfanne, stellten permanente oder optionale Begrenzungen (*constraints*) dar. Aufgrund der Verwendung starrer und elastischer Bahnbeschränkungen bestand das mathematische Modell grösstenteils aus Ungleichungen: Der Kontaktpunkt von Kondylus und Pfanne bewegte sich innerhalb des Arbeitsraumes, der durch die maximale Länge der Bänder (lig. temporomandibulare, lig. sphenomandibulare und lig. stylomandibulare) und Gelenkpfanne beschrieben wurde. Eine geforderte bestimmte Öffnung des Kiefers als Eingabe in die Simulation erzeugte Ergebnisbereiche für einzelne Translationen (bis 1 cm) und Rotationen (bis 23 °) in entsprechenden Ebenen des Kiefers bzw. der beiden Kondylen. Variiert wurden dabei die Steifigkeiten/Nachgiebigkeiten der Bänder. Dieses Modell vernachlässigte allerdings den gesamten Weichteil- und Muskelapparat sowie den Gelenkknorpel.

van Eijden, T. M. et al., 1988, S. 819 stellten ein zweidimensionales Modell des Kauapparates (in Projektion auf die Medianebene) auf. Dabei wurden sechs Hauptmuskelgruppen (Mm. masseter pars superficialis und profunda, temporalis, pterygoideus med. und lat.) hinsichtlich ihrer Hauptwirkungsrichtungen untersucht und in die Medianebene projiziert. Als geometrische Grundlage diente ein menschliches Präparat. Ausgehend von Kräften an der Dentition wurden die erforderlichen Muskel- und resultierenden Gelenkkräfte errechnet. Dabei wurde vom einem statischen Gleichgewicht aller Kräfte am Hebel Unterkiefer ausgegangen. Das Modell variierte die Richtung der Gelenkreaktionskraft und die Gewichtung der Muskeln und unterschied dabei einen anterioren und einen posterioren Muskelstrang.

Die Einbeziehung vieler Muskelgruppen in das Modell zeigte, dass zur Erzeugung hoher Bisskräfte die einzelnen Muskeln geringere Kräfte aufbringen müssen.

Faulkner, M. G. et al., 1987, S. 997 zeigten anhand eines weiteren mathematischen Modells, dass wegen des längeren Hebels jenes Gelenk, das der Lastseite abgewandt ist, stärker belastet wird, als das nähere mit dem kürzeren Hebel. Kräfte an den Backenzähnen und Gelenken wurden relativ zur angenommenen Muskelkraft angegeben. Bei asymmetrischer Belastung betrug die Belastung der kontralateralen Seite das Doppelte der ipsilateralen.

Koolstra, J. H. et al., 1988, S. 563 veröffentlichten einen komplexen Ansatz bestehend aus 16 Muskeln und zwei Gelenkkräften. Anhand anatomischer Daten eines humanen Präparates wurden die Querschnitte und Ansatzflächen der Muskeln ermittelt. Ihr Querschnitt bestimmte das Arbeitsvermögen. Aufgabe des Modells war es, aus einer maximal zu erreichenden Bisskraft die erforderlichen Muskel- und resultierenden Gelenkkräfte zu errechnen. Dabei wurde ein statisches Gleichgewicht der Kräfte und Momente zugrunde gelegt. Eine Optimierungsrechnung diente dem Ziel, den Einsatz einzelner Muskeln bei gegebener Bisskraft zu minimieren.

Je posteriorer die Lasteinleitung angenommen wurde, desto mehr gingen die Gelenkkräfte zulasten des kontralateralen Gelenkes. Das Modell verdeutlichte die Vielzahl möglicher Kombinationen von Muskelbetätigungen. Unterstrichen wurde dabei die Funktionsumkehr zwischen öffnender und schliessender Wirkung des M. pterygoideus medialis.

Dass der Einfluss von Muskeln und Knochen grösser als der von Bändern und Kapselgewebe ist, wurde von Koolstra, J. H. et al., 1992, S. 175 an einem isotonischen aber dynamischen Modell gezeigt. Die wechselnde Aufgabe (Öff-

nen bzw. Schliessen des Kiefers) des *M. pterygoideus medialis* wurde dabei bestätigt. Widerlegt wurde die Ansicht, dass der *M. pterygoideus medialis* eine Kieferbewegung nach anterior verursachen kann. Darüberhinaus wurde auf den Einfluss von Gelenken und gelenkeigener Reibung hingewiesen: Wurde der Kondylus in der Pfanne gelüftet, trat keine Gelenkkraft auf.

Der dynamische Aspekt wurde von Koolstra, J. H. et al., 1996, S. 11 in einem Modell nachgestellt, welches unter Zusammenwirken unterschiedlicher Muskeln die gleichen Bewegungen ausführte: Die *Mm. temporales* und *masseteres* konnten anhand ihrer Ursprünge am Schädel und Ansätze am Unterkiefer beide zusammen oder getrennt ein Schliessen bewirken. Je nach Aktivierungsreihenfolge und Besetzung wurde das Öffnen bzw. Schliessen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen ausgeführt. Die Einbeziehung der *Mm. pterygoidei mediales* und *laterales* bzw. die Unterteilung des *M. temporalis* in einen anterioren oder posterioren Anteil bestimmte, ob sich das Schliessen aus gleichzeitiger oder aufeinanderfolgender Rotation und Translation des Gelenkkopfes in bzw. über die Pfanne hinaus zusammensetzte.

Koolstra, J. H. et al., 1999, S. 145 kamen unter erstmaliger Einbeziehung der Mundbodenmuskulatur zu dem Schluss, dass die Kondylen im Zusammenspiel mit den Pfannen entscheidend die Kieferbewegung beeinflussen. Die Modellparameter wurden insoweit beschränkt, dass beispielsweise Muskeln nur wirkten, wenn sie aktiv waren, andernfalls wurden sie als nicht vorhanden betrachtet.

Später entwickelten Koolstra, J. H. et al., 2001, S. 1179 ein Modell, das die Gelenkbahnen und die dazu benötigten Muskeln ausgehend von einer angestrebten Position ermittelte. Passive Elemente (inaktive Muskeln zum Beispiel als Feder-Dämpfer-Elemente) wurden dabei ausser Acht gelassen.

Osborn, J. W. et al., 1985, S. 599 präsentierten ein Modell, das die von 26 Muskeln aufzubringende Kraft minimierte, um eine gegebene Kaukraft zu erzeugen. Das Modell arbeitete dreidimensional, jedoch ohne Mundbodenmuskulatur. Die Muskeln wurden unterteilt in Arbeits- und Kontrollmuskeln. Die Kontrollmuskeln verhinderten gemäss dieses Modells unphysiologisch grosse Auslenkungen der Gelenke durch die Arbeitsmuskeln.

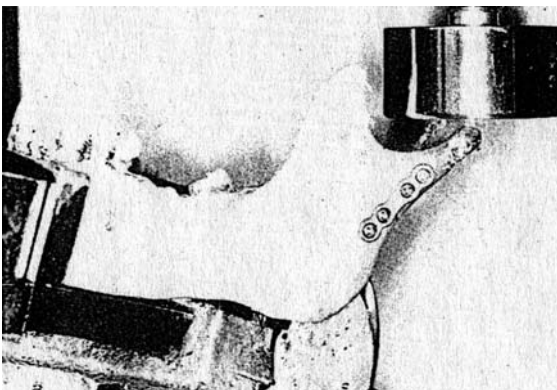
In einem späteren Modell von Osborn, J. W., 1995, S. 1099 wurde gezeigt, dass der *M. pterygoideus lateralis* durch seine zwei Muskelbäuche bei verschiedenen Mundöffnungswinkeln unterschiedliche Wirkung hat.

- **Experimentelle Untersuchungen des Kausystems an Versuchsaufbauten**

Ahn, D. K. et al., 1997, S. 1508 testeten Plattenosteosynthesen am Schwein. Die Tiere wurden acht Wochen post operationem getötet und die Stelle des Eingriffes biomechanisch und histomorphologisch untersucht. Die direkte Übertragbarkeit auf den Menschen muss jedoch aufgrund abweichender Anatomie in Frage gestellt werden.

Entsprechendes gilt auch für Untersuchungen von Foley, W. L. et al., 1992, S. 147, die die Primärstabilität von drei verschiedenen Osteosynthesemethoden an Schafsunterkiefen nach sagittaler Spaltung des Kiefers testeten oder für Untersuchungen von Righi, E. et al., 1996, S. 53, die für eine einfache Apparatur zur zerstörenden Prüfung von Osteosyntheseplatten im Vergleich zu FE-Berechnungen Rinderknochen zersägten und mittels verschiedener Osteosyntheseplatten miteinander verschraubten.

Choi, B. H. et al., 1999, S. 109 verglichen an zehn humanen Präparaten vier verschiedene Osteosynthesen am tiefen Kollum. Die Unterkiefer wurden standardisiert osteotomiert und mit Platten versorgt. Anschliessend wurden die Unterkiefer im Frontbereich eingespannt, die Belastung durch eine Standardprüfmaschine bis zum Versagen aufgebracht (Abb. 31) und eine Kraft-Weg-Kurve aufgezeichnet. Choi definierte den Übergang der Kurve vom elastischen in den plastischen Bereich als die Versagensgrenze. Der Aufbau glich dem von Ziccardi, V. B. et al., 1997, S. 602, bei dem jedoch Kunststoffmodelle eingesetzt wurden.



*Abb. 31
Versuchsaufbau nach Choi B. H. et al.
1999, S. 109: Mandibula war inzisal
eingespannt und wurde am Gelenk durch
den Stempel einer Standardprüfmaschine
belastet*

Haug, R. H. et al., 2001, S. 1199 verwendeten Kunststoffmodelle des Unterkiefers zum Vergleich verschiedener Osteosynthesemethoden bei

Frakturen des Kieferwinkels (Abb. 32). Der Unterkiefer wurde dabei kopfüber in eine Standardprüfmaschine eingebaut und mit einer Stange bilateral durch den Korpus fixiert. Über den Anschlag (G) des resezierten Gelenkfortsatzes war der Kiefer am Maschinentisch stabilisiert. Inzisal oder kontralateral wurden die Belastungen eingebracht. Die Stange sollte zwar wie bei Kroon, F. H. et al., 1991, S. 199 und Hammer, B. et al., 1995, S. 321 die muskuläre Aufhängung nachbilden, verursachte aber eine aufbaubedingte Rotationsbehinderung, die den Verbund aus Kiefermodell und Osteosynthesematerial stabilisiert.

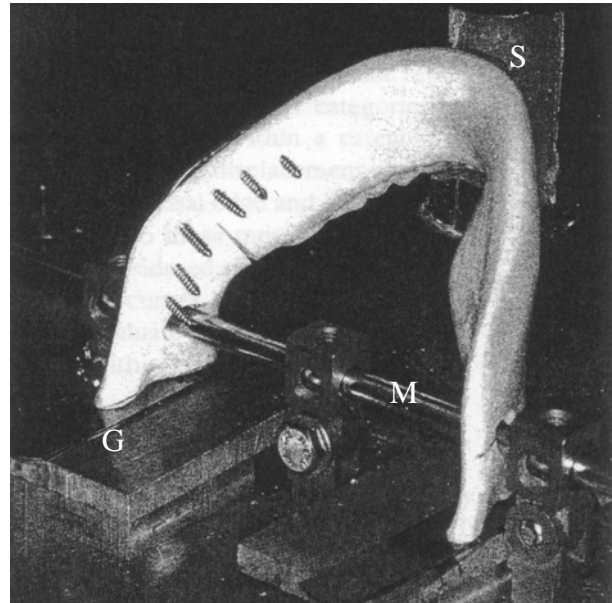


Abb. 32
Versuch nach Haug R. H. et al. 2000, S. 119

Joos, U. et al., 2001, S. 86 führten an zwölf humanen Frischpräparaten vergleichende Stabilitätsuntersuchungen von verschiedenen osteosynthetisch versorgten Frakturen durch. Dabei wurde der Unterkiefer ähnlich wie im biomechanischen Modell bei Meyer, C. et al., 2000, S. 278 bzw. in der numerischen Simulation bei Kober, C. et al., 2001, S. 114 bei stabilisierten Gelenkköpfen entsprechend eines sog. Kinnhakens belastet. Die Präparate wurden von der Arbeitsgruppe Joos, U. et al., 2001, S. 86 mit DMS bestückt und belastet. Hierzu wurde der M. temporalis simuliert und an verschiedenen Stellen des Zahnkranzes Kräfte eingeleitet. Nachgewiesen wurde, dass beim Konzept der Plattenosteosynthese die exakte Reposition der Frakturflächen eine essentielle Bedingung für die Primärstabilität ist. Die Tragfähigkeit des Verbundes hing dann in erster Linie vom interfragmentären Kontakt ab, während die Osteosyntheseplatte die Fragmente hauptsächlich in Position hielt.

Kroon, F. H. et al., 1991, S. 199 experimentierten an einem Kunststoffmodell mit dem Einfluss unterschiedlicher Lasteinleitungslokalisationen auf plattenosteosynthetisch versorgte Frakturen im Eckzahn- oder Molarenbereich. Hammer, B. et al., 1995, S. 321 verwendeten die selbe Apparatur zum Vergleich der Primärstabilität verschiedener Refixierungsmethoden nach einer sagittalen Kieferastspaltung. Das Modell war an den Processi coronoidei aufge-

hängt und ruhte mit den Kondylen in Pfannen. Die Belastung erfolgte inzisal oder molar. Die Änderung des Frakturspaltes wurde anhand sog. Omegasensoren gemessen. Aufgrund der Messtechnik konnten die Vergleiche nur qualitativ, nicht quantitativ erfolgen.

Meyer, C. et al., 2000, S. 278 stellten einen komplexeren statischen Versuchsaufbau für den Unterkiefer vor. Im Gegensatz zu anderen Aufbauten wurden hier an frischen Präparaten elf Muskeln einzeln mittels Seilen simuliert. Die Muskelkraftbeträge untereinander wurden anhand von EMG-Messungen an Probanden quantifiziert. Mittels DMS wurden resultierende intraartikuläre Kräfte gemessen, die auch dem Vergleich mit dem mathematischen Modell dienten.

Später bestückten sie (Meyer, C. et al., 2000, S. 278) einen humanen Unterkiefer mit DMS und spannten ihn in eine Standardprüfmaschine ein. Diese Studie mit Humanpräparaten diente in erster Linie der Validierung eines FE-Modells. Die Prüflasten entsprachen hier weniger den physiologischen Kräften. Die Mandibula wurde hier wie bei Kober, C. et al., 2001, S. 114 in der numerischen Simulation in antero-posteriorer Richtung, sog. Kinnhaken, anstatt in vertikaler Richtung belastet. Es wurde experimentell gezeigt, dass die Grobgeometrie das Bauteilverhalten entscheidend beeinflusst, und zwar mehr als die Bezahnung. Die Dehnungen waren dort am grössten, wo klinisch am häufigsten Frakturen festgestellt werden.

Sonnenburg, M. et al., 1978, S. 83 verwendeten die Spannungsoptik zur Analyse von Osteosynthesen. Dabei wurden Platten, Drähte und ein Fixateur externe verglichen. Die Fraktur befand sich im Prämolarenbereich, belastet wurde inzisal, ipsi- oder kontralateral. Es wurden Aufweitung des Frakturspaltes und Verschiebung gemessen.

Mit Abgüssen von menschlichen Präparaten aus spannungsoptischem Material zeigten Standlee, J. P. et al., 1981, S. 391 ebenfalls Dehnungsdifferenzen, welche wie viele andere Untersuchungen und Simulationen den aufsteigenden Ast als besonders beanspruchten Abschnitt präsentierten. Die verwendete Apparatur diente auch Studien zur Lastverteilung am Kondylus.

- **Experimentelle Untersuchungen am Kausystem von Probanden**

Edwards, J. et al., 1990, S. 550 wiesen bei in-vivo-Messungen nach, dass sich beim Formen von Konsonanten der Kondylus nur nach anterior bewegt. Durch die vektorielle Summe der am Kiefer angreifenden Muskeln wurde die Mandibula also als Ganzes und somit auch am Gelenk belastet.

Meyer, C. et al., 1998, S. 331 kombinierten ein 2D-Modell des Unterkiefers mit Messungen in vivo, um die Belastung des Unterkiefers zu ermitteln. Dabei werden das Elektromyogramm als ebenso verlässlich wie der physiologische Muskelquerschnitt proportional zur Kraft des jeweiligen Muskels angesehen.

In einer aufwändigen Studie kombinierten Neill, D. J. et al., 1989, S. 218 Bewegungsanalyse, EMG und DMS-basierende Kraftsensoren. Die Bisskraftsensoren wurden durch Hängegewichte kalibriert. Mit EMG wurden die Aktivitäten der Mm. temporales und masseteres gemessen. Die Kinematik wurde mittels induktiver Sensoren beim Kauen verschiedener Nahrungsmittel in definierten Mengen erfasst. Dabei spiegelte sich der unterschiedliche Widerstand der Nahrungsmittel in der Schlussgeschwindigkeit wieder (vgl. Tab.2).

Ottenhoff, F. A. et al., 1992, S. 933 stellten mit einer Studie fest, dass Kauen ein hauptsächlich choreografischer und weniger kraftgesteuerter Prozess ist. Die Probanden führten Kaubewegungen in einem definierten Umfang und mit variierbarem Widerstand durch. Die Bewegungen blieben auch bei höherem Kraftaufwand gleich. Beim Schliessen schien die Mundbodenmuskulatur inaktiv zu sein. In einer weiteren Studie 1996 zeigten EMG-Messungen an Temporalis und Masseter proportionale Aktivitätsverhältnisse. Auch hier änderte sich die Kinematik unter deutlicher externer Laständerung nicht signifikant.

Paphangkorakit, J. et al., 1997, S. 561 bestätigen mit ihrer Studie die Proportionalität des Einsatzes von M. masseter und M. temporalis. Ausserdem steigt der Muskeleinsatz bei steigender Mundöffnung über den inzisal erzielten Bisskräften signifikant an.

Die Untersuchungen von Yatabe, M. et al., 1997, S. 714 sollten den Mittelpunkt des Kondylus ermitteln. Dabei wurde als Widerspruch festgestellt, dass der zurückgelegte Weg beim Schliessen (bis 200%) länger als beim Öffnen des Kiefers ist. Dies zeigt die Komplexität des Kiefergelenkes, nicht zuletzt durch Zwischenschaltung des Diskus.

Kukiz, P. et al., 1995, S. 381 ermittelten mittels piezoelektrischer Sensoren Schlusskräfte an den Zähnen in vivo. Hierbei ergeben sich deutliche interindividuelle Unterschiede.

7.4.2. Vorliegender Versuchsstand und -aufbau

Abgesehen von wenigen Versuchsaufbauten (Hammer, B. et al., 1995, S. 321; Kroon, F. H. et al., 1991, S. 199; Tams, J. et al., 1997, S. 383) weisen Versuche zur Primärstabilität von Osteosynthesen unzulässige stabilisierende

Elemente auf oder stellen stark abstrahierte Situationen nach (Righi, E. et al., 1996, S. 53; Sikes, J. W., Jr. et al., 1998, S. 468). Andere verfolgen analytische Ziele beispielsweise mittels Spannungsoptik (Sonnenburg, M. et al., 1978, S. 83; Standlee, J. P. et al., 1981, S. 391) oder versuchen mathematische Modelle nachzustellen (Hatcher, D. C. et al., 1986, S. 377; Meyer, C. et al., 2000, S. 278).

Wie die Untersuchung von Yatabe, M. et al., 1997, S. 714 (vgl. Kap. 7.4.1) mit ihrer Widersprüchlichkeit zeigt, zwingt die Komplexität des Kausystems zu Vereinfachungen. So müssen beispielsweise Betrag und Richtung angreifender Muskelkräfte sowie Gelenkreaktionskräfte immer abgeschätzt werden. Die unterschiedliche Gewichtung der einzelnen Muskelanteile und das Weglassen kann die Ergebnisse verändern bzw. beeinflussen.

Im vorliegenden Versuchsstand wurden die angreifenden Kaumuskeln (Mm. temporales, masseteres und pterygoidei med.) ebenfalls vereinfacht simuliert. Grundlegende Erkenntnisse aus Untersuchungen an Probanden, wie sie beispielsweise von Paphangkorakit, J. et al., 1997, S. 561 (vgl. Kap. 7.4.1) dargestellt wurden, waren im Versuchsstand nachempfunden. Die auf den Alveolarkamm eingeleiteten Kräfte entsprechen physiologisch auftretenden Kräften, wie sie beispielsweise Neill, D. J. et al., 1989, S. 218 oder Meyer, C. et al., 1998, S. 331 (vgl. Kap. 7.4.1 und Tab. 1, 2) nachweisen konnten.

Verschiedene Vorrichtungen zum Testen der Unterkiefer, wie sie in der Literatur vorgeschlagen wurden, beispielsweise von Joos, U. et al., 2001, S. 2 oder Haug, R. H. et al., 2001, S. 1199, verboten sich in vorliegender Untersuchung aufgrund der unterschiedlichen Frakturlokalisierung bzw. aufgrund der durch den Aufbau limitierten Beweglichkeit im Bereich der Gelenkpfanne (Kroon, F. H. et al., 1991, S. 199; Hammer, B. et al., 1995, S. 321) (vgl. Kap. 7.4.1).

Auch mit den verschiedenen Mundöffnungssituationen werden physiologisch auftretende Gegebenheiten exemplarisch nachgestellt, insbesondere Schlussbissposition bei frontalem oder lateralem Abbeißen (0 mm Öffnung), Beißen in Rotations- (20 mm Öffnung) bzw. Protrusionsstellung (35 mm Öffnung) bei zentrierter Kondylenposition, exzentrische Bolusbelastung beim Kauen (35 mm Öffnung in exzentrischer Kondylenposition).

Dabei bewegen sich die Kondylen in einer "Gelenkpfanne", die dem Unterkiefer die Rotation in der Transversalen und eine laterale Verschiebung um wenige Millimeter erlaubt. Eine Rotation um die Sagittale ist nur in eingeschränktem Masse möglich. Eine Verschiebung nach anterior entsprechend einer

Protrusionsbewegung bzw. die Bewegung auf einer der Kondylenbahn entsprechenden Ebene ist ebenfalls in der aktuellen Ausbaustufe des Versuchsstandes nicht möglich. Feinheiten in der Kondylenbewegung wie Bewegungen unter Berücksichtigung des Bennett Winkel und der Bennettsche Lateralbewegung (Lehmann, K. M. et al., 1998, S. 53) machen nur einen geringen Teil der Bewegung aus und wurden nicht nachempfunden.

Im Versuchsstand liegt kein Pendant zu Gelenkkapsel und Bändern (Frick, H. et al., 1980, S. 1) vor, wie sie beispielsweise im mathematischen Modell von Baragar, F. A. et al., 1984, S. 757 eine bedeutende Rolle spielen. Diese werden jedoch durch die beschriebene Reduktion der Gelenkpfannenfläche und die daraus resultierende gewisse Einschränkung der Bewegung nachempfunden.

Allerdings wurde auch von Koolstra, J. H. et al., 1992, S. 175 in ihrem isotonischen und dynamischen Modell die wichtige Rolle von Knochen und Muskeln im Vergleich zu Kapselgewebe und Bändern bestätigt (vgl. Kap. 7.4.1).

Für exzentrische Gelenkpositionen wurde die jeweilige "Gelenkpfanne" um 10 mm anterior und kaudal versetzt. Dies entspricht nach Lehmann, K. M. et al., 1998, S. 53 und Strub, W., 1985, S. 489 unter Vernachlässigung der eigentlichen Kondylenbahn der Endposition des Gelenkkopfes in einer Laterotrusionsstellung.

Somit stellen die im vorliegenden Versuchsstand möglichen Einstellungen zwar vereinfachte, dennoch der Realität vergleichsweise nahe kommende, repräsentative Situationen dar.

Das Abgreifen der auf die Osteosynthese und den Bruchspalt wirkenden Kräfte mittels DMS mit Gewinnung von absoluten Werten, wie es von Joos, U. et al., 2001, S. 86 oder Meyer, C. et al., 2000, S. 278 berichtet wird, erschien für die vorliegende Untersuchung bei Verwendung von Unterkiefermodellen, die keine Absolutwerte liefern sollten, nicht angebracht.

Auch die spannungsoptische Darstellung der Belastung der osteosynthetisch versorgten Frakturspalten, wie sie Sonnenburg, M. et al., 1978, S. 83 oder Rozema, F. R. et al., 1992, S. 373 vorstellten, wäre unvoreteilhaft, das sie den in vorliegender Untersuchung interessierenden Frakturspalt verdeckt hätte.

Daher wurden die Änderungen im Frakturspalt mit dem in Kap. 5.3 beschriebenen optischen Verfahren erstmals berührungsfrei aufgezeichnet.

7.5 Ergebnisse

Bei der Entstehung der Spaltklaffung in vorliegendem Versuchsstand fungiert das mediale Fragment in verschiedenen Kieferpositionen durch Behinderung der Bewegung nach anterior als Hebelarm und wird so disloziert. Dies ist einerseits in der nicht exakt anatomisch konfigurierten Gelenkpfanne im Versuchsstand begründet, andererseits wird durch die Konfiguration der künstlichen Gelenkpfanne ein Pendant zu den in situ wirkenden Bändern und dem Zug des M. pterygoideus lateralis geschaffen.

Darüberhinaus wird die Bewegung im unteren Segment des Kiefergelenkes (Kondylus - Diskus) mit ihrer Rotation, nicht die Gleitbewegung im oberen Segment (Diskus - Pfanne) der kombinierten Roll-Gleitbewegung (Lehmann, K. M. et al., 1998, S. 53) nachempfunden.

Der Einfluss der verschiedenen Konfigurationen des Kieferköpfchens nach Bumann, A. et al., 2000, S. 280 auf den Grad der Spaltklaffung blieb unberücksichtigt.

Unter der Annahme, dass bei Einwirken von physiologischen Kräften auf den Modellkiefer auch physiologische Grössen bei der Spaltverschiebung entstehen, muss eine hohe Belastung insbesondere inzisal vermieden werden.

Claes, L. et al., 1995, S. 227 konnten in ihren Untersuchungen zeigen, dass sich axiale Bewegungen bei der Frakturheilung positiv auswirken. Dagegen haben Scherbewegungen ungünstigen Einfluss (Yamagishi, M. et al., 1995, S. 1035). An Schafstibiae fanden Claes, L. et al., 2000, S. 989 heraus, dass Frakturspalten von 1 mm schnell von Kallus überbrückt wurden und eine grössere interfragmentäre Bewegung bis zu 1,3 mm die Kallusbildung und Biegesteifigkeit verbesserten. Dagegen waren bei 2 mm Spaltbreiten und flexibler Fixation geringe Biegesteifigkeiten beobachtet worden. Spaltbreiten über 5 mm überbrückten in keinem Fall.

Dies stimmt mit den bekannten Pseudarthrosemodellen (Müller, J. et al., 1968, S. 301) überein, die darauf basieren, einen grossen Frakturspalt oder Knochendefekt mit einer Instabilität (grosse interfragmentäre Bewegung) zu kombinieren.

Unter Berücksichtigung dieser Untersuchungen kann bei der osteosynthetischen Versorgung einer diakapitulären Fraktur Typ B mittels 2,0 mm-, 1,7 mm- und 1,2 mm Titanschrauben im vorliegenden Modell von einer guten, stabilen Versorgung gesprochen werden. Weiterhin kann nach Versorgung dieses Frakturtyps mit 2,0 mm- LactoSorb[®]-Schrauben grundsätzlich eine regelrechte Konsolidierung der Fraktur über Kallusheilung

ohne Ausbildung einer Pseudarthrose erwartet werden. Es sollten allerdings höhere Beiss- bzw. Kaubelastungen über 100 N vermieden werden, um das Risiko zu grosser schädlicher Scherbewegungen auszuschliessen.

Diese Forderung ist unter Berücksichtigung der Zufuhr von maximal weicher Kost kein Widerspruch zur frühfunktionellen Übungstherapie, die für Gelenkfrakturen als *conditio sine qua non* zu fordern ist.

Auch müssen die spezifischen Besonderheiten der resorbierbaren Materialien Berücksichtigung finden, wie sie Gerlach, K. L., 2000, S. S 91 beschrieb. Resorbierbare Materialien weisen neben einer reduzierten Zug- und Biegefestigkeit infolge des verminderten Elastizitätsmoduls auch Besonderheiten wie die Relaxation oder ein Kriechverhalten auf. Darüberhinaus konnten Hofmann, G. O. P. et al., 1993, S. 207 zeigen, dass die Konstruktion einer Schraube zur interfragmentären Kompression infolge der Relaxation nicht möglich ist. Die Insertion der Schrauben in den Knochen erfordern zudem neben dem üblichen Vorbohren auch das Eindrehen eines Gewindeganges. Bei nicht exakter Kongruenz des Schraubengewindes mit dem Gewindeschnitt entsteht eine erhöhte Reibung, die infolge der mangelnden Torsionsbelastung der Schraube wiederum zu einem Abbruch des Schraubenkopfes führen kann. Die Biodegradation erfolgt über den Weg der hydrolytischen Spaltung. Gerlach, K. L., 2000, S. S 91 gibt in einer Literaturübersicht die Dauer bis zur vollständigen Degradation von resorbierbaren Materialien in einem Zeitraum von 20 bis 146 Wochen an.

Düker, J., 1980, S. 234 untersuchte in einer kinematographischen Studie verschiedene Kollumfrakturen bis zu 3 Tage nach dem Trauma auf ihre Fragmentbeweglichkeit hin. Dabei kam es bei einem Patienten mit Kollumfraktur ohne Dislokation zu einem Klaffen in maximaler Mundöffnung, bei Mundschluss reponierten sich die Fragmente wieder.

Da bei der Untersuchung von Düker, J., 1980, S. 234 keine Kaukräfte eingeleitet wurden, kann sie nur als Vergleich bei den verschiedenen Mundöffnungen dienen. In der vorliegenden Untersuchung scheint es in entgegengesetzten Situationen zu maximalen Spaltklaffungen zu kommen. Allerdings werden bei Düker tiefe Kollumfrakturen untersucht und die zur vorliegenden Arbeit konträren Ergebnisse erklären sich aus der unterschiedlichen Frakturlokalisation, die sich mit den diakapitulären Frakturtypen A, B und C nach Neff, A. et al., 2000, S. 559 nicht unmittelbar vergleichen lässt.

Aufgrund der vorliegenden Versuche wird zwar gezeigt, dass das Kieferköpfchen in bestimmten Lastsituationen Stress ausgesetzt ist, doch kann hieraus letztlich keine Folgerung gezogen werden, ob und in welchen Teilen damit auch die Last auf den Diskus und die Gelenkpfanne übertragen wird. In der Literatur wurde die Frage, ob das Kiefergelenk während seiner Funktion belastet wird, lange Zeit kontrovers behandelt. Zwischenzeitlich scheint es allerdings u.a. nach Untersuchungen von Ralph, J. P. et al., 1975, S. 814, Hylander, W. L., 1979, S. 433 oder Koriath, T. W. et al., 1990, S. 62 allgemein akzeptiert, dass unterschiedliche Kräfte auf die Kiefergelenke der Arbeits- und Balanceseite einwirken.

An dem in der vorliegenden Untersuchung verwendeten Spezialprüfstand kann dieser Frage durch zusätzliche Untersuchungen nachgegangen werden. Zur Erfassung der im Bereich der Gelenkpfanne auftretenden Kräfte ist hierfür eine dreidimensionale Kraftmessdose kranial in die künstlichen Gelenkpfannen integriert.

Anhand eines dreidimensionalen mathematischen Modells zeigten Faulkner, M. G. et al., 1987, S. 997, dass sich bei unilateraler molarer Belastung des Unterkiefers die auf die Kiefergelenke wirkende Kraft ungleich aufteilt. Auf die gesamte Balanceseite (kontralateral) entfallen $\frac{2}{3}$, auf die Arbeitsseite (ipsilateral) $\frac{1}{3}$ der Kraft. Dabei nehmen von der gesamt wirkenden Muskelkraft die Kondylen selbst ca. 25% auf der Balanceseite, 10 - 15% auf der Arbeitsseite auf, während okklusal 45 - 65% abgefangen werden.

Dies steht nur scheinbar im Widerspruch zu den in der vorliegenden Untersuchung gewonnenen Ergebnissen: Das zur okklusalen Krafteinwirkung ipsilaterale Gelenk wird quasi aus der Gelenkpfanne gezogen. Somit entfällt nur etwa $\frac{1}{2}$ bis $\frac{1}{3}$ der Kraft nach Faulkner, M. G. et al., 1987, S. 997 (s. Kap. 7.4.1) auf diese Gelenkseite. Es rutscht aber auch im Rahmen der physiologischen Bedingungen weiter nach ventral und erfährt an der Eminentia einen Stop durch Zug des Kapsel-Band-Apparates und des M. pterygoideus lateralis und wird so zurückgehalten. Somit wird das Fragment an die Eminentia gedrückt und der Frakturspalt klafft.

Im vorliegenden in-vitro-Versuch erwiesen sich die resorbierbaren LactoSorb®-Schrauben und PDS-Pins als instabilere Versorgung in Relation zu Titanmaterialien. PDS-Pins konnten bei Höchstbelastungen einer Fragmentdislokation nicht entgegenwirken.

Dabei muss auch weiterhin berücksichtigt werden, dass diese resorbierbaren Materialien sämtlich aufgrund ihres Elastizitätsmoduls, ihrer Relaxation und

Degradation insgesamt eine instabilere Frakturversorgung darstellen. Gerlach, K. L., 2000, S. S 91 beschreibt beispielsweise auch in einem Zeitraum von 0,5 - 5 Jahre post operationem osteolytische Veränderungen mit Vergrößerung der Schraubenlöcher bei Verwendung von PLLA-PGA-Schrauben (Poly-L-Lactid-Polyglykolid-Schrauben), entsprechend LactoSorb®-Schrauben. Die Biodegradation erfolgt, wie von Gerlach, K. L., 2000, S. S 91 beschrieben, im Rahmen der hydrolytischen Spaltung. Diese chemischen Vorgänge sind im Gewebe abhängig von der Art des verwendeten Materials mit der Entwicklung von Entzündungsvorgängen und Narbenbildung verbunden. Letztere können zusätzlich zur Einschränkung der Gelenkbeweglichkeit auch langfristig beitragen.

In den vorliegenden Versuchen zeigten die 2,0 mm Kortikalis-Titan-Schrauben und 1,7 mm Kleinfragment-Titan-Schrauben die stabilste Fixation der Frakturfragmente. Für die Funktion der Schrauben waren nicht nur die Materialstärke, sondern auch das Schraubendesign und die damit verbundene Verankerung im PU-Material verantwortlich. Vergleicht man die Anzahl der Gewindegänge der 1,7 mm Kleinfragment-Schrauben und der 2,0 mm Kortikalisschrauben, so besitzen die Kleinfragment-Schrauben beinahe die doppelte Anzahl von Gewindegängen bei gleicher Länge der Schrauben.

Die stabilsten Ergebnisse im Labor zeigten die 2,0mm- und 1,7mm-Titan-schrauben, unter Berücksichtigung der Bedeutung der Relativbewegungen im Frakturspalt für die Frakturheilung (Claes, L. et al., 1995, S. 227; Yamagishi, M. et al., 1995, S. 1035; Claes, L. et al., 2000, S. 989) auch die 1,2 mm-Titanschrauben. Letztere allerdings nur bei niedrigen Belastungen.

Für die objektive Stabilität der Osteosynthese sind daher auch die Dimension der Schrauben und die Gewindeparameter (Innendurchmesser, Gewindesteigung, Gewindetiefe, Kopfdurchmesser und -höhe) ausschlaggebend.

Die Gelenkregion ist im Vergleich zum Gesamtkiefer relativ schmal ausgebildet. Jede Bohrung bedeutet abhängig vom Durchmesser eine zusätzliche Schwächung.

Besonders beim älteren Patienten, der in aller Regel eine geringere Knochendichte aufweist oder bei osteoporotisch vorgeschädigtem Skelett muss besondere Rücksicht auf die Verankerungsmöglichkeiten im Knochen genommen werden. Hier muss das Hauptaugenmerk auf dem Schraubendesign liegen.

Auch neuere Untersuchung zur Knochenbruchheilung von Joos, U. et al., 2001, S. 2 bei der Distraktionsosteogenese bei Kaninchen zeigten, dass die knöcherne Frakturheilung von Mikrobewegungen im Frakturspalt abhängig ist. Die Grösse der Relativbewegung wird als "strain" bezeichnet und ist dimensionslos. Sie ist der Quotient aus der Belastung und der durch diese Belastung (Distraktion) entstehende Spaltbreite. Dabei entsprechen 10000 μ strain einer relativen Verlängerung von 1%. Diese Untersuchungen ergaben in vivo wie auch in vitro, dass zyklisches Dehnen von Osteoblasten im Bereich von 1500 - 5000 μ strain zu einer regelrechten Osteoblastenfunktion führten. Höhere Werte führten zu einer bindegewebigen Umwandlung im Bruchspalt.

Bei experimentellen Untersuchungen an fünf menschlichen Unterkiefern zur Ermittlung der biomechanischen Stabilität konnten Piffkò, J. et al., 2003, S. 4 nachweisen, dass neben der Osteosynthese auch die interfragmentäre Abstützung im Frakturspalt wichtig ist. Er verglich im Korpusbereich osteotomierte mit frakturierten Unterkiefern. Die osteotomierten Unterkiefer mit geringerer interfragmentärer Abstützung zeigten meist höhere Mikrobewegungen.

Weiterhin muss die Dimension der Schrauben (Kerndurchmesser) berücksichtigt werden, die nicht zuletzt für einen ggf. zusätzlichen Platzbedarf im OP-Gebiet verantwortlich ist. Klinisch bedeutend für die knöcherne Stabilisierung und die Ausheilung des Frakturspaltes ist eine Erhaltung der Blutzirkulation in den Knochenfragmenten und im umliegenden Gewebe. Je grösser das Osteosynthesematerial ist, desto grösser wird auch der Gewebeschaden sein. Unter diesen Aspekten wäre daher den getesteten Schraubentypen eher in umgekehrter Reihenfolge (1,2 mm-, 1,7 mm-, 2,0 mm-Titanschrauben) der Vorzug zu geben. Der Grund liegt daher nicht nur in der Grösse des Schraubendurchmessers, sondern auch in der Grösse des Schraubenkopfes. Aufgrund seiner sphärischen Form wird er nicht vollständig im Knochen versenkt. Somit kann der Schraubenkopf den seitlichen Kapsel-Band-Apparat schädigen und entzündliche Reaktionen hervorrufen. Dies kann mit einer gestörten Frakturheilung einhergehen oder durch Narbenbildung und Schmerzen bedingte Einschränkung der Mobilität im Kiefergelenk verursachen. Verstärkt wird dies durch klinisch wiederholt beobachtete Resorptionen unter dem Schraubenkopf aufgrund druckbedingter Atrophien oder posttraumatisch bedingter Remodellierung (Terheyden, H. et al., 1999, S. 243; Neff, A., 2002, S. 34).

7.6 Klinische Aspekte

Eine anatoforme Wiederherstellung des Kiefergelenkkopfes durch die Osteosynthese und die damit einhergehende Stabilisierung ist Grundvoraussetzung für die spätere regelrechte Belastung der knorpeligen Gelenkflächen. Im Fall einer Frakturheilung in Fehlstellung oder bei einer Pseudarthrose wird der Gelenkknorpel unphysiologisch vermehrt oder vermindert belastet. Dies führt langfristig nach Arnold, G. et al., 1978, S. 428 und Vanwanseele, B. et al., 2002, S. 2073 zu arthrotischen Gelenkveränderungen. Die vorliegende Untersuchung soll einen Teil dazu beitragen, die optimale Osteosynthese für Kieferköpfchenfrakturen Typ B auszuwählen.

Um post operationem ein optimales funktionelles Ergebnis zu erreichen, nimmt neben der stabilen Osteosynthese, die die regelrechte Okklusion wieder herstellt und stabilisiert, die funktionelle Beübung für eine ausreichende Mundöffnung, Protrusion, Retrusion und Seitbewegung des Unterkiefers einen wichtigen Platz ein. Insbesondere sollte dies auch unter dem Blickwinkel einer später für den Kauvorgang wichtigen und notwendigen prothetischen Versorgung betrachtet werden. Mit entscheidend ist dabei in der ersten postoperativen Phase auch eine Reduzierung der Belastung. Dies ist nicht nur beim Kauen von Speisen zu berücksichtigen, sondern spielt auch beim Sprechen, wie es Edwards, J. et al., 1990, S. 550 bei in-vivo-Messungen nachweisen konnten (vgl. Kap. 7.4.1), eine Rolle.

8. Zusammenfassung

Über 30% der Mandibulafrakturen liegen im Bereich des Kiefergelenkfortsatzes. Frakturen des Gelenkkopfes selbst werden bisher überwiegend frühfunktionell-konservativ behandelt. Aufgrund der oft unbefriedigenden Langzeitergebnisse, insbesondere bei Luxationsfrakturen, gewinnt die osteosynthetische Versorgung in dieser Region zunehmend an Bedeutung (Rasse, M., 2000, S. 69; Neff, A. et al., 1999, S. 24)

Ziel der Arbeit war daher der Stabilitätsvergleich verschiedener Osteosyntheseverfahren für Gelenkwalzenfrakturen Typ Spiessl VI (Spiessl, B. et al., 1972, S. 136) bzw. Typ B (Neff, A. et al., 1999, S. 24).

Für den in-vitro-Vergleich wurde an Sawbones®-Unterkiefermodellen eine diakapituläre Kiefergelenkfraktur Typ B gesetzt. Anschliessend wurde diese mit klinisch eingeführten Osteosyntheseverfahren versorgt (Kortikalisschrauben Würzburg® 2,0 x 15 mm, Kleinfragmentschrauben Stryker-Leibinger® 1,7 x 15 mm, Kleinfragmentschrauben Würzburg® 1,2 x 13 mm, resorbierbare Kortikalisschrauben LactoSorb® 2,0 x 15 mm, PDS-Pins Ethipin® 1,0 mm). An einem im Rahmen des SFB 438 entwickelten Unterkiefer-Prüfstand wurden die auf die zahntragenden Kieferabschnitte einwirkenden Kräfte in verschiedenen Mundöffnungssituationen (0, 20, 35 mm Schneidekantendistanz) simuliert. Die Krafteinleitung erfolgte im Unterkieferfrontbereich sowie in Regio 36 und 46 bei zentrierter sowie bei 35 mm Schneidekantendistanz auch in exzentrischer Kondylenposition. Dabei wurde die Dislokation im Bereich der osteosynthetisch stabilisierten Frakturspalten erfasst und mittels Bildanalyse quantifiziert (SIMI-Motion 3D 6.0).

Am stabilsten erwies sich die Versorgung mit 1,7 x 15 mm-Titan-Kleinfragmentschrauben bzw. 2,0 x 15 mm Kortikalisschrauben mit Spaltverschiebungen bis zu 0,22 mm bei maximaler Krafteinleitung von 200 N inzisal. Bei der Versorgung mit 1,2 x 13 mm-Titan-Schrauben oder resorbierbaren Schrauben 2,0 x 15 mm kam es bereits bei geringer Kaubelastung (50 bzw. 100 N) zu deutlicher Instabilität. Als instabilste Versorgung zeigte sich die Osteosynthese mit PDS-Pins. Hier kam es bei maximaler Kaulast von 200 N zu Dislokationen von bis zu 4,6 mm. Insgesamt verursachte die inzisale und ipsilaterale Lasteinleitung bei 0 mm und 20 mm Schneidekantendistanz in zentrierter Kondylenposition jeweils die grösste Dislokation. Bei den exzentrischen Kondylenpositionen zeichnete sich bei den Typ B-Frakturen keine eindeutige Tendenz ab, die eine Aussage über den Einfluss auf die Stabilität der osteosynthetischen Versorgung treffen könnte.

Abhängig vom verwendeten Osteosyntheseverfahren muss also die Belastung im Rahmen der frühfunktionellen Beübung begrenzt werden. Dies trifft vor allem zu bei Verwendung von PDS-Pins und Lactosorb-Schrauben, aber auch für die 1,2 mm-Titan-Kleinfragmentschrauben zu. Dabei stellt inzisales Abbeißen und ipsilaterales Kauen beim Frakturtyp B ein erhöhtes Risiko für die Lockerung der Osteosynthese dar.

9. Danksagung

An dieser Stelle danke ich Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. A. Neff für die Überlassung des Themas dieser Dissertation und für die offenen Diskussionen im Ringen um die Entwicklung des optimalen Versuchsstandes.

Dank gilt weiterhin Herrn Dr. Ing. W. Steinhauser für die Ermöglichung dieser Arbeit im Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie der Technischen Universität München.

Herrn Dr. Ing. H. Schieferstein danke ich besonders für die tatkräftige Unterstützung beim Aufbau des Versuchsstandes. Er hat mit grossem Fachwissen die Durchführung der Versuche unterstützt.

Weiterhin darf ich Herrn Dipl. Ing. U. Schreiber für die wohlwollende Einarbeitung in das Bewegungserfassungssystem danken.

Besonderer Dank gilt Herrn Dipl. Ing. V. Kuhn, der sowohl durch konstruktive Ideen sehr zum Voranschreiten der Arbeit beigetragen als auch durch seine tatkräftige Unterstützung die Bewältigung der nicht unerheblichen Datenmenge erleichtert hat.

Für das produktive Korrekturlesen danke ich Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. A. Neff („Sammel-Smilies“), Herrn Dr. Ing. H. Schieferstein, Frau A. Kutschera und Herrn V. Kuhn.

Nicht zuletzt danke ich meinen Eltern, die mir eine Geburt im Zeichen des Steinbocks ermöglichten und mit den Eigenschaften dieses Sternzeichens die Voraussetzung dafür schufen bei den gegebenen Randbedingungen dieses Vorhaben zu Ende zu bringen.

10. Literaturverzeichnis

- Ahn, D.K., Sims, C.D., Randolph, M.A., O'Connor, D., Butler, P.E., Amarante, M.T., Yaremchuk, M.J.
Craniofacial skeletal fixation using biodegradable plates and cyanoacrylate glue.
Plast.Reconstr.Surg. 99 (1997) 1508 - 1515
- Arnold, G., Gross, F., Fessel, H.
In-vitro-Versuche zum mechanischen Verhalten des hyalinen Knorpels unter statischen und dynamischen Belastungen.
Z.Orthop. 116 (1978) 428 - 429
- Assael, L.A.
Functional Anatomy
In: "Temporomandibular Disorders",
Kaplan, A.S., Assael, L.A. (Hrsg.), W.B.Saunders Company,
Philadelphia, 1991, 2 - 7
- Austermann, K.H.
Frakturen des Gesichtsschädels
In: "Zahn- Mund-Kieferheilkunde, Bd. 2, Spezielle Chirurgie",
Schwenzer, N., Ehrenfeld, M. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart, New York, 2002, 275 - 366
- Austermann, K.H., Lisiak, O.
Untersuchungen zur Biomchanik von Kiefergelenkbrüchen
In: "Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie, Bd. XXV, Erkrankungen des Kiefergelenkes",
Schuchardt, K., Schwenzer, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1980, 136 - 152
- Axhausen, G.
Die operative Freilegung des Kiefergelenkes.
Chirurg 3 (1931) 713 - 719
- Baker, A.W., McMahon, J., Moos, K.F.
Current consensus on the management of fractures of the mandibular condyle.
A method by questionnaire.
Int.J.Oral Maxillofac.Surg. 27 (1998) 258 - 266
- Bakke, M., Holm, B., Jensen, B.L., Michler, L., Moller, E.
Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors.
Scand.J.Dent.Res. 98 (1990) 149 - 158
- Baragar, F.A., Osborn, J.W.
A model relating patterns of human jaw movement to biomechanical constraints.
J.Biomech. 17 (1984) 757 - 767
- Becker, R., Austermann, K.H.
Frakturen des Unterkiefers
In: "Zahn-Mund-Kieferheilkunde, Spezielle Chirurgie",
Schwenzer, N., Grimm, G. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1981, Band 2, 521 - 543

- Bernhardt, O., Kolk, A., Kordass, B., Sümnick, W.
MRT-Darstellung der Behandlungsergebnisse von operativ und konservativ versorgten Kiefergelenkfortsatzfrakturen.
Dtsch.Zahnärztl.Z. 53 (1998) 539 - 542
- Bockenheimer, P.
Eine neue Methode zur Freilegung der Kiefergelenke ohne sichtbare Narben und ohne Verletzung des Nervus facialis.
Zentralbl.Chir. 47 (1920) 1560 - 1579
- Bumann, A., Lotzmann, U.
Diagnosen und Klassifikationen
In: "Farbatlanten der Zahnmedizin 12, Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien",
Bumann, A., Lotzmann, U. (Hrsg.), Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 2000, 280 - 281
- Choi, B.H., Kim, K.N., Kim, H.J., Kim, M.K.
Evaluation of condylar neck fracture plating techniques.
J.Craniomaxillofac.Surg. 27 (1999) 109 - 112
- Claes, L., Wilke H.J., Augat, P., Rübenacker, S., Margevicius, K.
Effects of Dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation.
Clin.Biomech.(Bristol., Avon.) 8 (1995) 227 - 331
- Claes, L., Wolf, S., Augat, P.
Mechanische Einflüsse auf die Callusheilung.
Chirurg 71 (2000) 989 - 994
- Dolwick, M.F., Sanders, B.
Anatomy
In: "TMJ Internal Derangement & Arthrosis",
Dolwick, M.F., . (Hrsg.), The C.V. Mosby Company,
St. Louis - Princeton - Toronto, 1985, 1 - 26
- DuBrul, E.L.
Sicher's Oral Anatomy.
Mosby,
St. Louis, 1988, 20 - 49
- Duerig, T.W., Pelton, A.R., Stöckel, D.
The use of superelasticity in medicine.
Metall 9 (1996) 569 - 574
- Düker, J.
Fragmentbeweglichkeit bei Kollumfrakturen - kinematographische Untersuchungen
In: "Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie, Bd. XXV, Erkrankungen des Kiefergelenkes",
Schuchardt, K., Schwenger, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1980, 234 - 247
- Eckelt, U., Rasse, M.
Clinical, radiographic and axiographic control after traction-screw osteosynthesis of fractures of the mandibular condyle region.
Rev.Stomatol.Chir Maxillofac. 96 (1995) 158 - 165

- Edwards, J., Harris, K.S.
Rotation and translation of the jaw during speech.
J.Speech Hear.Res. 33 (1990) 550 - 562
- Ehrenfeld, M., Roser, M., Hagenmaier, C., Mast, G.
Behandlung von Unterkieferfrakturen mit unterschiedlichen Fixationstechniken
- Ergebnisse einer prospektiven Frakturstudie
In: "Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie",
Schwenzer, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1996, 41, 67 - 71
- Faulkner, M.G., Hatcher, D.C., Hay, A.
A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading.
J.Biomech. 20 (1987) 997 - 1002
- Foley, W.L., Beckman, T.W.
In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split
osteotomy.
Int.J.Adult.Orthodon.Orthognath.Surg. 7 (1992) 147 - 151
- Frick, H., Leonhardt, H., Starck D.
"Spezielle Anatomie II"
Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 1980
- Gay, T., Rendell, J., Majoureau, A., Maloney, F.T.
Estimation of human incisal bite forces from the electromyogram/bite-force
function.
Arch.Oral Biol. 39 (1994) 111 - 115
- Gerlach, K.L.
Resorbierbare Polymere als Osteosynthesematerialien.
Mund Kiefer Gesichts Chir. 4 (2000) S 91 - S 102
- Gernet, W., Rammelsberg, P.
Kiefergelenkerkrankungen und Funktionsstörungen
In: "Zahnärztliche Chirurgie",
Schwenzer, N., Ehrenfeld, M. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 2000, 263 - 309
- Hagberg, C.
The amplitude distribution of electromyographic activity of masticatory muscles
during unilateral chewing.
J.Oral Rehabil. 13 (1986) 567 - 574
- Hammer, B., Ettl, D., Rahn, B., Prein, J.
Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different
plate and screw configurations.
J.Craniomaxillofac.Surg. 23 (1995) 321 - 324
- Hart, R.T., Hennebel, V.V., Thongpreda, N., Van Buskirk, W.C., Anderson, R.C.
Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element
study.
J.Biomech. 25 (1992) 261 - 286

- Hatcher, D.C., Faulkner, M.G., Hay, A.
Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular joint loading.
J.Prosthet.Dent. 55 (1986) 377 - 384
- Haug, R.H., Fattahi, T.T., Goltz, M.
A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques.
J.Oral Maxillofac.Surg. 59 (2001) 1199 - 1210
- Helkimo, M.
Studies on function and dysfunction of the masticatory system. 3. Analyses of anamnestic and clinical recordings of dysfunction with the aid of indices.
Sven.Tandlak.Tidskr. 67 (1974) 165 - 181
- Hidding, J., Wolf, R., Pingel, D.
Surgical versus non-surgical treatment of fractures of the articular process of the mandible.
J.Craniomaxillofac.Surg. 20 (1992) 345 - 347
- Hlawitschka, M.
Klinische, radiologische und funktionsdiagnostische Ergebnisse konserativ funktionell und operativ behandelter Frakturen des Caput mandibulae.
Medizinische Dissertation, Technische Universität Dresden (2003)
- Hlawitschka, M., Eckelt, U.
Klinische, radiologische und achsiographische Ergebnisse nach konservativ funktioneller Behandlung von intraartikulären Kiefergelenkfrakturen.
Mund Kiefer Gesichts Chir. 6 (2002) 241 - 248
- Hofmann, G.O.P., Wagner, F.D.
New implant designs for bioresorbable devices in orthopedic surgery.
Clin.Mater 14 (1993) 207 - 215
- Hylander, W.L.
An experimental analysis of temporomandibular joint reaction forces in macaques.
Am.J.Phys.Anthropol. 51 (1979) 433 - 456
- Hylander, W.L.
Functional Anatomy
In: "The Temporomandibular Joint: A Biological Basis for Clinical Practice",
Sato, S., Laskin, D.M. (Hrsg.), Saunders,
Philadelphia, 1992, 34 - 41
- Joos, U., Piffkò, J., Meyer, U.
Die Behandlung des frontobasalen Traumas und Polytraumas.
Mund Kiefer Gesichts Chir. 5 (2001) 86 - 93
- Joos, U., Piffkò, J., Meyer, U.
Neue Aspekte in der Versorgung von Unterkieferfrakturen.
Mund Kiefer Gesichts Chir. 5 (2001) 2 - 16
- Kermer, C., Undt, G., Rasse, M.
Surgical reduction and fixation of intracapsular condylar fractures. A follow up study.
Int.J.Oral Maxillofac.Surg. 27 (1998) 191 - 194

- Kikuchi, M., Koriath, T.W., Hannam, A.G.
The association among occlusal contacts, clenching effort, and bite force distribution in man.
J.Dent.Res. 76 (1997) 1316 - 1325
- Kober, C., Sader, R., Thiele, H., Bauer, H.J., Zeilhofer, H.F., Hoffmann, K.H., Horch, H.H.
Spannungsanalyse des menschlichen Unterkiefers bei traumatologischen Standardsituationen mittels numerischer Simulation.
Mund Kiefer Gesichts Chir. 5 (2001) 114 - 119
- Koeck, B., Meents, O.
Grenzbewegungen des Unterkiefers nach Collumfrakturen
In: "Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie, Bd. XXV, Erkrankungen des Kiefergelenkes",
Schuchardt, K., Schwenger, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1980, 279 - 288
- Kolk, A., Bernhardt, O., Meyer, G.
Posttherapeutic evaluation with MRI, electronic axiographic and clinical examination in articular process fractures.
J.Dent.Res. 76 (1997) 471 - 473
- 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 - 187
- 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 - 18
- Koolstra, J.H., van Eijden, T.M.
Three-dimensional dynamical capabilities of the human masticatory muscles.
J.Biomech. 32 (1999) 145 - 152
- Koolstra, J.H., van Eijden, T.M.
A method to predict muscle control in the kinematically and mechanically indeterminate human masticatory system.
J.Biomech. 34 (2001) 1179 - 1188
- Koolstra, J.H., van Eijden, T.M., Weijts, W.A., Naeije, M.
A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces.
J.Biomech. 21 (1988) 563 - 576
- Koriath, T.W., Hannam, A.G.
Effect of bilateral asymmetric tooth clenching on load distribution at the mandibular condyles.
J.Prosthet.Dent. 64 (1990) 62 - 73
- Koriath, T.W., Waldron, T.W., Versluis, A., Schulte, J.K.
Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans.
J.Biomech. 30 (1997) 631 - 633

- Kroon, F.H., Mathisson, M., Cordey, J.R., Rahn, B.A.
The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study.
J.Craniomaxillofac.Surg. 19 (1991) 199 - 204
- Kukiz, P., Pistner, H., Priessnitz, B., Reuther, J.F., Thull, R.
Rechnergestütztes piezokeramisches miniaturisiertes Kaukraftmess-System.
Biomed.Tech.(Berl.) 40 (1995) 381 - 382
- Laskin, D.M.
Role of the meniscus in the etiology of posttraumatic temporomandibular joint ankylosis.
Int.J.Oral Surg. 7 (1978) 340 - 345
- Lehmann, K.M., Hellwig, E.
Einführung in die restaurative Zahnheilkunde.
Urban & Schwarzenberg
München - Wien- Baltimore, 1998, 53 - 74
- Lourakis M.I.A., Deriche R
Camera Self-Calibration Using the Singular Value Decomposition of the Fundamental Matrix.
Rapport de Recherche No. 3748, Institute Nationale de Recherches en Informatique et Automatique
Sofia Antipolis Cedex (France), 1999
- Lundgren, D., Laurell, L.
Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. II. Unilateral posterior two-unit cantilevers.
J.Oral Rehabil. 13 (1986) 191 - 203
- 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 - 426
- Meyer, C., Kahn, J.L., Boutemy, P., Wilk, A.
Determination of the external forces applied to the mandible during various chewing tasks.
J.Craniomaxillofac.Surg. 26 (1998) 331 - 341
- Meyer, C., Kahn, J.L., Lambert, A., Boutemy, P., Wilk, A.
Development of a static simulator of the mandible.
J.Craniomaxillofac.Surg. 28 (2000) 278 - 286
- Michael, C.G., Javid, N.S., Colaizzi, F.A., Gibbs, C.H.
Biting strength and chewing forces in complete denture wearers.
J.Prosthet.Dent. 63 (1990) 549 - 553
- Müller, J., Schenk, R., Willnegger, H.
Experimentelle Untersuchungen über die Entstehung reaktiver Pseudarthrosen am Hunderadius.
Helv.Chir.Acta 35 (1968) 301 - 307

- Müller, M.E., Engelhardt, P.
Verletzungen des Halte- und Bewegungsapparates
In: "Chirurgie",
Berchtold, R., Hamelmann, H., Peiper, H.-J. (Hrsg.), Urban & Schwarzenberg,
München, Wien, Baltimore, 1990, 2, 631 - 694
- Müller, W.
Die Therapie der Gelenkfortsatzfrakturen.
Zahn Mund Kieferheilkd.Zentralbl. 64 (1976) 496 - 517
- Neff, A.
Funktionsstabile Osteosynthese bei Frakturen der Kiefergelenkwalze.
Medizinische Habilitationsschrift Technische Universität München (2002)
- Neff, A., Kober, C., Zeilhofer, H.F., Sader, R., Deppe, H., Kuhn, A., Hoffmann, K.H., Horch, H.H.
A new efficient biomechanical model of the mandible based on computerized numerical simulation.
J.Craniomaxillofac.Surg. 26 (1998) S 239 - S 242
- Neff, A., Kolk, A., Deppe, H., Horch, H.H.
Neue Aspekte zur Indikation der operativen Versorgung intraartikulärer und hoher Kiefergelenkluxationsfrakturen.
Mund Kiefer Gesichts Chir. 3 (1999) 24 - 29
- Neff, A., Kolk, A., Horch, H.H.
Position und Beweglichkeit des Discus articularis nach operativer Versorgung diakapitulärer und hoher Kiefergelenkluxationsfrakturen.
Mund Kiefer Gesichts Chir. 4 (2000) 111 - 117
- Neff, A., Kolk, A., Junker, A., Horch, H.H.
Bedeutung des Bruchspaltverlaufs diakapitulärer Frakturen für das postoperative funktionelle Ergebnis.
Dtsch.Zahnarztl.Z. 55 (2000) 559 - 562
- Neff, A., Kuhn, A., Schieferstein, H., Hinz, A.M., Wilcok, E., Mühlberger, G., Zeilhofer, H.F., Sader, R., Deppe, H., Horch, H.H.
Development of innovative osteosynthesis techniques by numerical and in vitro simulation of the masticatory system
In: "Lectures on Applied Mathematics",
Bungartz, H.J., Hoppe, R.W., Zenger, C. (Hrsg.), Springer Verlag,
Berlin - Heidelberg - New York, 2000, 179 - 206
- Neff, A., Schieferstein, H., Kuhn, A., Zeilhofer, H.F.
A newly developed computer assisted experimental structure analysis of the human mandible
In: "CARS 2000 Computer Assisted Radiology and Surgery",
Lemke, H.U., Vannier, M.W., Inamura, K., Farman, A.G., Doi, K. (Hrsg.),
Elsevier Science B.V.,
Amsterdam - Lausanne - New York - Oxford - Shannon - Singapore - Tokyo,
2000, 893 - 898
- Neff, A., Schieferstein, H., Koch, S., Mühlberger, G., Horch, H.H.
Dynamische biomechanische Simulation der Gelenkkräfte in der Traumatologie der Gelenkwalze.
Dtsch.Zahnarztl.Z. 58 (2003) 183 - 188

- Neill, D.J., Kydd, W.L., Nairn, R.I., Wilson, J.
Functional loading of the dentition during mastication.
J.Prosthet.Dent. 62 (1989) 218 - 228
- Osborn, J.W.
Biomechanical implications of lateral pterygoid contribution to biting and jaw opening in humans.
Arch.Oral Biol. 40 (1995) 1099 - 1108
- Osborn, J.W., Baragar, F.A.
Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: symmetric vertical bite forces.
J.Biomech. 18 (1985) 599 - 612
- Ottenhoff, F.A., van der Glas, H.W., Bosman, F.
Control of elevator muscle activity during simulated chewing with varying food resistance in humans.
J.Neurophysiol. 68 (1992) 933 - 944
- Outerbridge, R., Dunlop, J.
The Problem of Chondromalazia Patellae.
Clin.Orthop. 110 (1975) 177 - 196
- Pape, H.D., Hauenstein, H., Gerlach, K.L.
Chirurgische Versorgung der Gelenkfortsatzfrakturen mit Miniplatten
In: "Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie, Bd. XXV, Erkrankungen des Kiefergelenkes",
Schuchardt, K., Schwenger, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1980, 152 - 161
- Paphangkorakit, J., Osborn, J.W.
Effect of jaw opening on the direction and magnitude of human incisal bite forces.
J.Dent.Res. 76 (1997) 561 - 567
- Petzel, J.R.
Die chirurgische Behandlung des frakturierten Collum mandibulae durch funktionsstabile Zugschraubenosteosynthese
In: "Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie, Bd. XXV, Erkrankungen des Kiefergelenkes",
Schuchardt, K., Schwenger, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1980, 84 - 90
- Piffkò, J., Homann, C., Schuon, R., Joos, U., Meyer, U.
Experimentelle Untersuchungen zur biomechanischen Stabilität unterschiedlicher Unterkieferosteosynthesen.
Mund Kiefer Gesichts Chir. 7 (2003) 1 - 6
- Posukidis, T.
Ursachen, Therapie und Spätergebnisse von Gelenkfortsatzfrakturen
In: "Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie, Bd. XXV, Erkrankungen des Kiefergelenkes",
Schuchardt, K., Schwenger, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1980, 98 - 105

Price, C.

A method of quantifying disc movement on magnetic resonance images of the temporomandibular joint: Part II: application of the method to normal and deranged joints.

Dentomaxillofac.Radiol. 19 (1990) 63 - 66

Pruim, G.J., de Jongh, H.J., ten Bosch, J.J.

Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels.

J.Biomech. 13 (1980) 755 - 763

Rahn, B., Cordey, J., Prein, J., Russenberger, M.

Biomechanik von Osteosynthesen am Unterkiefer.

Mund Kiefer Gesichts Chir. 19 (1975) 37 - 42

Ralph, J.P., Caputo, A.A.

Analysis of stress patterns in the human mandible.

J.Dent.Res. 54 (1975) 814 - 821

Rasse, M.

Diakapituläre Frakturen der Mandibula. Die operative Versorgung - Tierexperiment und Klinik.

Medizinische Habilitationsschrift Universität Wien (1992)

Rasse, M.

Diakapituläre Frakturen der Mandibula. Eine neue Operationsmethode und erste Ergebnisse.

Z.Stomatol. (1993) 413 - 428

Rasse, M.

Neuere Entwicklung der Therapie der Gelenkfortsatzbrüche der Mandibula.

Mund Kiefer Gesichts Chir. 4 (2000) 69 - 87

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

Experimental analysis of internal rigid fixation osteosynthesis performed with titanium bone screw and plate systems.

J.Craniomaxillofac.Surg. 24 (1996) 53 - 57

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

Computer-aided optimization of choice and positioning of bone plates and screws used for internal fixation of mandibular fractures.

Int.J.Oral Maxillofac.Surg. 21 (1992) 373 - 377

Sato, S., Takahashi, K., Kawamura, H., Motegi, K.

The natural course of nonreducing disk displacement of the temporomandibular joint: changes in condylar mobility and radiographic alterations at one-year follow up.

Int.J.Oral Maxillofac.Surg. 27 (1998) 173 - 177

Schieferstein, H., Neff, A., Kuhn, A., Koch, S., Zeilhofer, H.F., Horch, H.H.
Experimentelle Strukturanalyse des menschlichen Unterkiefers

In: "Virtuelle Instrumente in der Praxis: Begleitband zum Kongress VIP 2000",

Jamal, R., Jaschinski, H. (Hrsg.), Hüthig Verlag,

Heidelberg, 2000, 274 - 281

- Schieferstein, H.
Experimentelle Analyse des menschlichen Kausystems.
Promotionsschrift der Fakultät für Maschinenwesen Technische Universität München (2003)
- Schön, R., Gutschwald, R., Schramm, A., Gellrich, N.C., Schmelzeisen, R.
Extraorale und intraorale endoskopisch assistierte Versorgung von Kollumfrakturen.
Mund Kiefer Gesichts Chir. 6 (2002) 236 - 240
- Schreiber, S.
Ein neues Gerät zur Messung und Registrierung von Kaukräften.
Zahnärztl.Rdschr. 66 (1957) 127 - 132
- Sikes, J.W., Jr., Smith, B.R., Mukherjee, D.P., Coward, K.A.
Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws, in fracture and reconstruction models.
J.Oral Maxillofac.Surg. 56 (1998) 468 - 473
- Sobotta
"Atlas der Anatomie des Menschen" (CD-ROM).
Putz, R., Papst, R. (Hrsg.), Urban und Fischer
München - Wien - Baltimore, 2000
- Sonnenburg, M., Hartel, J.
Biomechanische Untersuchungen verschiedener Osteosyntheseverfahren am spannungsoptischen Kiefermodell.
Stomatol.DDR. 28 (1978) 83 - 91
- Spiessl, B., Schroll, K.
Gelenkfortsatz- und Kieferköpfchenfrakturen
In: "Spezielle Fraktur- und Luxationslehre",
Nigst, H. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1972, 136 - 147
- Standlee, J.P., Caputo, A.A., Ralph, J.P.
The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint.
J.Oral Rehabil. 8 (1981) 391 - 400
- Strub, W.
"Benninghoff Anatomie 1"
Fleischhauer, K. (Hrsg.), Urban & Schwarzenberg
München - Wien- Baltimore, 1985, 489 - 546
- Tams, J., van Loon, J.P., Otten, E., Rozema, F.R., Bos, R.R.
A three-dimensional study of bending and torsion moments for different fracture sites in the mandible: an in vitro study.
Int.J.Oral Maxillofac.Surg. 26 (1997) 383 - 388
- Terheyden, H., Fleiner, B., Schubert, F., Bumann, A.
Zur Position des Diskus bei Collum-mandibulae-Frakturen - eine magnetresonanztomographische Studie.
Mund Kiefer Gesichts Chir. 41 (1996) 112 - 114

Terheyden, H., Muhlendyck, C., Sprengel, M., Ludwig, K., Harle, F.
Self-adapting washer system for lag screw fixation of mandibular fractures.
Part II: In vitro mechanical characterization of 2.3 and 2.7 mm lag screw
prototypes and in vivo removal torque after healing.
J.Craniomaxillofac.Surg. 27 (1999) 243 - 251

Timmel, R., Hollmann, K.
Sieben Jahre Erfahrung mit der operativen Behandlung der sog.
Luxationsfraktur des Unterkiefers
In: "Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie, Bd.XXV, Erkrankungen des
Kiefergelenkes",
Schuchardt, K., Schwenger, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1980, 79 - 81

Türp, J.C., Stoll, P., Schlotthauer, U., Vach, W., Strub, J.R.
Computerized axiographic evaluation of condylar movements in cases with
fractures of the condylar process: a follow-up over 19 years.
Int.J.Oral Maxillofac.Surg. 24 (1996) 46 - 52

Umstadt, H.E.
persönliche Mitteilung (2003)

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

van Eijden, T.M., Klok, E.M., Weijs, W.A., Koolstra, J.H.
Mechanical capabilities of the human jaw muscles studied with a mathematical
model.
Arch.Oral Biol. 33 (1988) 819 - 826

Vanwanseele, B., Eckstein, F., Knecht, H., Stussi, E., Spaepen, A.
Knee cartilage of spinal cord-injured patients displays progressive thinning in
the absence of normal joint loading and movement.
Arthritis Rheum. 46 (2002) 2073 - 2078

Voy, E.D., Fuchs, M.
Anatomische Untersuchungen zur Blutgefäßstruktur im Bereich des
Kiefergelenkes
In: "Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie",
Schuchardt, K., Schwenger, N. (Hrsg.), Georg Thieme Verlag,
Stuttgart - New York, 1980, Bd. XXV, 67 - 75

Walker, R.V.
Condylar fractures: nonsurgical management.
J.Oral Maxillofac.Surg. 52 (1994) 1185 - 1188

Waltimo, A., Kononen, M.
A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy
young adults.
Scand.J.Dent.Res. 101 (1993) 171 - 175

Wang, L., Sadler, J.P., Breeding, L.C.
A robotic system for testing dental implants.
Mechanism and Machine Theory 33 (1998) 593 - 597

- Wassmund, M.
Über Luxationsfrakturen des Kiefergelenkes.
Dtsch.Kieferchir. 1 (1934) 27 - 54
- Worsaae, N., Thorn, J.J.
Surgical versus nonsurgical treatment of unilateral dislocated low subcondylar fractures: a clinical study of 52 cases.
J.Oral Maxillofac.Surg. 52 (1994) 353 - 360
- Yamagishi, M., Yoshimura, Y.
The biomechanics of fracture healing.
J.Bone Joint Surg.Am. 37 (1995) 1035 - 1041
- Yatabe, M., Zwijnenburg, A., Megens, C.C., Naeije, M.
Movements of the mandibular condyle kinematic center during jaw opening and closing.
J.Dent.Res. 76 (1997) 714 - 719
- Zeiss, I.M., Nisbet, N.W., Heslop, B.F.
Studies on transference of bone. II: Vascularization of autologous and homologous implants of cortical bone in rats.
Brit.J.Exp.Pathol. 41 (1960) 345 - 352
- Ziccardi, V.B., Schneider, R.E., Kummer, F.J.
Wurzberg lag screw plate versus four-hole miniplate for the treatment of condylar process fractures.
J.Oral Maxillofac.Surg. 55 (1997) 602 - 607

11. Verzeichnis der fachspezifischen Abkürzungen

A.	arteria
Aa.	arteriae
CT	Computertomographie
et al.	und andere
FH	Frankfurter Horizontale
FRS	Fernröntgen seitlich
inf.	inferior
lat.	lateral
lig.	ligamentum
ligg.	ligamenta
M.	musculus
med.	medial
Mm.	musculi
MRT	Magnetresonanztomographie
MW	Mittelwert
N	Newton
N.	nervus
Nn.	nervi
OPG	Orthopantomogramm
p.a.	posterior-anterior
PDS	Polydioxanonsäure
pterygoid.	pterygoideus
SD	Standardabweichung
SKD	Schneidekantendistanz
sup.	superior

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name: Dr. med. Gabriele Mühlberger
Wohnort: Rumerweg 7
A-6065 Thaur
Telefon: 0043 – 5223 - 493097
E-mail: GabiMuehlberger@web.de
Geburtstag: 28.12.63
Geburtsort: München
Familienstand: ledig
Nationalität: deutsch

Schulbildung

1969 - 1971 Klosterschule Dachau
1971 - 1973 Grundschule an der Forellenstraße, München
1973 - 1983 Michaeli-Gymnasium, München

Berufsausbildung, Berufstätigkeit und Studium

1983 - 1985 Ausbildung zur Arzthelferin
bei Dr. med. Jancke, Facharzt für Innere Medizin
und Radiologie, München
1985 - 1986 Arzthelferin, Praxis Dr. med. Jancke
1986 - 1988 Vorklinisches Studium Medizin an der Ludwig-
Maximilians-Universität, München
1988 Physikum Medizin
1988 - 1993 Klinisches Studium Medizin
1990 Erstes Staatsexamen Medizin
1992 Zweites Staatsexamen Medizin
1993 Drittes Staatsexamen Medizin (20.10.1993)
1995 Approbation als Ärztin (03.08.1995)
1998 - 2002 Zweitstudium Zahnmedizin an der Ludwig-
Maximilians-Universität, München
parallel zur ärztlichen Tätigkeit
1998 - 1999 Vorklinisches Studium Zahnmedizin
1999 - 2000 Zahnärztliche Prüfung (07.06.2002)
2002 Approbation als Zahnärztin (04.07.2002)

Ärztliche Tätigkeit

1994 - 1995	1.2.94 - 31.7.95 Ärztin im Praktikum: Maria-Theresia-Klinik, München, Chirurgische Fachklinik, Ärztlicher Direktor Prof. Dr. med. A. Schaudig
1995 - 1997	1.8.95 - 31.10.97 Assistenzärztin: Maria-Theresia-Klinik, München, Chefarzt Dr. M. Zimmermann
1997 - 1998	1.12.97 - 11.11.98 Assistenzärztin: Kreiskrankenhaus Holzkirchen, Chirurgisches Fachkrankenhaus Chefarzt Dr. F. J. Leibig
1997 - 2002	1.10.97- 28.02.02 Notärztin: Aicher Ambulanz Union, München (incl. Interhospital-Intensiv-Transporte)
2000 - 2002	1.5.00- 28.02.02 Notärztin am Standort Freilassing
2002 - 2004	1.5.02 – 28.02.2004 Assistenzärztin: Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie des Klinikums Rechts der Isar der Technischen Universität München Direktor: Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. H.-H. Horch
2004	seit 1.3.04 Assistenzärztin: Klinische Abteilung für Mund-Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Innsbruck, Österreich Primarius: Univ.-Prof. Dr. Dr. M. Rasse

Promotion

Medizin	bei Prof. Dr. med. F. W. Hagena, Orthopädische Klinik und Poliklinik München-Großhadern und PD Dr. Ing. Dr. med. habil. W. Plitz, Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie der LMU <i>"Einfluß auf die retropatellare Kraft durch Resektion des hinteren Kreuzbandes und Stabilisierung der Patellarsehne mithilfe eines Steinmann-Nagels"</i> Rigorosum: 28.März 1996
---------	---

Thaur, 21.12.2004

Dr. med. Gabriele Mühlberger