

Dissertation

**Die Anwendung der Herbert-Knochen-Schraube in
der osteosynthetischen Behandlung von Frakturen
des Kieferwinkels:
Ein biomechanischer Vergleich zur
konventionellen Miniplattenosteosynthese**

eingereicht von

**Dr.med.univ.
Jürgen Wallner**

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der medizinischen Wissenschaften
(Dr.scient.med.)**

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der klinischen Abteilung für

Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
(Leiterin: Univ.-Prof.ⁱⁿ DDr.ⁱⁿ K. C. Schwenzer-Zimmerer)

unter der Anleitung von

Priv.-Doz. DDr. W. Zemann

Graz, 2015

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, August 2015

Dr. Jürgen Wallner

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. DDr. Wolfgang Zemann, Herrn Priv.-Doz. DDr. Matthias Feichtinger, Herrn Priv.-Doz. Dr. Georg Feigl und Herrn DDr. Knut Reinbacher für die ausdauernde, fachliche und vor allem persönliche Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Ich möchte mich ebenfalls bei Frau Univ.-Prof.ⁱⁿ DDr.ⁱⁿ Katja Christine Schwenzer-Zimmerer für die Ermöglichung der Durchführung und der Fertigstellung dieses wissenschaftlichen Projektes bedanken.

Zusammenfassung

Titel: Die Anwendung der Herbert-Knochen-Schraube in der osteosynthetischen Behandlung von Frakturen des Kieferwinkels:

Ein biomechanischer Vergleich zur konventionellen Miniplattenosteosynthese

Einleitung: Frakturen des Kieferwinkels stellen die häufigste Gesichtsschädelfraktur der modernen Gesellschaft dar. Die Ursachen dafür sind vielfältig und reichen, beginnend bei Rohheitsdelikten, gefolgt von Unfällen beim Sport oder im Straßenverkehr, bis hin zu pathologischen Prozessen und iatrogenen Faktoren.

Derzeitiger Standard ist eine operative Behandlung. Diese osteosynthetische Behandlung resultiert in den höchsten post-operativen Komplikationsraten aller Unterkieferfrakturen. Folglich ist die chirurgische Versorgung der Kieferwinkelfraktur von vielen entwicklungsbedingten Veränderungen geprägt, jedoch ohne bis dato einen einheitlichen therapeutischen Konsens zu erlangen.

In einer anderen anatomischen Region kommt ein seit über 40 Jahren bekanntes, sehr spezielles Osteosyntheseimplantat zum Einsatz. Die nach ihrem Entdecker benannte Herbert-Knochen-Schraube ist unter anderem in der operativen Behandlung von Kahnbeinfrakturen und Pseudoarthrosen der Hand Standard. Die gering dimensionierte Schraube folgt dem Prinzip der Kompressionsosteosynthese, versorgt Frakturen funktionsstabil und kann auf Grund ihrer Konstruktion bei regelrechtem post-operativen Verlauf im Knochen verbleiben.

Bislang findet die Herbert-Knochen-Schraube in der Behandlung von Frakturen des Kieferwinkels keine Anwendung, könnte jedoch, zumal sie als erfolgreiches Osteosynthesekonzept in anderen anatomischen Regionen weitläufig etabliert ist, ein neuartiges und vielversprechendes Therapiekonzept bei Knochenbrüchen des Kieferwinkels darstellen.

Material und Methode: Im Rahmen einer prospektiven, randomisierten, kontrollierten In-vitro-Studie wurde das biomechanische Verhalten der Herbert-Knochen-Schraube im Vergleich zu einem konventionellen, winkelstabilen Mini Plattensystem des Kieferwinkels an 20 humanen Kadaverpräparaten

untersucht. Dabei wurden die beiden Osteosynthesysteme (Platte, Schraube) bei zuvor standardisierten Frakturen im Kieferwinkel der Präparate angewandt - eine Platte an der einen Seite und eine Schraube an der anderen Seite jedes Präparates. Die Präparate wurden mittig in 40 Unterkieferhälften geteilt und das biomechanische Verhalten in einem mechanischen Versuchsstand unter vertikaler, okklusaler Belastung vergleichend beurteilt. Das mechanische Verhalten der Materialien wurde anhand der absoluten (maximalen) Belastung, der absoluten (maximalen) Auslenkung, der Stärke (Festigkeit, Steifigkeit) und der Auslenkung innerhalb des klinisch relevanten Bereiches an definierten Punkten beurteilt, um so Rückschlüsse auf eine Anwendung der Herbert-Knochen-Schraube im Kieferwinkel erstellen zu können. Statistische Analysen beinhalteten unter anderem Wilcoxon-Tests, Kovarianzanalysen und Regressionsanalysen.

Ergebnisse und Resultate: Die absoluten, maximalen Belastungswerte lagen bei 427 N in der Gruppe der Platte und bei 362 N in der Gruppe der Schraube. Die Belastung bis zum Material-/Systemversagen war im Mittel bei 250 (\pm 68) N in der Plattengruppe und bei 200 (\pm 61) N in der Schraubengruppe. Die Auslenkung bis zum Material-/Systemversagen lag im Mittel bei 7.90 (\pm 2.7) mm in die Gruppe der Platte und bei 6.90 (\pm 2.2) mm in der Gruppe der Schraube. Die Stärke wurde im Mittel mit Werten von 1.10 (\pm 0.61) N/m für die Gruppe der Platte und 0.78 (\pm 0.40) N/m für der Gruppe der Schraube berechnet. Der Unterschied des mechanischen Verhaltens der beiden Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) war in Bezug auf die maximale Auslenkung, die Stärke und die Auslenkung innerhalb des klinisch relevanten Bereiches bis 200 N nicht signifikant. Auch die Beziehung der Belastungs- und Auslenkungswerte zwischen den beiden Gruppen (Platte, Schraube) war nicht signifikant ($p=0.55$). Lediglich bei der maximalen Belastung der Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) über 200 N konnte ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der Platte festgestellt werden.

Diskussion: Da diese Untersuchung humane Kadaverpräparate verwendete, kann von einer hohen Reproduktion für den In vivo-Bereich ausgegangen werden. Die absoluten, maximalen Belastungswerte beider Gruppen lagen im Mittel nicht unter der klinisch relevanten Belastungsgrenze, die als Standard für die Übertragung in den klinischen Bereich gilt. Obwohl die Osteosyntheseplatte im maximalen Belastungsbereich jenseits der klinisch relevanten Grenze ein höheres Widerstandsverhalten als die Herbert-Knochen-Schraube zeigte, kann das

biomechanische Verhalten der beiden Osteosynthesematerialien als ähnlich angesehen werden. Die Schraubenosteosynthese gilt als die einfachste Technik der erfolgreichen, starren Bruchfragmentfixierung im Kieferwinkel mit Induktion von primärer Knochenheilung und niedrigen Raten an post-operativen Komplikationen. Folglich kann die Herbert-Knochen-Schraube bei richtiger Indikationsstellung eine minimal invasive, zeitsparende und elegante Alternative in der osteosynthetischen Behandlung bei Kieferwinkelfrakturen oder bei Frakturen des Unterkiefers darstellen.

Schlussfolgerung: Die Herbert-Knochen-Schraube erfüllt, entsprechend den Beurteilungskriterien dieser Untersuchung, die anerkannten biomechanischen Kriterien des Unterkiefers. Zudem zeigt sie ein günstiges mechanisches Verhalten im Kieferwinkel, das für den klinisch relevanten Belastungsbereich ausreichend ist. Die Grundlage in Bezug auf das biomechanische Verhalten für die Anwendung dieser Osteosyntheseschraube im Kieferwinkel konnte mit dieser Untersuchung gezeigt werden. Auf Basis dessen kann von einer regelrechten Anwendung der Herbert-Knochen-Schraube in der osteosynthetischen Behandlung von Frakturen des Kieferwinkels ausgegangen werden. Weitere In vivo-Untersuchungen für eine standardisierte Anwendung sind jedoch zur zusätzlichen Beurteilung dieses Osteosynthesystems im klinischen Bereich notwendig.

Abstract

The use of the Herbert bone screw in the osteosynthetic treatment of fractures of the mandibular angle:

A biomechanical comparison to the conventional miniplate osteosynthesis

Introduction: Fractures of the mandibular angle are the most common facial skull fractures in the modern society. The reasons therefor are manifold, ranging from violent crimes and sport or traffic accidents to pathological processes and iatrogenic factors. The current standard is an operative treatment. This operative treatment results in the highest post-operative complication rates of all mandibular fractures. Thus there is an ongoing development and refinement of the surgical methods, but still without obtaining a therapeutic consensus.

In another anatomical region the use of a very special fixation system, is known for more than 40 years. The so-called Herbert bone screw is named after its discoverer and is a well-known standard in the operative treatment of scaphoid fractures and nonunions of the hand. Due to its construction the small sized screw follows the principles of the compression osteosynthesis, provides a functional stable fixation and can remain in the bone. However, there is no use of the Herbert bone screw in the treatment of fractures of the mandibular angle. Since this fixation system is widely established in other anatomical regions, the use of the Herbert bone screw could constitute a new and promising osteosynthetic treatment for fractures of the mandibular angle.

Material and method: In a prospective, randomized, controlled in vitro trial the biomechanical behaviour of the Herbert bone screw was compared to a conventional, functional stable miniplate system of the mandibular angle by using 20 human cadaver phantoms. The two fixation systems (plate, screw) were used in standardized fractures of the phantom's mandibular angle - a plate on the one side and a screw on the other side of each phantom. The phantoms were divided into 40 hemimandibles. Then the fixation system's biomechanical behaviour was comparatively evaluated by a mechanical testing unit under a vertical, occlusal load. The fixation system's (plate, screw) biomechanical behaviour was assessed by the material's absolute (maximum) load, the absolute (maximum) strain, the stiffness and the strain within the clinical relevant field at defined points, in order to

create conclusions about the screw's use in the mandibular angle. Statistical analysis included among others Wilcoxon tests, analysis of covariance and regression analysis.

Results: The absolute maximum load values were 427 N in the group of the plate and 362 N in the group of the screw. Mean values of load at the point of the material's/system's failure were 250 (± 68) N in the plate group and 200 (± 61) N in the screw group. Mean values of strain at the material's/system's failure were 7.90 (± 2.7) mm in the group of the plate and 6.90 (± 2.2) mm in the group of the screw. Mean values of stiffness were calculated to be 1.10 (± 0.61) N/m in the group of plate and 0.78 (± 0.40) N/m in the group of screw. The difference between the mechanical behaviour of the two fixation systems (plate, screw) and the maximum strain, the stiffness and the strain within the clinical relevant field up to 200 N, was not significant. Even the load and strain values between the two groups (plate, screw) were not significantly different ($p=0.55$). A significant difference was only observed within the maximum load range over 200 N in favor of the plate osteosynthesis.

Discussion: Since this trial used human cadaver phantoms, a high reproducibility for the clinical use can be assumed. On average the absolute maximum stress values of both groups were not below the clinical relevant load limit that is considered as the standard for the transmission in the clinical field. Although the plate osteosynthesis showed higher maximum load values than the Herbert bone screw, the biomechanical behaviour of the two fixation systems can be considered as similar. The screw osteosynthesis is known as the easiest technique of successful, rigid fracture fragment fixation in the mandibular angle with induction of primary bone healing and low rates of post-operative complications. Consequently the right indicated use of the Herbert bone screw can represent a minimally invasive, time-saving and elegant alternative in the treatment of fractures of the mandibular angle or the lower jaw.

Conclusion: The Herbert bone screw met the biomechanical assessment criteria of the lower jaw and showed a favorable mechanical behaviour in the mandibular angle, which is sufficient in the clinical field. This trial has proven the use of the Herbert bone screw in the osteosynthetic treatment of fractures of the mandibular angle based on the screw's biomechanical behaviour. Therefore the proper use of the Herbert bone screw in the treatment of fractures of the mandibular angle can

be assumed. Before using the screw as a standardized osteosynthetic treatment, further in vivo investigations are necessary to test the screw's applicability in the clinical field.

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung und allgemeiner Teil	19
1.1	Anatomie des Unterkiefers und des Kieferwinkels.....	19
1.2	Allgemeine Traumatologie - Klassifikation und biomechanische Grundlage.....	20
1.3	Primäre und sekundäre Knochenbruchheilung.....	24
1.4	Traumatologie des Unterkiefers - physiologische Biomechanik und Klassifikation.....	26
1.5	Frakturen des Kieferwinkels - Einteilung und Systematik	30
1.6	Behandlungsmethoden von Frakturen im Kiefer- und Gesichtsbereich ...	32
1.6.1	Konservative Behandlung von Frakturen des Kiefers	33
1.6.2	Operative Behandlung von Frakturen des Kiefers	34
1.6.2.1	Kompressionsosteosynthese durch funktionsstabile AO/ASIF- Platten	35
1.6.2.2	Kompressionsosteosynthese durch solitäre Zugschrauben, AO/ASIF-Schrauben	37
1.6.2.3	Miniaturisierte adaptive Plattenosteosynthese	40
1.6.2.4	Miniaturisierte und nicht-miniaturisierte, winkelstabile Platten- osteosynthese mit Verriegelungssystem, Locking- Systeme	42
2	Besondere Aspekte dieser Studie und spezieller Teil	44
2.1	Operative Behandlungsmethoden von Frakturen des Kieferwinkels	44
2.1.1	Miniaturisiertes Osteosynthesematerial, mono- und biplanare Miniplattentechnik	47
2.1.2	Solitäre Zugschraubenosteosynthese.....	50
2.1.3	Bikortikale Kompressions- und Rekonstruktionsplatten- osteosynthese.....	51
2.1.4	Dreidimensionale Plattenosteosynthese.....	52
2.1.5	Resorbierbare Plattenosteosynthese.....	52

2.2	Komplikationen und Komplikationsraten von etablierten Osteosynthesystemen im Kieferwinkel	53
2.3	Biomechanische Aspekte der osteosynthetischen Behandlungsmethoden von Frakturen des Kieferwinkels	56
2.4	Die <i>Herbert-Knochen-Schraube</i>	63
2.5	Biomechanische Aspekte der <i>Herbert-Knochen-Schraube</i>	67
3	Wissenschaftliche Kernaspekte von biomechanischen In-vitro-Untersuchungen zur Beurteilung von Osteosynthesematerialien und Methoden im Kieferwinkel	69
4	Fragestellung	73
4.1	Begründung der Fragestellung	73
4.2	Zielsetzung und Hypothese	74
5	Material und Methode	76
5.1	Versuchsaufbau	76
5.1.1	Kollektivbeschreibung und Materialien	78
5.1.2	Materialvergleich und Zielgrößen	81
5.2	Untersuchungsablauf und Methode	83
5.3	Erläuterung zum Untersuchungsablauf	98
5.4	Auswertung und statistische Methoden	99
6	Ergebnisse und Resultate	101
7	Diskussion	113
7.1	Zeitliche Trends in der osteosynthetischen Behandlung von Frakturen des Kieferwinkels	113
7.2	Interpretation von biomechanischen Untersuchungen im Kieferwinkel und deren Übertragung in den klinischen Bereich	115
7.3	Limitationen und Grenzen	118
7.4	Wertigkeit biomechanischer Untersuchungen im Kieferwinkel	121
7.5	Interpretation und Beurteilung der <i>Herbert-Knochen-Schraube</i> im Kieferwinkel	122

7.6	Klinische Implikation und praktischer Ausblick	129
8	Schlussfolgerung	132
9	Literaturverzeichnis	134
10	Anhang	155

Glossar und Abkürzungen

®	registered sign (registriert, lizenziert)
μStrain	Microstrain (Einheit zur Messung der Ausdehnung/Auslenkung)
3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
ANCOVA	Covarianzanalyse
AO/ASIF	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association for the study of Internal Fixation
Ausl.	Auslenkung
Belast.	Belastung
bikortikal	beschreibend für die Kortikalis des Knochens beider Seiten
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa, ungefähr
cm	Zentimeter
D	Durchmesser
Dis.	Dislocatio/Dislokation
dist.	distal
DVT	Digitale-Volumen-Tomographie
Fraktur	Bruch/Knochenbruch
h	Hilfslinie
H	Hypothese
intermaxilläre Fixation (IMF)	Fixierung von Unter- mit Oberkiefer mittels Draht- oder Gummiligaturen über festsitzenden Zähnen oder Knochenschrauben zur Immobilisation, Schienung und Ruhigstellung
kg	Kilo
KW	Kieferwinkel
KWB	Kieferwinkelbereich
L	Länge

Li	Links
m	Meter
M.	Musculus
Mandibulo-maxilläre Immobilisation	siehe IMF
Max.	Maximum
max. mm	maximale Auslenkung
max. N	maximale Belastung
Mean	Mittelwert
Median	Medianwert
Min.	Minimum
Miniplatten	Osteosynthesematerial/miniaturisierte Osteosyntheseplatten aus Titan
mm	Millimeter
Mm.	Musculi (Plural)
monokortikal	beschreibend für die Kortikalis des Knochens einer Seite
n	Anzahl, Präparatanzahl
N	Newton, Krafteinheit
N.	Nervus
n/a	nicht verfügbar, unzutreffend, Ausfall
N/m	Newton pro Meter
OPTG	Orthopantomogramm
Osteosynthese	Versorgung von Knochenbrüchen mit entsprechenden Materialien (in der Regel aus Titan) zur Schienung, Fixierung und Ruhigstellung
p	Signifikanzwert, Wahrscheinlichkeit mit Werten zwischen 0 und 1
Plattenosteosynthese	Versorgung von Knochenbrüchen mit Osteosyntheseplatten
prox.	proximal
Qua.	Quartile
Re	rechts
s.	siehe

SD	Standardabweichung
sek	Sekunden
Tab.	Tabelle
UK	Unterkiefer
x	Multiplikation

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Die Anatomie des Unterkiefers	20
Abb. 2: Der mechanische Biegeversuch	26
Abb. 3: Das Trajektoriensystem des Unterkiefers	27
Abb. 4: Ursachen von Frakturen des Unterkiefers	28
Abb. 5: Einteilung von Frakturen des Unterkiefers	29
Abb. 6: Die Kieferwinkelfraktur	31
Abb. 7: Die Zugschraubenosteosynthese	39
Abb. 8: Die Plattenfixierung	43
Abb. 9: Die Plattenpositionen im Kieferwinkel	48
Abb. 10: Post-operative Komplikationsraten	55
Abb. 11: Die Belastungszonen bei der Kieferwinkelfraktur	56
Abb. 12: Die <i>Herbert-Knochen-Schraube</i>	66
Abb. 13: Der mechanische Versuchsstand - Übersicht	77
Abb. 14: Der mechanische Versuchsstand - Detail	78
Abb. 15: Die Unterkieferpräparate	79
Abb. 16: Das Osteosynthesematerial	81
Abb. 17: Die Frakturlinienkonstruktion 1	84
Abb. 18: Die Frakturlinienkonstruktion 2	85
Abb. 19: Die Applikation der Osteosyntheseplatte	86
Abb. 20: Die Insertion der <i>Herbert-Knochen-Schraube</i>	87
Abb. 21: Präparat (1) - Übersicht	88
Abb. 22: Präparat (2) - Übersicht	89
Abb. 23: Präparate (1, 2) - Übersicht	90
Abb. 24: Präparate (1, 2) - Detail	91
Abb. 25: 3D-Darstellung der Versuchspräparate - Platte	92
Abb. 26: 3D-Darstellung der Versuchspräparate - Schraube	92
Abb. 27: Der Belastungsversuch - Schema	93
Abb. 28: Der Belastungsversuch Platte - Übersicht	94
Abb. 29: Der Belastungsversuch Schraube - Übersicht	95
Abb. 30: Der Belastungsversuch Platte - Detail	96
Abb. 31: Der Belastungsversuch Schraube - Detail	96
Abb. 32: Untersuchungsablauf	97

Abb. 33: Belastungs-/Auslenkungsdiagramm	102
Abb. 34: Präparatverteilung innerhalb des klinisch relevanten Bereiches	103
Abb. 35: Stärke, Festigkeit, Steifigkeit	106
Abb. 36: Boxplots des mechanischen Verhaltens.....	109
Abb. 37: Regressionsmodell.....	111

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Einteilung der Frakturen 1	21
Tab. 2: Einteilung der Frakturen 2	22
Tab. 3: Formen der Dislokation	22
Tab. 4: Sichere und unsichere Frakturzeichen	23
Tab. 5: Die Phasen der sekundären Knochenheilung	25
Tab. 6: Einteilung von Frakturen des Unterkiefers	29
Tab. 7: Frakturkombinationen des Unterkiefers	30
Tab. 8: Therapieformen im Kiefer- und Gesichtsbereich	32
Tab. 9: Osteosyntheseverfahren und -systeme im Kieferbereich	35
Tab. 10: Osteosynthesysteme im Kieferwinkel 1	45
Tab. 11: Osteosynthesysteme im Kieferwinkel 2	46
Tab. 12: Kernaspekte biomechanischer Untersuchungsabläufe im Kieferwinkel ...	72
Tab. 13: Eigenschaften der <i>Herbert-Knochen-Schraube</i>	74
Tab. 14: Hypothesen	75
Tab. 15: Ein- und Ausschlusskriterien	78
Tab. 16: Eigenschaften der 4-Loch-Miniplatte vom Locking-Typ	79
Tab. 17: Maße der <i>Herbert-Knochen-Schraube</i>	80
Tab. 18: Hauptzielgrößen	82
Tab. 19: Nebenzielgrößen	82
Tab. 20: Auslenkung im klinisch relevanten Bereich	104
Tab. 21: Materialbeurteilungsfaktoren	105
Tab. 22: Präparatmorphologie	107
Tab. 23: Schraubenlängen	107
Tab. 24: Gewebescheiden nach Schraubeninsertion	108
Tab. 25: Abhängige/beeinflussende Variablen	112

1 Einführung und allgemeiner Teil

1.1 Anatomie des Unterkiefers und des Kieferwinkels

Der Unterkieferknochen (Mandibula) ist ein zentraler und markanter Knochen des Gesichtsschädels. Er entwickelt sich als paarig angelegte Struktur aus dem *Meckel-Knorpel* (Cartilago meckeli, Mandibula primitiva) (1). Innerhalb des ersten Lebensjahres kommt es im anterioren Mandibulabereich zur unverschieblichen Verschmelzung dieser paarigen Anlage und so zur Bildung der Symphyse (2). Der Unterkieferknochen entsteht durch desmale Ossifikation und ist physiologischerweise mesenchymal vorgebildet (3).

Makroskopisch imponiert der Unterkiefer u-förmig und ist bis auf wenige Kanten und Rauigkeiten von glatter Struktur. Wie auch andere Knochen besteht die Mandibula aus einer festen äußeren Kompakta und einer balkenartig verlaufenden inneren Spongiosa (4). Der kompakte Basalbogen des Unterkieferkörpers, der einen Verlauf ähnlich einer Parabel beschreibt, verdünnt sich nach oben zum zahntragenden Alveolarknochen mit den Zahnfächern, um Verankerung für die Wurzeln der Zähne zu bieten (1).

Der Kieferwinkel befindet sich zwischen der kaudal liegenden Basalfläche des Corpus mandibulae und der Hinterseite des Ramus mandibulae. Dieser wird von der hinteren Kante des Ramus und der unteren Kante des zentral gelegenen Corpus der Mandibula gebildet. Der Winkel beträgt etwa 90-140 Grad (1,4). Folgt man dem weiteren Knochenverlauf, so endet der Ramus mit einem Gelenksfortsatz, der aus einem querovalen Kopf besteht und durch eine Incisur vom weiter anterior liegenden Muskelfortsatz (3) getrennt ist.

In jenen Bereichen, die besonders hohen Belastungen unterliegen, wie die anteriore (Kinn) oder die laterale Region (Linea obliqua), ist die Knochenkortikalis des Unterkiefers verstärkt, um sicherzustellen, dass der Unterkiefer unter den physiologisch auftretenden Kau- und Muskelzugkräften hohe Stabilität aufweist (5). Derartige Verstärkungen finden sich auch an den außen- und innenliegenden Flächen des aufsteigenden Kieferastes, die durch ihre Rauigkeiten den großen Kaumuskeln (M. masseter, M. temporalis, Mm. pterygoidei) Ansatz bieten.

Die folgende Abbildung (**Abb. 1**) zeigt eine anatomische Übersicht des Unterkiefers:

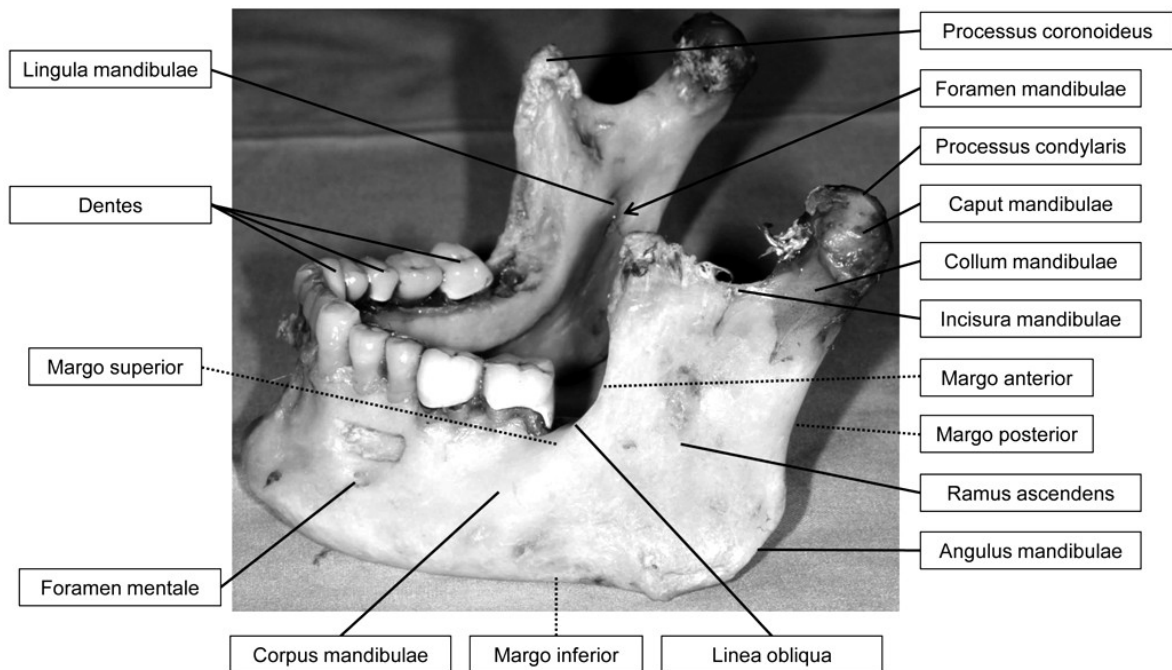


Abb. 1: Die Anatomie des Unterkiefers

1.2 Allgemeine Traumatologie - Klassifikation und biomechanische Grundlage

Grundsätzlich entsteht eine Verletzung oder eine traumatische Schädigung durch unphysiologisch direkte oder indirekte Gewalteinwirkung - stets jedoch durch eine mechanisch einwirkende Kraft. Im Allgemeinen werden stumpfe (intakte Körperoberfläche) und perforierende (nicht intakte Körperoberfläche) Traumata unterschieden (6). Wirkt eine Kraft auf einen Knochen ein, wird die dabei frei werdende Energie auf diesen übertragen. Solange die Belastungsfähigkeit bzw. die Elastizitätsgrenze des Knochens nicht überschritten wird, können die betroffenen Gewebe dies durch elastische Verformung kompensieren. Wird die Elastizitätsgrenze jedoch durch eine verformende, plastisch wirkende Kraft überwunden, so ist der Widerstand, den das betroffene Knochengewebe der einwirkenden Belastung entgegensetzt, zu gering, um die Krafteinwirkung unbeschadet zu tolerieren. Eine Fraktur, eine Kontinuitätsunterbrechung bzw. Zusammenhangstrennung des Knochens ist die Folge (7-9). Frakturen treten vor

allem dort auf, wo der Knochen von grazierer Struktur ist, etwa an auslaufenden Enden oder Vorsprüngen (10).

Die einfachste Form der Fraktur ist die Fissur (Haarriss), wobei hier der Knochen nicht vollständig bricht, sondern nur als traumatischer Einriss imponiert. Der Knochenbruch besteht je nach Typ aus mindestens zwei Knochenfragmenten (Knochenbruchstücken), die durch einen dazwischenliegenden Bruchspalt voneinander getrennt sind. Bricht der Knochen am Ort der einwirkenden Kraft, so entsteht eine direkte Fraktur. Indirekte Frakturen treten an anderen Stellen durch Hebelwirkung auf.

Traumatische Frakturen resultieren bei ausreichend großer Belastung (adäquates Trauma) gegen einen nicht vorgeschädigten Knochen, während seltener vorkommende pathologische oder spontane Knochenbrüche an bereits vorgeschädigtem Gewebe durch ein nicht adäquates Trauma im Rahmen von etwa Osteoporose, Zysten oder Tumoren zu beobachten sind (6,10). Schleichende Frakturen, die durch fortwährende traumatische Krafteinwirkung zu Ermüdungsbrüchen des Knochengewebes führen, kommen im Kieferbereich selten vor (11).

Folgende, vorwiegend indirekte Frakturtypen werden unterschieden (**Tab. 1**) (6,10,11):

Frakturtyp	Erläuterung
Biegungsfraktur	Sie kommt als direkte und indirekte Fraktur vor und entsteht, wenn es durch die einwirkende Kraft zur Biegung des Knochen und zum Bruch kommt.
Stauchungs-/ Kompressionsfraktur	Sie entsteht, wenn der Knochen in seiner Längsrichtung gestaucht wird.
Abscher-/ Traktionsfraktur	Sie entsteht, wenn der knöchernen Band- oder Muskelansatz aus dem Knochen ausgerissen wird.
Torsions-/ Drehfraktur	Sie entsteht durch Drehung des betroffenen Knochens um die Längsachse.

Tab. 1: Einteilung der Frakturen 1

Zusätzlich werden Frakturen nach einer deskriptiven, primär klinischen Einteilung erfasst (**Tab. 2**), um auch den Bruchspaltverlauf selbst mitzubersichtigen (6):

Frakturtyp
Querfraktur
Längsfraktur
Schrägfraktur
Fraktur mit/ohne Gelenksbeteiligung
Trümmerfraktur/Defektfraktur

Tab. 2: Einteilung der Frakturen 2

Bei inkompletten Frakturen erfolgt die Zusammenhangstrennung des Knochens im Gegensatz zur kompletten Fraktur nur teilweise. Fraktursonderformen stellen die Knochenkontusion (Knochenquetschung) und die bei Kindern auftretende Grünholzfraktur (subperiostale Fraktur) dar, bei der das enorm elastische Periost eine Abweichung der Bruchfragmente verhindert (11).

Häufig kommt es im Rahmen einer Fraktur zur Verschiebung der Bruchfragmente. Diese auftretende Dislokation kann direkt Folge einer traumatisch einwirkenden Kraft (direkte Disklokation) oder indirekt Folge von einer post-traumatisch einwirkenden Kraft, etwa durch Muskelzug ausgelöst (indirekte Dislokation), sein (6).

In der nachstehenden Einteilung (**Tab. 3**) werden die unterschiedlichen Formen der Dislokation gezeigt (11,12):

Formen der Dislokation	Erläuterung
Dis. ad longitudinem	
- cum contractione	Verschiebung in der Längsachse
- cum distractione	
Dis. ad axim	Achsenknickung
Dis. ad latus	Verschiebung zur Seite
Dis. ad peripheriam	Rotation um die Längsachse

Tab. 3: Formen der Dislokation

Je nach Zustand des Haut- bzw. Schleimhautgewebes spricht man bei intakter Haut von einem geschlossenen Bruch und bei verletzter Haut von einem offenen Bruch. Bei Weichteilbeteiligung werden zusätzlich, je nach Beschaffenheit des auftretenden Defektes, drei aufsteigende Schweregrade (Grad I-III) unterschieden (6).

Der klinische Nachweis der Fraktur gelingt anhand von sicheren Frakturzeichen sowie bei deren Fehlen durch Röntgendiagnostik mit Hilfe von standardmäßig angewandten, bildgebenden Verfahren in wenigstens zwei Ebenen (6,11).

Die folgende Tabelle (**Tab. 4**) zeigt derart sichere Frakturzeichen im Vergleich zu unsicheren Frakturzeichen, die isoliert betrachtet nicht ausreichen, um auf einen Knochenbruch hinzuweisen (6):

Sichere Frakturzeichen	Unsichere Frakturzeichen
Dislokation bzw. Deformierung des Knochens	Hämatom und Schwellung
Abnorme Beweglichkeit der frakturierten Fragmente	Druck- und Stauchungsschmerz
Krepitation: Reibegeräusch der Bruchflächen	Sensibilitätsstörungen (im Innervationsgebiet des N. alveolaris inferior)
	Weichteilverletzung oder Schleimhauteinrisse
	Funktionsstörungen (Kieferklemme, Kiefersperre oder Okklusionsstörungen)

Tab. 4: Sichere und unsichere Frakturzeichen

1.3 Primäre und sekundäre Knochenbruchheilung

Am Heilungsprozess einer Fraktur im Sinne der anatomischen Wiederherstellung und funktionellen Durchbauung des Bruchspaltes sind sämtliche Bestandteile des Knochens, auf zellulärer (Osteoblasten, Osteoklasten) sowie extrazellulärer Ebene (extrazelluläre Matrix mit anorganischen und organischen Bestandteilen) beteiligt. Die Frakturheilung kann primär, direkt (Prolifertation der *Havers-Kanäle*) oder sekundär, indirekt (durch Bildung eines Knochenkallus) erfolgen. Idealerweise ist bei der Therapie einer Fraktur eine primäre, direkte Knochenheilung anzustreben (6,13). Die Regeneration des Knochens wird dabei entscheidend durch mechanische Dehnungsreize in der Umgebung beeinflusst. Die auftretende Dehnung, die Verformung des Knochens wird in μStrain gemessen (14). 1000 μStrain entsprechen etwa 0.1% Längenänderung. Mechanische Überbelastungen von mehr als 10 000 μStrain oder Unterbelastung von unter 1000 μStrain führen im Rahmen des Modeling und Remodelingprozesses¹ auf zellulärer Ebene, folglich dem sogenannten Mechanostat Modell nach *Frost et al.* (15), zu pathologischen Reaktionen (16). Innerhalb von 1500-5000 μStrain werden Osteoblastenprozesse hingegen ideal stimuliert und etwaige zelluläre Dedifferenzierung und Ausbildung von Faserknochen oder Bindegewebe bleiben aus. Somit nehmen die der Frakturheilung vorangehende Fixierung und korrekte Repositionierung der Bruchfragmente entscheidenden Einfluss auf den Heilungsprozess des Knochens (14).

Eine primäre, direkte Knochenbruchheilung gelingt nur, wenn die Knochenfragmente bis auf physiologische Mikrobewegungen ruhig gestellt sind. Nach zellulärer Proliferation findet ein direktes Durchwachsen des Bruchspaltes mit neuen Osteonen statt. Die sekundäre, indirekte Knochenbruchheilung (**Tab. 5**) hingegen läuft in mehreren Phasen ab und bildet einen Knochenkallus (Geflechtknochen) im Bruchspalt, bevor sich ein bleibender lamellärer Knochen bildet. Im Gegensatz zur sekundären, indirekten Bruchheilung gelingt der Heilungsprozess bei der primären Knochenheilung bis zum vollständigen Durchbau mit lamellärem Knochen in kürzerer Zeit (14-18).

¹ Physiologischer Umbauvorgang

Die Phasen der sekundären, indirekten Knochenheilung werden folgendermaßen beschrieben (**Tab. 5**) (17):

Phase und Zeitintervall	Physiologischer Heilungsverlauf
1. Phase (1.-6. Tag)	Im Rahmen einer aseptischen Entzündung kommt es zur Hämatombildung
2. Phase (7.-12. Tag)	Einwachsen von Granulationsgewebe in den noch nicht fixierten Bruchspalt
3. Phase (bis zur 4. Woche)	Bildung von Osteoid, das in einen Geflechtknochen (Kallus) übergeht
4. Phase (ab der 4. Woche)	Funktionelle Beanspruchung transformieren den Geflechtknochen unter Zug- und Druckbelastung zu lamellärem Knochen
5. Phase (6.-15. Woche)	Verdichtungs- und Umbauvorgänge des lamellären Knochens (Modeling und Remodeling)
6. Phase (18.-54. Woche)	Lamelläre Reifung und Anpassung (Aktivitätsabhängiges Knochenremodeling)

Tab. 5: Die Phasen der sekundären Knochenheilung: Der neu gebildete Knochen ist etwa ab der vierten Heilungsphase wieder belastbar.

Die Kallusbildung ist umso stärker, je ausgeprägter die Dislokation und die post-traumatische Hyperämie sind. So ist eine Wegstrecke von bis zu 1 mm pro Tag an Geflechtknochenneubildung möglich. Während der neu gebildete Knochen bereits ab der vierten Heilungsphase wieder belastbar ist, entspricht er mikroskopisch gesehen erst nach Abschluss der letzten Heilungsphase dem prä-traumatischen Zustandsbild.

Bleibt jedoch eine adäquate post-traumatische Retention im Sinne des Fehlens von mechanischer Ruhe für den Knochen aus - etwa durch eine nicht regelrechte Behandlung oder zu frühe Mobilisation - wirkt sich diese Störung des physiologisch zellulären Heilungsprozesses negativ auf die Wiederherstellung der betroffenen Gewebe aus. Folgen sind Störungen der Knochenbruchheilung wie etwa Pseudoarthrosen (Überbrückung des Bruchspaltes mit Bindegewebe), Heilung in dislozierter Stellung oder Bruchspaltinfektionen (17-19).

1.4 Traumatologie des Unterkiefers - physiologische Biomechanik und Klassifikation

Der Knochen des Unterkiefers ist häufig, nicht zuletzt auf Grund seiner exponierten Lage, wie auch der Gesichtsschädel selbst, zahlreichen Formen traumatischer Schädigung ausgesetzt (2,10,20).

Die isolierte Fraktur des Unterkiefers ist häufiger als die des Oberkiefers und stellt einen großen Teil der allgemeinen Gesichtsschädelverletzungen dar (21). So sind nach *Gassner et al.* etwa 65-70% der Frakturen des Gesichtsschädels Unterkieferfrakturen (22,23), wobei 23-42% sämtlicher Unterkieferknochenbrüche in Kieferwinkelfrakturen resultieren (24).

Auf Grund der physiologisch wirkenden, komplexen Belastungsmuster - etwa durch Mastikation (okklusale Kräfte) oder den auftretenden Muskelzug - wird der Unterkiefer physiologischerweise häufig auf Zug, Druck und vor allem auf Biegung belastet (10). Diese Belastungen im Knochen folgen wie in einem physikalischen Modell bestimmten Mustern, deren Kräfteverteilung nachvollzogen werden kann (**Abb. 2**).

Wirkt eine Biegekraft von oben zentral auf ein Objekt, das an seinen peripheren Enden von unten durch Lager abgestützt ist, so wird das Objekt gebogen und es entstehen mehrere Zonen von mechanischer Belastung. Im oberen Bereich kommt es zur Stauchung und im unteren zur Dehnung. Die obere Zone der Stauchung entspricht einer Belastung unter Druck, während die Zone der Dehnung unter Zug belastet wird. Die in der Mitte liegende Region unterliegt keinen Änderungen und verhält sich neutral (neutrale Zone) (**Abb. 2**) (9).

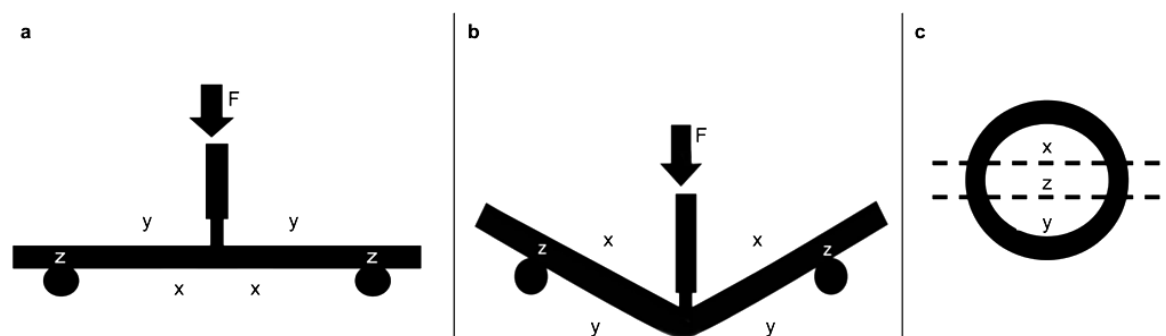


Abb. 2: Der mechanische Biegeversuch: Das physikalische Modell ist **a)** in Ruhe, **b)** unter vertikaler Krafteinwirkung und **c)** im Querschnitt gezeigt. Entsprechend der physikalischen Belastungszonen lassen sich unter Krafteinwirkung (**F**) eine Druckzone (**x**), eine neutrale Zone (**z**) und eine Zugzone (**y**) unterscheiden.

Die Umbauvorgänge (Modeling und Remodeling) des Unterkieferknochens sorgen auf physiologischer Ebene für Anpassungsvorgänge der Spongiosastruktur. So entstehen innerhalb der Knochenstruktur im Rahmen von Mastikationsvorgängen, okklusaler Belastung oder Muskelzugkräften, ähnlich dem beschriebenen physikalischen Modell, Zug- und Druckspannungslinien, deren Ausrichtung und Verteilung einem bestimmten Verlauf folgen (12) (**Abb. 3**).

Im basalen, unteren Bereich wird der Unterkiefer durch Interagieren von Mundschließer und Mundöffner auf Druck beansprucht, während gleichzeitig der obere Alveolarbereich unter Zug belastet wird (2,12). Zusätzlich treten im anterioren, interforaminären Bereich auch Torsionskräfte auf.

Das resultierende Spannungsfeld, bestehend aus Zug- und Druckspannungslinien, die sich in der Regel im rechten Winkel schneiden, wird als Trajektoriensystem oder als Trajektorienverlauf beschrieben. Das Trajektoriensystem im Unterkiefer (**Abb. 3**) hat biomechanisch enorme Relevanz, um etwa den physiologisch auftretenden Biegungsansprüchen gerecht zu werden. Weiters ist es für den Frakturlinienverlauf und die Versorgung von Frakturen im Hinblick auf die Positionierung von anzubringendem Osteosynthesematerial entscheidend (7,11,12).

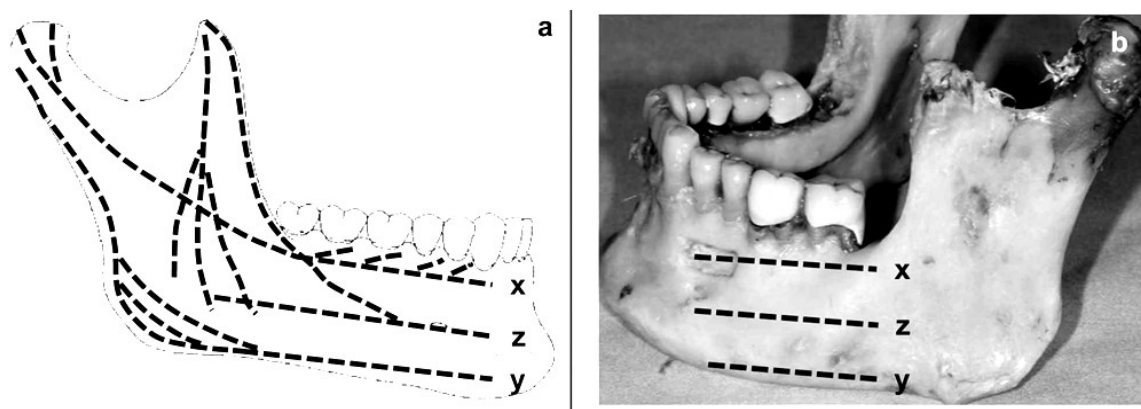


Abb. 3: Das Trajektoriensystem des Unterkiefers: Die Belastungszonen des Unterkiefers sind **a**) im Schema und der Zonenverteilung entsprechend **b**) am anatomischen Präparat gezeigt. Zugzone (**x**), Druckzone (**y**), neutrale Zone (**z**)

Der Knochen selbst ist auf Druck in höherem Maße belastbar als auf Zug, deswegen kommt es unter Zugspannung, respektive an der Zugseite schneller zur Fraktur (11). Die meisten Frakturen des Unterkiefers sind auf Grundlage dessen

Biegungsbrüche, während Dreh- oder Abscherfrakturen im Gesicht eher selten zu beobachten sind (10).

Der Frakturverlauf richtet sich meist senkrecht zum Trajektoriensystem des Unterkiefers (7,12). Die häufigste traumatische Schädigung erfährt der Unterkiefer durch Unfälle, wobei sich hierbei Freizeitunfälle vor Sport- und Verkehrsunfällen einreihen.

In der folgenden Abbildung (**Abb. 4**) sind die Ursachen von Frakturen des Unterkiefers anhand ihrer Häufigkeit angeführt (22,23,25):

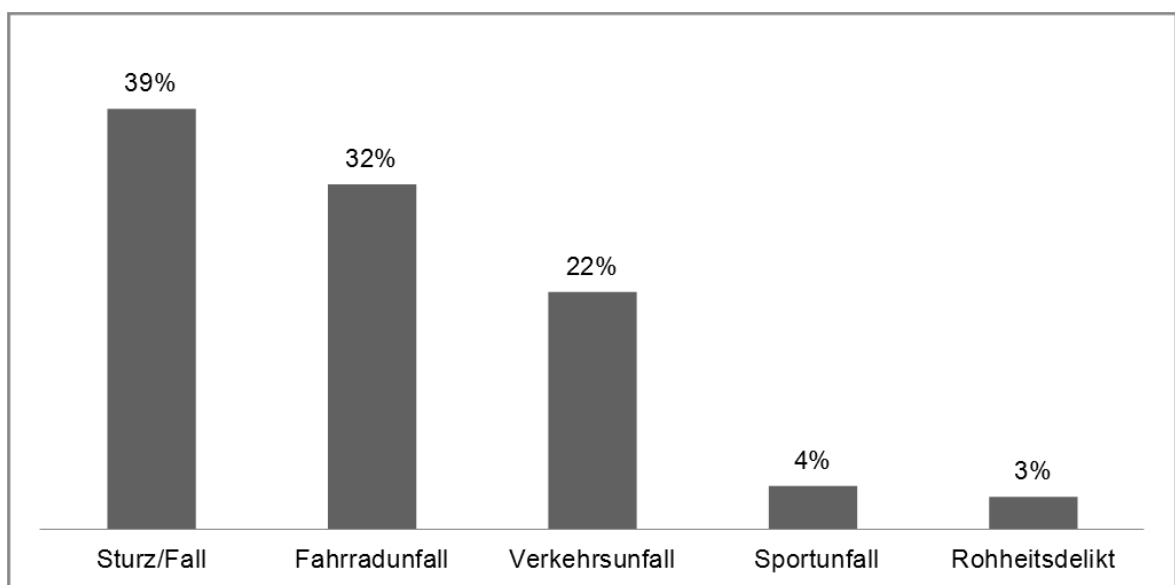


Abb. 4: Ursachen von Frakturen des Unterkiefers: Die Prozentwerte entsprechen der Häufigkeitsverteilung der angeführten Ursachen

Frakturen des Unterkiefers werden in der Regel eigens klassifiziert und folgen nur bedingt der Einteilung des Weichteilverletzungsgrades (6).

Unterschieden werden – wie in der allgemeinen Traumatologie - offene und geschlossene Brüche, Einfach-, Mehrfach-, Trümmer- oder Defektbrüche sowie inkomplette und subperiostale Frakturen (10,26). Es sind drei große Gruppen von Unterkieferfrakturen bekannt (**Tab. 6**), wobei die Frakturen jeweils innerhalb der Zahnreihe (Frakturen des Alveolarfortsatzes, am Corpus median und paramedian sowie im Eck- und Seitenzahnbereich) oder außerhalb der Zahnreihe (Frakturen des Kieferwinkels, des aufsteigenden Astes oder des Gelenksfortsatzes) auftreten können (10).

Frakturen des Unterkiefers²

Frakturen im bezahnten Kiefer

Frakturen im wenig bezahnten oder zahnlosen Kiefer

Frakturen im Milch- oder Wechselgebiss

Tab. 6: Einteilung von Frakturen des Unterkiefers

Zusätzlich werden die Frakturen im bezahnten Unterkiefer auch anhand ihrer anatomischen Lokalisation und auftretenden Häufigkeit beschrieben (**Abb. 5**) (11):

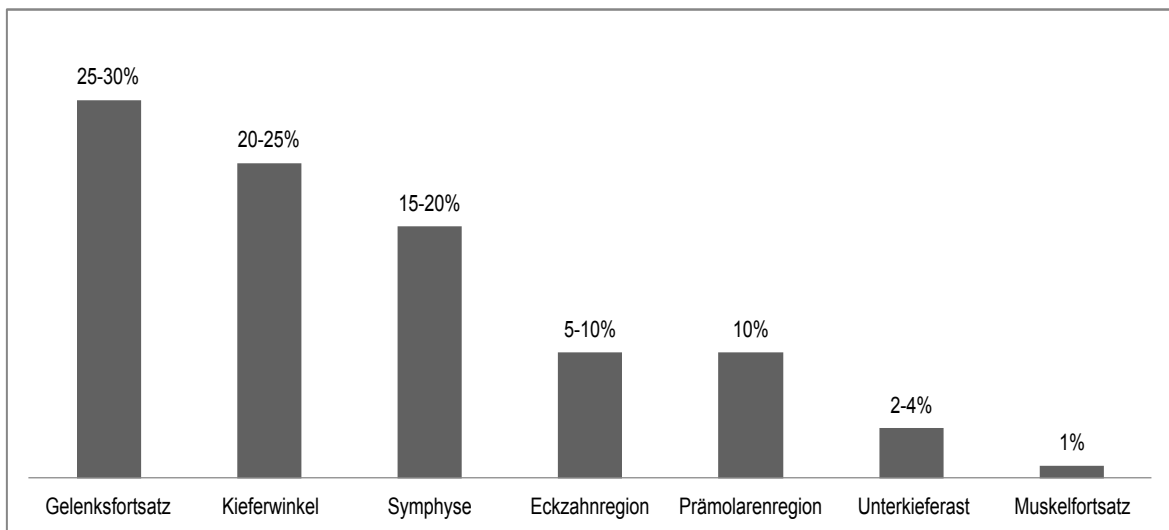


Abb. 5: Einteilung von Frakturen des Unterkiefers: Die Prozentwerte entsprechen der Häufigkeitsverteilung der angeführten Ursachen. Die Säulenhöhe entspricht dem maximalen Prozentsatzwert.

In der Literatur werden abhängig vom Studiendesign geringfügig andere Verteilungswerte gefunden, diese nehmen jedoch keinen Einfluss auf das Verteilungsverhältnis (20,27).

² Im folgenden Teil der Arbeit werden Frakturen des kindlichen oder atrophen Kiefers nicht näher erläutert, da diese für den weiteren Teil der Arbeit irrelevant sind.

Wie in anderen anatomischen Regionen kommt es im Unterkiefer häufig zu typischen Knochenbruchkombinationen. Diese Frakturkombinationen sind lokalisationsabhängig in der folgenden Tabelle (**Tab. 7**) zusammengefasst (10,11):

Frakturkombinationen des Unterkiefers
Kinnregion und Gelenksfortsätze
Doppelseitiger Kinnbruch (meist paramedian)
Eckzahnregion und Kieferwinkel der Gegenseite
Eckzahnregion und Gelenksfortsatz der Gegenseite
Beide Gelenksfortsätze

Tab. 7: Frakturkombinationen des Unterkiefers

1.5 Frakturen des Kieferwinkels - Einteilung und Systematik

Grundsätzlich wird jeder Knochenbruch distal des zweiten Molaren als Fraktur des Kieferwinkels (**Abb. 6**) beschrieben. Sie verläuft von einem Punkt im retromolaren Bereich (distal des zweiten Molaren) im oberen Übergang zwischen Corpus und Ramus mandibulae bis zu einem Punkt im unteren, kaudalen Übergang zwischen Corpus und der hinteren Begrenzung des Ramus mandibulae. Dazu zählen auch Frakturen, deren Verlauf unabhängig von ihrem Ursprung wenigstens in einem der beschriebenen Bereiche endet (periphere Kieferwinkelfraktur). Diese peripheren, marginalen Kieferwinkelfrakturen sind abhängig von der Lokalisation des Frakturverlaufes und werden demzufolge in prä- und supraanguläre marginale Frakturen aufgeteilt (28-30).

Bis zu drei Viertel der auftretenden Gesichtsschädelbrüche weisen eine Beteiligung des Unterkiefers auf (10). Die Kieferwinkelfraktur selbst ordnet sich dabei mit einem Anteil von ungefähr 20-25% aller Unterkieferfrakturen in der zweiten Reihe der Traumastatistik ein (10,20). Der Kieferwinkel stellt **1)** durch die dort herrschenden, komplexen biomechanischen Belastungsmuster und **2)** durch eine für diese stark belastete Region geringe Kortikalisdicke sowie **3)** durch retinierte dritte Molaren, die eine Unterbrechung der Knochenkontinuität darstellen, eine Schwachstelle im Unterkiefer dar (10,11,30).

Durch dauerhaft einwirkende Zug- und Druckkräfte unterliegt diese Region des Unterkiefers physiologisch starken Belastungen, die im Kieferwinkel höher sind als in anderen Bereichen der Mandibula. Die Kräfte wirken in einer anatomischen

Region, in der sich der Knochenverlauf auf begrenztem Raum von einer horizontalen (Unterkieferkörper) in eine vertikale (Unterkieferast) Form ändert. Die plötzliche Formänderung führt dabei zum Auftreten von Belastungen und Kräften in weit höherem Maße als bei einer stets linearen Geometrie und begünstigt dadurch das Auftreten eines Knochenbruchs besonders (31).

Die basale Kortikalisdicke im Bereich des Kieferwinkels kann Untersuchungen zufolge Tiefstwerte von bis zu 0.1 mm erreichen. Sie ist somit schwächer ausgeprägt als die des anterioren Unterkieferkörpers, als auch die des aufsteigenden Astes. Die Stärke der bukkalen Kortikalis im Bereich des Kieferwinkels wird mit bis zu 2.8 mm beschrieben. Im Vergleich dazu erreicht die basale Kompakta im anterioren Bereich bis zu 4 mm (32). Der Durchschnittswert der Knochenkortikalis im zahntragenden Unterkiefer wird mit 3.3 mm angegeben (12).

Die Region des Kieferwinkels, in der ein retinierter dritter Molar vorhanden ist, frakturiert einer Untersuchung an Affen zufolge bereits bei 60% der Kraft, die aufgebracht werden muss, um den gleichen Bruch in einem Knochen ohne Weisheitszahn auszulösen (33). Dabei kommt es umso eher zum Bruchgeschehen, je mehr Platz der zusätzliche endständige Zahn in Anspruch nimmt (34). So stellt die Osteotomie zur Entfernung dritter Molaren ebenfalls eine kausale Ursache für eine Fraktur im Kieferwinkel dar, da dabei noch eine zusätzliche Schwächung des Knochens entsteht und die Kaukräfte folglich auf einen reduzierten Knochen wirken (11,12).

Häufig kommt es jedoch durch traumatische Krafteinwirkung von außen zum Bruch des Kieferwinkels (**Abb. 6**) im Rahmen von tätlichen Auseinandersetzungen oder Zusammenstößen beim Sport und bei Unfällen im Straßenverkehr (22,23,25).

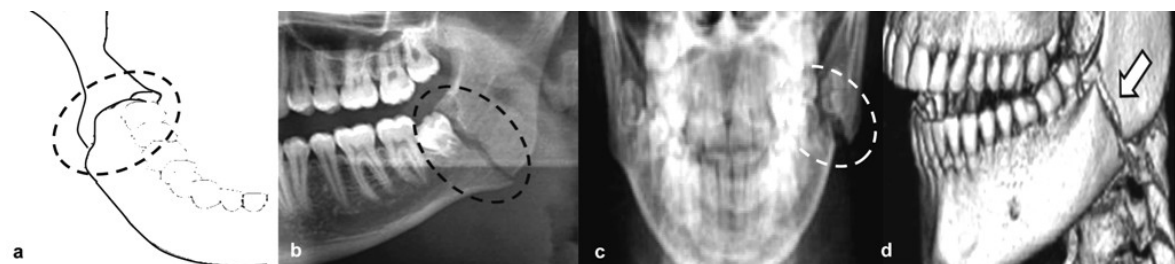


Abb. 6: Die Kieferwinkelfraktur: Der Knochenbruch im Kieferwinkel ist **a)** im Schema, **b)** im OPTG, **c)** in frontaler Röntgenaufnahme und **d)** nach 3D-Rekonstruktion gezeigt.

1.6 Behandlungsmethoden von Frakturen im Kiefer- und Gesichtsbereich

Das primäre Ziel in der Knochenbruchbehandlung ist die komplikationslose Heilung des Knochengewebes mit dem Ergebnis der funktionellen und ästhetischen Wiederherstellung unter Anwendung nicht-traumatischer Methoden bei gleichzeitig früher Mobilisation. Dabei sind sowohl das ästhetische als auch das funktionelle Resultat als gleichwertig anzusehen (11,35).

Luhr et al. zeigten mit der Einführung von Kompressionsplatten um 1968 eine der ersten vielversprechenden Osteosyntheseverfahren für den Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich (36). Vor allem in den letzten Jahrzehnten erfuhr die Versorgung von Frakturen infolgedessen eine entscheidende Weiterentwicklung (36,37). Derartige Fortschritte stellen **1)** die enormen Verbesserungen der Materialien in Bezug auf Stabilität, Design und Profilstärke (37,38), **2)** die Weiterentwicklung der von *Luhr et al.* eingeführten funktionsstabilen Osteosynthese (37) sowie **3)** die auf den Grundlagen von *Michelet et al.* (39,40) bzw. *Champy et al.* basierende Adaptationsosteosynthese (38,41-47) dar.

Daher erfolgt der Großteil der Versorgung von Knochenbrüchen im Kieferbereich heute mit Hilfe von operativen Verfahren (offene Bruchfragmentreposition und Osteosynthese), während bis in die 70er-Jahre des vergangenen Jahrhunderts die konservative Frakturbehandlung die erste therapeutische Wahl darstellte.

Prinzipiell werden, wie in anderen anatomischen Regionen auch, folgende grundlegende Therapieformen im Kiefer- und Gesichtsbereich unterschieden (**Tab. 8**):

Therapieformen im Kiefer- und Gesichtsbereich
Konservative Frakturbehandlung
Operative Frakturbehandlung
Kombinationsbehandlung

Tab. 8: Therapieformen im Kiefer- und Gesichtsbereich

Unabdingbare Voraussetzung für einen regelrechten Heilungsvorgang sind - unabhängig von der Therapieform - sowohl die korrekte Reposition der verschobenen Frakturfragmente als auch deren anschließende Ruhigstellung (10).

1.6.1 Konservative Behandlung von Frakturen des Kiefers

Als konservative Frakturbehandlung gelten in der Regel an Zähnen befestigte Schienen- und Drahtligaturen, die als intraorale Schienenverbunde wirken und dadurch eine Bruchfragmentimmobilisation und Frakturausheilung erzielen. Die angelegten Schienen werden, um eine adäquate Ruhigstellung zu erreichen, durch Drahtligaturen oder Gummizüge miteinander verbunden. Als Ligaturendraht wird ein weicher Stahldraht verwendet (11).

Im Allgemeinen sind direkte und indirekte Schienenverbunde bekannt. Direkte, im Mund hergestellte Schienenverbunde, wie die Drahtligatur nach *Ernst* (48) oder die Drahtbogen-Kunststoffschiene nach *Schuchardt* (49), sind schnell verfügbar und mit einfachen Mitteln herzustellen. Bei ihrer Anlegung ist jedoch eine exakte Arbeitsweise notwendig, um einer ungenauen Passung vorzubeugen und somit Zahnschäden oder Schäden am Parodontium zu vermeiden.

Indirekte, zuvor im technischen Labor angefertigte Schienenverbunde sichern den genauen Sitz am Äquator des Zahnes und die damit verbundene Schonung des Zahnhalteapparates, zudem können sie meist mit geringerem Zeitaufwand angelegt werden (7).

Behandlungsziel der konservativen Frakturbehandlung ist die Einstellung einer regelrechten Okklusion unter mandibulo-maxillärer Immobilisation zur post-traumatischen Retention für eine Dauer von mindestens vier Wochen. Eine mandibulo-maxilläre Fixation kann neben Schienen und Drahtligaturen auch durch intraossär angebrachte Schrauben (IMF-Schrauben) erreicht werden (7).

Vor allem bei Alveolarfortsatzfrakturen, nicht-dislozierten Frakturen des Unterkieferastes, im kindlich noch wachsenden Kiefer, inkompletten oder auch bei luxierten oder dislozierten Frakturen des Gelenksfortsatzes findet diese Art der Frakturversorgung Anwendung (50,51). Die Indikationsstellung ist jedoch durch bestimmte Nachteile, wie eine lang andauernde Rehabilitation, ein in Mitleidenschaft gezogener Zahnhalteapparat, eine unphysiologische Kraftwirkung auf die Zähne, eine Behinderung der gewohnten Nahrungsaufnahme oder eine oralhygienische Beeinträchtigung, eingeschränkt und vor allem zeitlich limitiert (10,52).

1.6.2 Operative Behandlung von Frakturen des Kiefers

Grundsätzlich kommt eine operative Frakturbehandlung des Kiefers dann zum Einsatz, wenn die Knochenfragmentreposition durch die alleinige Einstellung und Ruhigstellung der Okklusion nicht zu gewährleisten ist (11).

Voraussetzung für die regelrechte Ausheilung eines Frakturspaltes ist die anatomisch korrekte Reposition, die interfragmentäre Abstützung und osteosynthetische Stabilisierung der Fraktursegmente. Für den Heilungsprozess sind jedoch auch zusätzliche individuelle Faktoren wesentlich, wie etwa die Frakturlokalisierung, die Weichteilbedingungen oder die Kontamination des Verletzungsgebietes. Deswegen erfordern unterschiedliche Frakturen und deren differenzierte Lokalisation verschiedene Osteosynthesemethoden und dementsprechende Behandlungssysteme (**Tab. 9**) (53-55).

Diese zahlreichen, heute bekannten operativen Behandlungsmethoden lassen sich auf zwei Philosophien der Osteosynthese reduzieren:

Der erste groß dimensionierte Osteosynthesetyp basiert auf starren Platten und bikortikalen Schrauben mit hoher Profilstärke, bietet ausreichend Widerstand gegen funktionelle Belastung im Unterkiefer und entspricht den Grundlagen bzw. Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen bzw. der Association for the study of internal fixation (AO/ASIF)³ (11,26). Seit 1994 definiert die AO diese Richtlinien zur Frakturversorgung als **1**) anatomisch korrekt repositioniert, **2**) funktionsstabil und **3**) gering traumatisch versorgt sowie als **4**) umgehend wieder aktiv funktionierend (wiederhergestellte Funktion) (26).

Der zweite klein dimensionierte Osteosynthesetyp basiert auf formbaren, adaptierbaren Platten mit geringer Profilstärke und monokortikalen Schrauben, bietet lediglich Widerstand gegen übungsstabile Belastung und entspricht den ausgedehnten biomechanischen Untersuchungen von *Champy et al.* (12,41-44,56) und *Michelet et al.* (40).

Alternativ ist zusätzlich noch der, vor allem in der vergangenen Zeit, verbreitete Typ der einfachen Drahtosteosynthese bekannt, der hier jedoch nur der Vollständigkeit halber erwähnt sein soll (12,38,41-43,46,57).

³ Medizinische Stiftung, Gründung 1958

Im Überblick dargestellt, stehen heute folgende Osteosyntheseverfahren im Kieferbereich zur Verfügung (**Tab. 9**) (7,11):

Osteosyntheseverfahren	System
Drahtosteosynthese	- Drahtaufhängung
	- AO/ASIF-Plattensysteme
Funktionsstabile Plattenosteosynthese	- Plattenosteosynthese nach <i>Luhr et al.</i> (37,58,59) bzw. nach <i>Becker et al.</i> (60)
	- Winkelstabile Plattensysteme
Funktionsstabile Zugschraubenosteosynthese	- AO/ASIF-Schrauben
	- Adaptive Platten- und Schraubensysteme
Miniaturisierte Platten- und Schraubenosteosynthese	- Dreidimensionale Platten- und Schraubensysteme
	- Resorbierbare Platten- und Schraubensysteme
	- Winkelstabile Platten- und Schraubensysteme
Perkutane Osteosynthese	

Tab. 9: Osteosyntheseverfahren und -systeme im Kieferbereich

Heute bestehen die verschiedenen Osteosyntheseplatten und Schrauben aus Titan, während sie früher auch aus Stahl hergestellt wurden (61). Die zum Einsatz kommenden Osteosynthesysteme werden im Allgemeinen von verschiedenen Herstellern angeboten, die teilweise auch herstellerspezifisch mit Eigennamen versehen sind⁴.

1.6.2.1 Kompressionsosteosynthese durch funktionsstabile AO/ASIF-Platten

Die funktionsstabile Kompressionsosteosynthese wurde durch die Übertragung der Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen von der Extremitätenchirurgie (11,26) zur Frakturbehandlung des Gesichtsschädels eingeführt (37,53,54,58). Spezielle funktionsstabile Osteosynthesemethoden für den Kieferbereich wurden etwa von *Spiessl et al.* (29,62-65), *Luhr* (37,58,59) oder *Becker et al.* (60) entwickelt.

Das Prinzip basiert klassischerweise auf einem funktionsstabilen Platten- und Schraubenverbund, um so einer interfragmentären Mobilität vorzubeugen und eine

⁴ Der Einfachheit halber werden Hersteller oder Eigennamen in diesem Kapitel nicht erwähnt.

maximale Ruhigstellung der Bruchfragmente zu sichern. Dadurch kann im Allgemeinen auf eine folgende Ruhigstellung durch post-operative Immobilisation verzichtet werden (13,66).

Durch die funktionsstabile, bikortikale Verschraubung der Knochensegmente (bukale und linguale Kortikalis) und die dadurch ausgeübte Kompression (Druckkraft) wird eine Heilung ohne Kallusbildung (primäre Knochenheilung) erreicht. Der Frakturspalt wird durch die auftretenden, osteosynthetisch induzierten Kräfte (67) überbrückt, fest stabilisiert und von neuem Gewebe durchbaut.

Die zum Einsatz kommenden Platten (modifizierte AO-Platten) und Schrauben sind, um Kompressionskräfte auf den Knochen zu übertragen, entsprechend dimensioniert, werden in der Regel von außen (extraoral) in den Kieferbereich eingebracht und erscheinen im Vergleich zu anderen Osteosyntheseverfahren relativ unhandlich (66). Die Profilstärken der groß dimensionierten Rekonstruktionsplatten befinden sich in der Regel zwischen 2.4, 2.7 und 3.0 mm. Es sind jedoch auch reduzierte miniaturisierte Kompressionsplatten mit Profilstärken von 1.5 und 2.0 mm bekannt. Die dazugehörigen Schraubendurchmesser liegen in der Regel bei 2.0, 2.4 und 2.7 mm (11). Unabhängig von ihrer Profilstärke folgen alle Platten derselben Art der Bruchfragmentfixierung.

Auf Grund der bikortikalen Verschraubung werden die Platten, um Zahnwurzel- und Nervenverletzungen vorzubeugen, am basalen (kaudalen) Unterkieferrand exzentrisch im Bereich der Druckspannungszone angebracht. Trotz ihrer Stabilität und Starrheit sind die fixierten, klassischen Kompressionsplatten jedoch nicht in der Lage die am oberen Unterkieferrand physiologisch auftretenden Zugspannungen zu kompensieren. Weiters kann es durch die einseitig ausgeübte Bruchspaltkompression zum Klaffen des Frakturspalt auf der linguale Seite kommen (28,64). Demnach sind abhängig von der Frakturbeschaffenheit zusätzliche Platten zur Bruchfragmentstabilisierung notwendig.

Um derartige Probleme zu minimieren, wurden Osteosynthesplatten mit einem Spanngleitlochprinzip eingeführt. Diese dynamischen Kompressionsplatten induzieren durch ein sphärisches Gleitprinzip der Schraubenköpfe in den Schraubenlöchern eine zusätzlich zur Kompressionswirkung am Bruchspalt auftretende Zugwirkung der Platte (68). Die exzentrischen Spanngleitlochplatten

besitzen gerade stehende, bruchspaltnahe Schraubenlöcher für die Kompressionsausübung im Plattenbereich selbst und schräg stehende, bruchspaltferne Schraubenlöcher für eine Druckausübung im oberen Unterkieferbereich (Zugzonenbereich). Durch keilförmige Aussparungen an der Plattenunterseite wird weiters ein Metall-Knochenkontakt verringert (11).

Kompressionsplatten finden vor allem bei Trümmer- oder Mehrfachfrakturen Anwendung (11,53,54).

1.6.2.2 Kompressionsosteosynthese durch solitäre Zugschrauben, AO/ASIF-Schrauben

Die Zugschraubenosteosynthese ist die einfachste Methode der funktionsstabilen Osteosyntheseverfahren (**Abb. 7**) und erlaubt eine Bruchspaltkompression ohne die Anwendung von Platten (69). Die erste Beschreibung der Zugschraubenosteosynthese für die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie erfolgte im Jahre 1970 (70). Im Laufe der Zeit wurden jedoch material- und designbetreffende Modifikationen vorgenommen (71).

Zugschrauben liegen heute in verschiedenen Dimensionen vor. Sie sind jedoch im Vergleich zu den in der Extremitätenchirurgie verwendeten Großfragmentschrauben von geringerem Durchmesser. In der Regel bestehen die Schrauben aus einem Schraubenkopf, einem einfachen Schraubengewinde und konstruktionsabhängig teilweise aus einem Schraubenschaft. Osteosyntheseschrauben mit derartigem Design werden auch entsprechend den Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen als AO-Schrauben bezeichnet (26).

Bei der Zugschraubenosteosynthese werden die Knochenfragmente unter Druck fest - dem Schraubengewinde entsprechend - aneinander gepresst. In der Regel finden solche Schrauben bei Schrägfrakturen Anwendung. Die Basis der echten, klassischen und effektiven Zugschraubenosteosynthese bildet das sogenannte Gewinde- und Gleitlochprinzip. Dabei besteht die Zugschraube aus einem gewindetragenden und gewindefreien Teil (Schraubenschaft). Während das Schraubengewinde am gewindetragenden Teil das vom Schraubenkopf weiter entfernt liegende Fragment erfasst, darf die Zugschraube im schraubenkopfnahen Bruchfragment am gewindefreien Teil (Schraubenschaft) nur gleiten.

Im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich kommen stark verbreitet Schrauben zum Einsatz, die lediglich über einen sich über die gesamte Schraubenlänge erstreckenden, gewindetragenden Teil verfügen. Diese Vollgewindeschrauben entsprechen auf Grund ihrer Konstruktion nicht der Definition der echten, klassischen Zugschrauben, sie folgen lediglich der Technik der Zugschraubenosteosynthese, sind im Grunde jedoch konventionelle kortikale Schrauben (69).

So ist die klassische, effektive AO-Zugschraube vom bloßen Überbegriff der Zugschraubentechnik (Zugschraubenosteosynthese) zu unterscheiden. Die AO-Zugschraube besitzt einen Schraubenschaft und deren Bezeichnung bezieht sich auf die Konstruktion des Osteosynthesematerials. Die Zugschraubentechnik kann hingegen mit unterschiedlichen kortikalen Schrauben durchgeführt werden, die allesamt ohne Schraubenschaft auskommen (**Abb. 7 b**).

Beim Einsetzen der Zugschraube sollte eine vorausgehende Knochenbohrung mit einem entsprechenden Bohrer, geringer dimensioniert als der Schraubendurchmesser selbst, weitestgehend senkrecht zur Knochenoberfläche erfolgen, um nicht erwünschte Scherkräfte durch den Schraubenkopf zu vermeiden (67). Auf diese Weise ist eine regelrechte Kompression der Bruchfragmente garantiert, durch die eine Verschiebung der Fraktursegmente verhindert wird (72). Eine Verschiebung der Bruchfragmente tritt bei der Schraubenosteosynthese grundsätzlich in geringerem Maße auf als bei der Plattenosteosynthese, da die Schraube den Frakturspalt bis auf ein Minimum komprimiert (69).

Eine Problemstellung bei dieser Osteosynthesemethode ergibt sich dadurch, dass die von der Schraube aufgenommenen Kräfte auf eine kleine knöchernen Fläche wirken (Keilwirkung des Schraubenkopfes) (73). Zugschrauben benötigen deshalb, um optimal eingesetzt zu werden, eine große Anlagerungsfläche am Knochen und bewirken so eine hohe Friktion zwischen den Knochenlamellen (67). Das Auftreten von zu großen Anzugskräften oder die Verwendung von konischen Schraubenköpfen kann zu Spongiosaeinbrüchen, Stabilitätsverlust, Knochenimpressionen und sonstigen Mikrofrakturen führen. Daher ist für den Einsatz von Zugschrauben ein ausreichendes Vorhandensein und eine adäquate Qualität der Knochenstruktur unabdingbar (67,74). Bestimmte Modifikationen des klassischen Zugschraubenprinzips, wie etwa die Verwendung von bikonkaven

Unterlegscheiben oder die Konstruktion von sphärischen oder konkaven Schraubenköpfen, können derartige Probleme jedoch reduzieren (71,72,74).

Die Zugschraubenosteosynthese (**Abb. 7**) wird einerseits bei der Behandlung von Frakturen des Kieferwinkels, aber auch bei tiefen bis mittelhohen Kollumfrakturen oder bei Median-/Paramedianfrakturen des Unterkiefers eingesetzt (53,75). Als Kontraindikationen gelten Trümmerfrakturen, Frakturen im noch wachsenden bzw. atrophen Kiefer, Frakturen mit Knochenverlust und Knochenbrüche mit Kommunikation nach außen oder mit Geweben anderer Art (53).

Im Allgemeinen werden im Kiefer- und Gesichtsbereich bislang Zugschrauben mit einem Schaftdurchmesser von 2.0, 2.4 oder 2.7 mm und einem Kopfdurchmesser von 4 mm empfohlen (71).

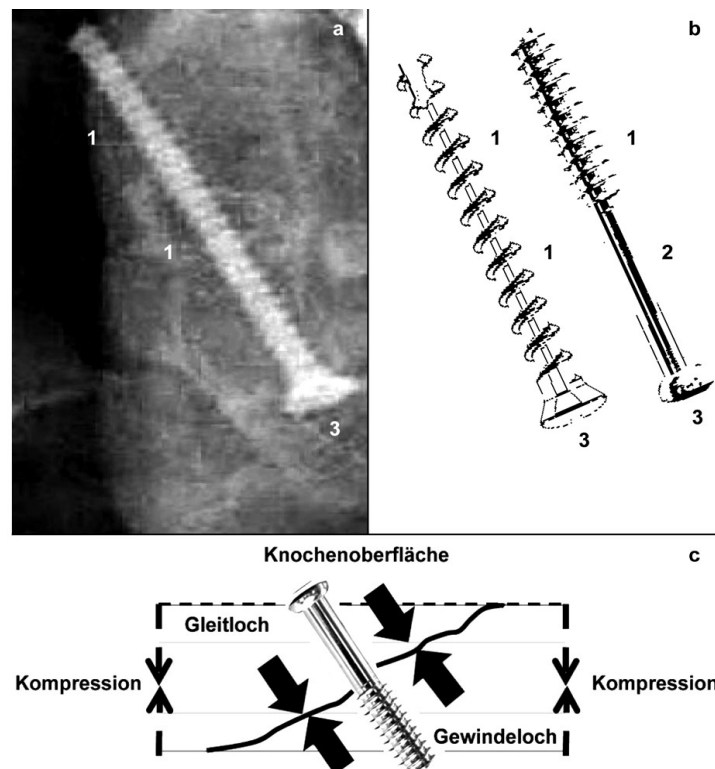


Abb. 7: Die Zugschraubenosteosynthese: Die Zugschraubenosteosynthese ist **a)** im Röntgenbild, **b)** im Schema und **c)** entsprechend ihrer Funktion gezeigt. In der Schemaabbildung **b)** ist die echte, klassische Zugschraube (**Re**) im Vergleich zu einer kortikalen Schraube (**Li**) gezeigt. Gewindetragender Teil (**1**), gewindefreier Teil der Schraube (**2**), Schraubenkopf (**3**)

1.6.2.3 Miniaturisierte adaptive Plattenosteosynthese

Miniaturisiertes Osteosynthesematerial sind Schrauben und Platten (Miniplatten) mit geringer Profilstärke und geringer Dimension. Das Osteosynthesematerial weist in der Regel eine einfache Handhabung auf und lässt sich leicht ins Operationsgebiet einbringen. Konstruktionsbedingt sind die Platten auf Grund ihrer geringen Profilstärke an den Knochenverlauf und an die umgebende Anatomie manuell anpassbar (adaptierbar). Die geringen Dimensionen von Platten und Schrauben begünstigen weiters den post-operativen Heilungsverlauf, da eine korrekte Positionierung und die Fixierung des Osteosynthesematerials meist mit geringem Gewebetrauma einhergeht.

Die Platte wird durch monokortikal eingebrachte Schrauben an den Knochen angepresst und so an diesem stabilisiert (**Abb. 8 a, b**). Idealerweise werden die Fixierungsschrauben ehestmöglich zentrisch zur Platte eingebracht. Dabei ist die Bruchspaltstabilität umso besser gesichert, je exakter die Platte dem Knochenverlauf folgt (adaptiert ist). Die Anwendung und Technik dieses Osteosyntheseverfahrens wurde vor allem von *Champy et al.* (38,41-44,56,77) nach den Grundlagen von *Michelet et al.* um 1973 geprägt (39,40).

Anhand eines Kraftumwandlungsprinzips von Zug- in Druckkräfte (Kraftneutralisation) definierten *Champy et al.* unter Berücksichtigung des Trajektoriensystems im Unterkiefer die ideale Linie der Osteosynthese (**Abb. 9**) und begründeten dadurch einen grundsätzlich neuen Ansatz in der Frakturbehandlung⁵ (12,39,43). Die Knochenregeneration erfolgt demnach über eine vermehrte Kallusbildung, ausgelöst durch geringe Bewegungen der Knochenfragmente (dynamische Komponente). Somit ist eine absolute, funktionsstabile Immobilisation der Knochenbruchstücke nicht notwendig (17,78).

Derartige monokortikal angebrachte, adaptierbare Miniplatten erlauben keinerlei Kompression der Frakturfragmente, sondern schaffen lediglich eine übungsstabile Verbindung zwischen den Frakturfragmenten (12). Die Miniplatten können im Unterkiefer sowohl an der Basis des Alveolarfortsatzes (27,31,79,80) als auch im Kombinationsverfahren mit einer Osteosyntheseplatte im basalen (kaudalen) Kieferbereich angebracht werden.

⁵ Vgl. Kapitel 2.1.1 und 2.3

Die Platten werden idealerweise so positioniert, dass der Bruchspalt unterhalb der Platte zu liegen kommt und beiderseits von diesem dieselbe Anzahl an Schrauben die Platte fixieren. Die notwendige post-operative Retention erfolgt in der Regel durch temporäre Schienung bzw. IMF-Schrauben und mandibulo-maxilläre Fixation (27,79,81).

Die miniaturisierten Osteosyntheseplatten bestehen, wie die anderen Osteosynthesematerialien auch, aus Titan und liegen mit Profilstärken zwischen 0.6 mm, 1.3 mm, 1.6 mm oder 2.0 mm vor. Der dazugehörige monokortikale Schraubendurchmesser steht in der Regel mit 2 mm und diversen Schraubenlängen zur Verfügung (54,82). Im Allgemeinen werden jedoch in Abhängigkeit von der Frakturlokalisation Schraubenlängen von 3.5, 4 oder 6 mm empfohlen (12,45,47).

Die in ihren Profilstärken sehr gering gestalteten und deshalb besonders leicht adaptierbaren Miniplatten von 1.6 mm, 1.3 mm oder sogar 0.6 mm sind für die Knochenbruchversorgung im Unterkiefer auf Grund nicht ausreichender Stabilität ungeeignet. Derartige Platten sind für anatomische Regionen ohne einwirkende Zug- und Druckbelastungen vorgesehen, wie etwa für das Mittelgesicht (82). So findet diese monokortikale Osteosynthese gleichermaßen in der Behandlung von Mittelgesichtsfrakturen, der Stirnhöhlenvorderwand und Schädelkalotte sowie in der orthognathen Chirurgie Anwendung (10).

Bei der Versorgung von Frakturen des Unterkiefers können Miniplatten fast immer über einen intraoralen Zugang eingebracht werden, ausgenommen sind hierbei Gelenksfortsatzfrakturen oder Frakturen, die eine nach außen offene Verbindung aufweisen (11).

Auch wenn diese Osteosynthesemethode nicht den allgemeinen Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen zur Frakturbehandlung entspricht, belegen zahlreiche klinische Studien heute die erfolgreiche Anwendung dieses von *Champy et al.* (45) geprägten Behandlungskonzeptes (79,83-88).

1.6.2.4 Miniaturisierte und nicht-miniaturisierte, winkelstabile Plattenosteosynthese mit Verriegelungssystem, Locking-Systeme

In jüngerer Zeit wurde im Kieferbereich als eine Weiterentwicklung der von *Champy et al.* (41-45) eingeführten monokortikalen Miniplatte ein starres, winkelstabilisiertes Miniplattenfixations- bzw. Verriegelungssystem vorgestellt. Dieses Locking-System (89,90,91) war ursprünglich für die Behandlung von komplexen Traumageschehen oder für groß angelegte Rekonstruktionen im Unterkiefer gedacht (92). Das Osteosynthesystem, das auch in der Extremitätenchirurgie ein anerkanntes Anwendungsspektrum findet, ist etwas stärker dimensioniert (Profistärken von 2.0 mm, 2.3 mm und 2.5 mm) als das vergleichbare adaptive Miniplattensystem. Es besteht neben dem Gewinde der Fixierungsschrauben selbst (im Miniplattenbereich Schraubendurchmesser von 1.7 und 2 mm) aus einem zusätzlichen, sich im Schraubenloch der Platte befindenden Gewinde. Dadurch kommt es beim Schraubeneindrehen zur Fixierung, respektive Verriegelung von Schraube und Platte (**Abb. 8 c, d**). Systemabhängig können die Fixierungsschrauben teilweise auch exzentrisch zur Platte angebracht werden, meist innerhalb eines Winkels von 15 Grad.

Die Platte wird bei dieser Osteosynthesemethode, anders als im beschriebenen System der klassischen Plattenosteosynthese⁶, nicht an den Knochen angepresst, beugt so möglichen, durch den Plattendruck ausgelösten Durchblutungsstörungen des Periosts vor und stabilisiert ähnlich wie ein Fixateur exterieur⁷ den Frakturspalt. Weiters verhindert das System durch das Einrasten der Schraube im Gewinde ein Durchdrehen (Hohldrehen) der Schraube bei der Insertion (89,91). Auf diese Weise sollen Schraubenlockerung und Osteosynthesematerialinstabilität reduziert werden. Platten und Schrauben müssen nicht wie bei anderen Osteosynthesystemen direkt am Knochen anliegen (Adaptationsgrad), daher ist ein Kontakt zwischen Platte und Knochenoberfläche nicht notwendig (93). Der stabile Verbund von Platte und Schrauben stellt einen gleichbleibenden Stabilitätswert und eine andauernde Frakturspaltstabilisierung bei variierenden Graden der Adaptation sicher (94).

⁶ Vgl. Kapitel 1.6.2.1

⁷ Haltesystem zur Ruhigstellung

Miniaturisierte winkelstabile Platten gelten mittlerweile als vielversprechender Standard in der Osteosyntheseentwicklung, da sie durch klein dimensioniertes Platten- und Schraubenmaterial einerseits Gewebeverletzungen weitgehend reduzieren und andererseits Bruchfragmente funktionsstabil sichern.

Plattensysteme mit Verriegelungssystem werden unabhängig von der miniaturisierten Osteosynthese in unterschiedlichen Dimensionen mit unterschiedlichen Schraubenlängen angeboten, auch ihre Kombination mit Systemen ohne Verriegelungsmechanismus ist zulässig.

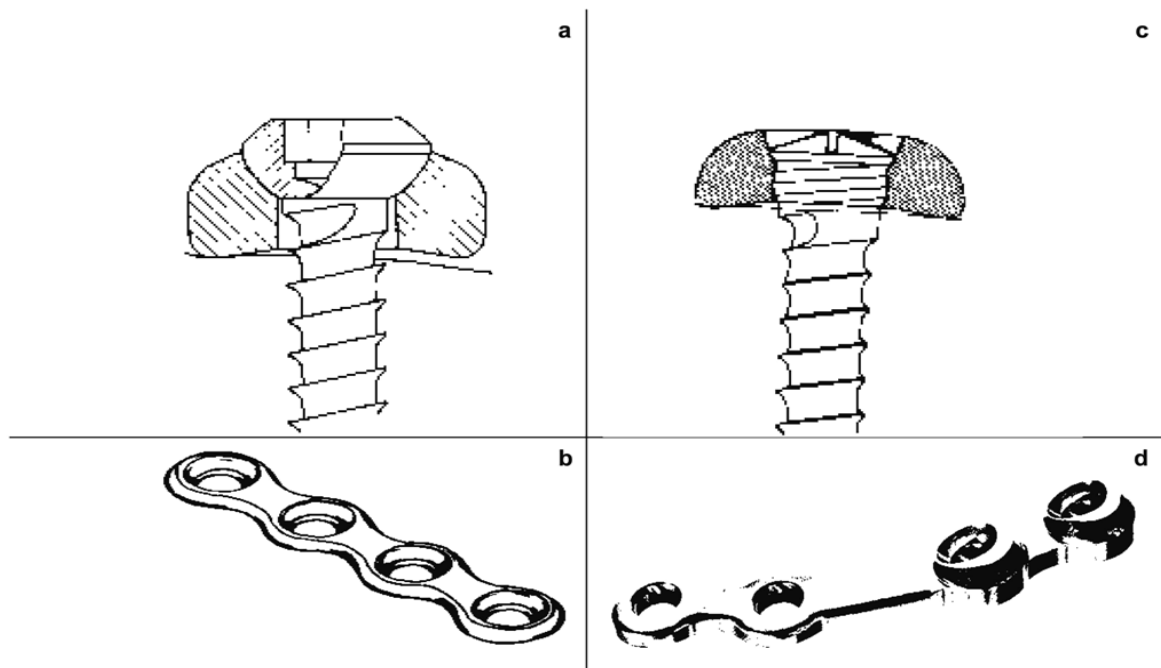


Abb. 8: Die Plattenfixierung: Bei Osteosyntheseplatten ohne Verriegelungssystem presst **a)** die Schraube **b)** die Platte an den Knochen, bei Platten mit Verriegelungssystem (Locking-System) ist **c)** die Schraube mit **d)** der Platte durch ein Gewinde verbunden.

2 Besondere Aspekte dieser Studie und spezieller Teil

2.1 Operative Behandlungsmethoden von Frakturen des Kieferwinkels

Die operative Behandlung des Kieferwinkels bietet in Abhängigkeit der Frakturbeschaffenheit vielseitige Möglichkeiten und reicht von starrer Kompressionsosteosynthese mittels einer und mehreren Platten oder Zugschrauben bis hin zur nicht-starren Frakturbehandlung mittels adaptierbaren Miniplatten, auch Kombinationen werden angewandt (27,55,66,80,95-100).

Während der letzten zehn Jahre haben sich über 15 verschiedene operative Behandlungskonzepte⁸ (101) der isolierten Fraktur des bezahnten Kiefers im mittleren Erwachsenenalter entwickelt, die in unterschiedlichen Untersuchungen sowohl auf Basis von biomechanischen In-vitro-Untersuchungen als auch anhand klinischer Fragestellungen in vivo evaluiert und wiederholt beurteilt werden. Heutzutage erfreuen sich deshalb je nach Autoren bzw. Untersuchern einige dieser zahlreichen Behandlungsmethoden größerer Beliebtheit als andere.

⁸ Je nach Osteosynthesystem und Plattentechnik

Überblicksmäßig können die standardmäßig zum Einsatz kommenden operativen Behandlungsmethoden im Kieferwinkel jedoch wie folgt eingeteilt werden (**Tab. 10**) (80,102):

Osteosynthesesysteme	
Solitäre Zugschraubenosteosynthese	
Monokortikale Ein-Plattensysteme	
Adaptierbare Miniplattenosteosynthese im oberen ⁹ Kieferwinkelbereich mit und ohne postoperative(r) Retention (mandibulo-maxilläre Fixation)	
Monokortikale Zwei-Plattensysteme	
Adaptierbare Miniplattenosteosynthese im oberen ⁷ und unteren ¹⁰ Kieferwinkelbereich	
Monokortikale Plattensysteme und bikortikale Kompressionsplattensysteme	
Adaptierbare Plattenosteosynthese im oberen ⁹ und starre Kompressionsplattenosteosynthese im unteren ¹⁰ Kieferwinkelbereich (80)	
Bikortikale Rekonstruktionsplattensysteme	
Starre Rekonstruktionsplattenosteosynthese im unteren ¹⁰ Kieferwinkelbereich	
Monokortikale oder bikortikale starre Plattensysteme vom Locking-Typ	
Starre, winkelstabile Miniplattenosteosynthese vom Locking-Typ im oberen ⁹ oder im unteren ¹⁰ Kieferwinkelbereich	
Dreidimensionale Plattensysteme	
Osteosynthese mittels 3D-Platten	

Tab. 10: Osteosynthesesysteme im Kieferwinkel 1

Präziser beschreibt *Haug et al.* die folgende heute etablierte Einteilung (**Tab. 11**) (101):

Osteosynthesesysteme	Osteosynthesematerial
Solitäre Zugschraube	- Zugschraube (L: 40 mm, D: 2.4 mm)
Eine singuläre monokortikale Miniplatte (angebracht im oberen⁹ Kieferwinkelbereich)	- Eine 7-Loch 1.3 mm adaptierbare Miniplatte fixiert mit 6 monokortikalen Schrauben (L: 6 mm, D: 1.3 mm)
	- Eine 6-Loch 2 mm adaptierbare Miniplatte fixiert mit 6 monokortikalen Schrauben (L: 6 mm, D: 2 mm)
	- Eine 6-Loch 2 mm starre Miniplatte vom Locking-Typ fixiert mit 6 monokortikalen Locking-Schrauben (L: 6 mm, D: 2 mm)

⁹ Linea obliqua externa oder Basis des Alveolarfortsatzes

¹⁰ Basaler, kaudaler Kieferwinkelbereich

<p>Zwei monokortikale Miniplatten (angebracht im oberen¹¹ und unteren¹² Kieferwinkelbereich)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Zwei 6-Loch 2 mm adaptierbare Miniplatten fixiert mit 6 monokortikalen Schrauben (L: 6 mm, D: 2 mm) - Zwei 6-Loch 2 mm starre Miniplatten vom Locking-Typ fixiert mit 6 monokortikalen Locking-Schrauben (L: 6 mm, D: 2 mm) - Eine 8-Loch 2 mm Miniplatte fixiert mit 8 monokortikalen Schrauben (L: 6 mm, D: 2 mm)
<p>Eine monokortikale Miniplatte in Kombination mit einer bikortikalen Kompressionsplatte (angebracht im oberen¹¹ und unteren¹² Kieferwinkelbereich)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Eine 6-Loch 2 mm adaptierbare Miniplatte fixiert mit 6 monokortikalen Schrauben (L: 6 mm, D: 2 mm) und eine 8-Loch 2 mm bikortikale, gebogene Kompressionsplatte fixiert mit 8 bikortikalen Schrauben (L: 16 mm, D: 2 mm) - Eine 6-Loch 2 mm adaptierbare Miniplatte fixiert mit 6 monokortikalen Schrauben (L: 6 mm, D: 2 mm) und eine 6-Loch 2.4 mm bikortikale, dynamische Kompressionsplatte fixiert mit 6 bikortikalen Schrauben (L: 16 mm, D: 2.4 mm) - Eine 6-Loch 2 mm adaptierbare Miniplatte fixiert mit 6 monokortikalen Schrauben (L: 6 mm, D: 2 mm) und eine 6-Loch 2.4 mm bikortikale, gewinkelte Universalfrakturplatte fixiert mit 6 bikortikalen Schrauben (L: 16 mm, D: 2.4 mm) - Eine 6-Loch 2 mm adaptierbare Miniplatte fixiert mit 6 monokortikalen Schrauben (L: 6 mm, D: 2 mm) und eine 6-Loch 2 mm bikortikale, starre Kompressionsplatte vom Locking-Typ fixiert mit 6 bikortikalen Locking-Schrauben (L: 16 mm, D: 2 mm)
<p>Eine singuläre bikortikale Rekonstruktionsplatte (angebracht im unteren¹² Kieferwinkelbereich)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Eine 7-Loch 3 mm Rekonstruktionsplatte fixiert mit 6 bikortikalen Rekonstruktionsschrauben (L: 16 mm, D: 3 mm) - Eine 6-Loch 2.7 mm Rekonstruktionsplatte fixiert mit 6 bikortikalen Rekonstruktionsschrauben (L: 16 mm, D: 2.7 mm) - Eine 6-Loch 2.4 mm starre Rekonstruktionsplatte vom Locking-Typ fixiert mit 6 bikortikalen Locking-Rekonstruktionsschrauben (L: 16 mm, D: 2.4 mm)

Tab. 11: Osteosynthesesysteme im Kieferwinkel 2

¹¹ Linea obliqua externa oder Basis des Alveolarfortsatzes

¹² Basaler, kaudaler Kieferwinkelbereich

2.1.1 Miniaturisiertes Osteosynthesematerial, mono- und biplanare Miniplattentechnik

Die Technik der singulären Miniplattenosteosynthese gilt im Kieferwinkel als einfaches und verlässliches Behandlungskonzept. Der Anwendungsbereich der Miniplatte kann dabei im bezahnten Kiefer bei einer isolierten Fraktur auf den oberen Kieferwinkelbereich, den Zugzonenbereich, beschränkt werden (12,79). Zur Stabilisierung im Unterkiefer genügt das Anbringen einer singulären, adaptierbaren oder starren 4-Loch-Miniplatte vom Locking-Typ für den Corpus des Unterkiefers, respektive einer 4-Loch- oder 6-Loch-Miniplatte für den Kieferwinkel (11,12,38,41-46,100).

Durch das Fehlen von Kompression auf den Knochen wird bei dieser Art der Osteosynthese (91,103) auf die Vaskularisation bruchspaltnaher Gewebe wenig Druck ausgeübt, weiters ist auch keine ausgedehnte Deperiostierung der Bruchfragmente durch groß dimensioniertes Osteosynthesematerial notwendig (54). Adaptierbare wie auch starre Miniplatten erscheinen relativ grazil, leicht in der Handhabung und können in der Regel über einen oralen Zugang in den Operationssitus eingebracht werden. Die Anwendung einer monokortikalen, singulären Miniplatte gilt als nicht-traumatisches, einfaches und verlässliches Osteosyntheseverfahren mit geringer Anzahl an Komplikationen (66,79,80,100).

Das Anbringen von nur einer (Linea obliqua oder Basis des Alveolarfortsatzes) oder von zwei Platten in dieser Region bietet wie auch die Kontroversität in Bezug auf eine post-operative Retention immer wieder Grund zur Diskussion (27,31,66,79,80,100,104-107).

Liegt eine Miniplatte bereits über der Linea obliqua des Kieferwinkels, so kann eine zweite Miniplatte zur zusätzlichen Frakturspaltsicherung und zur Distaktionsvermeidung¹³ in einer zweiten Ebene, einerseits an der Basis des Alveolarfortsatzes oder andererseits im kaudalen/basalen Bruchspaltbereich, angebracht werden (bipplanare Plattentechnik) (**Abb. 9 a, b**). Eine singuläre oder zwei an der lateralen, buccalen Seite angebrachte Miniplatten sichern die Fraktur hingegen nur in einer Ebene (monoplanare Plattentechnik) (**Abb. 9 c**).

Folglich bilden jene Plattensysteme, die in zwei Ebenen angebracht werden, ein effektives Netzwerk gegen mögliche Bruchfragmentverschiebungen und zeugen von höherer Stabilität als jene Plattensysteme, die lediglich in einer Ebene

¹³ Distaktionsvermeidung im basalen, kaudalen Frakturspaltbereich; vgl. Kapitel 2.3

angebracht werden. Die Mehr-Plattentechnik hat jedoch den Nachteil des erhöhten Materialaufwandes, respektive des zusätzlich zu verbauenden Osteosynthesematerials und des zusätzlichen operativen Traumas (**Abb. 9**) (108).

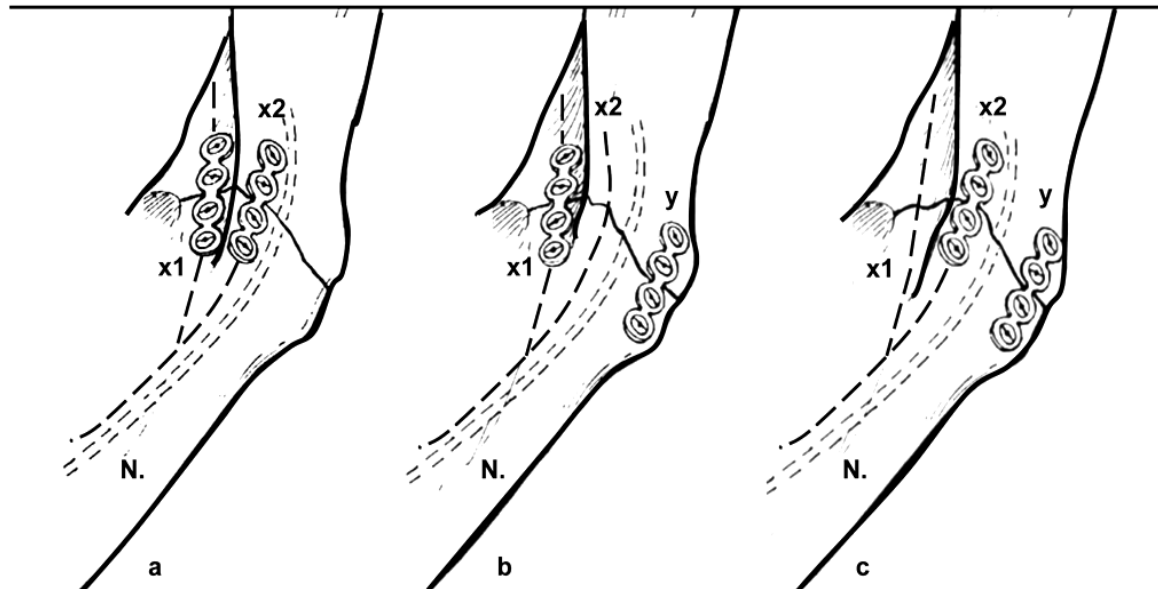


Abb. 9: Die Plattenpositionen im Kieferwinkel: Positionierung von Osteosyntheseplatten im Bereich der Zugzone (**x1**, **x2**), an der Linie obliqua (**x1**) und an der Basis des Alveolarfortsatzes (**x2**) entsprechend der idealen Osteosyntheselinie nach *Champy et al.* (**x1**, **x2**) (45,46) sowie im basalen (kaudalen) Druckzonenbereich (**y**). **a**), **b**) biplanare Plattentechnik, **c**) monoplanare Plattentechnik (82)

Obwohl manche Autoren eine Zwei-Plattentechnik bevorzugen (105,108,109), scheint das Anbringen einer zweiten Platte im basalen (kaudalen) Bereich des Kieferwinkels die vorherrschende Durchblutung zu beeinträchtigen, somit erhöhten Gewebestress zu induzieren und der Mitgrund für bakterielle Kontamination zu sein. Die Verwendung von zwei Miniplatten im Kieferwinkel scheint zu höheren Komplikationsraten (Infektionen, Malokklusion, erschwerte Plattenentfernung) zu führen und bietet für das post-operative Ergebnis klinisch anscheinend keine eindeutigen Vorteile. Dies wurde in verschiedenen Untersuchungen von *Ellis et al.* und anderen Autoren gezeigt (24,79,80,104,110-112).

Adaptierbare Miniplatten bieten konstruktionsbedingt im Vergleich zu starren Osteosynthesystemen geringere Bruchfragmentstabilität, vor allem im kaudalen (basalen) Kieferwinkelbereich. Da die Frakturfragmentruhigstellung auf den Heilungsverlauf und das post-operative klinische Ergebnis jedoch entscheidenden Einfluss hat und diese Osteosynthesemethode durch die fehlende starre Knochenstabilisierung als nicht funktionsstabil gilt, kann dieses

Behandlungskonzept zu möglichen Versorgungsdefiziten oder einer wesentlichen Beeinträchtigung der post-operativen Mobilisation führen (11,82).

Adaptierbare Miniplatten müssen weiters vor ihrer Verwendung individuell angebogen werden, ein Anwendungsschritt, der den zeitlichen Faktor der Behandlung vergrößern kann. Zudem sind je nach Plattengröße mehrere Knochenbohrungen und die Verwendung von mehr Osteosynthesematerial zur Plattenfixierung notwendig (67,113).

Die in jüngerer Zeit vorgestellten miniaturisierten, winkelstabilen Miniplatten vom Locking-Typ (89,91,103) weisen ein geringfügig größer dimensioniertes Profil auf. Miniplatten vom Locking-Typ finden im Unterkiefer zunehmend Anwendung und entsprechen weiters durch die starre Frakturfragmentsicherung auch den Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (89,90,93,114-122). Biomechanische Untersuchungen zeigen unter Krafteinwirkung eine höhere Resistenz, Starrheit und Stabilität in sämtlichen Raumrichtungen im Vergleich zu adaptierbaren Miniplatten (93,118,121,122) und gleichbleibenden, sicheren Widerstand gegen Belastung, selbst bis zu 2 mm über dem zu stabilisierenden Knochenniveau (94). Weiters wurde in Untersuchungen eine Prävention gegen die sonst durch den Plattendruck ausgelösten Durchblutungsstörungen des Periosts beschrieben (119) sowie eine erleichterte Handhabung im Vergleich zu anderen Osteosynthesystemen selbst bei komplexen Frakturen (123). Vorteile ergeben sich zusätzlich durch eine frühe Mobilisation auf Grund der winkelstabilen Frakturversorgung bei relativ gering dimensioniertem Osteosynthesematerial und das Fehlen der Notwendigkeit einer exakten Passung an die Knochenkontur (Fehlen der Adaptation des Osteosynthesematerials) (116,117). Empfohlen wird eine 2.0 mm 4-Loch-Miniplatte vom Locking-Typ mit 8 mm Fixierungsschrauben, gefolgt von einer Woche post-operativer Retention (mandibulo-maxilläre Fixation) als verlässliche und effektive Behandlung bei Frakturen des Kieferwinkels (93,124). *Chritah et al.* zeigen in dieser Untersuchung an 50 Kieferwinkelfrakturen eine primäre Knochenheilung von 98% bei gleichzeitigem Fehlen von post-operativen Infektionen, Zahnschäden, Nervenverletzungen oder Osteosynthesematerialfrakturen (124).

Obwohl dieses Osteosynthesekonzept in zahlreichen Gesichtspunkten vielversprechend scheint, konnte bislang keine eindeutig günstigere

Frakturheilung oder ein günstigerer post-operativer Verlauf im direkten Vergleich zu nicht-starren, adaptierbaren Miniplatten bewiesen werden (114,115,118,121).

2.1.2 Solitäre Zugschraubenosteosynthese

Die Beschreibung der Zugschraube im Kieferwinkel lässt sich auf *Niederdelmann et al.* zurückführen, der im Jahr 1981 als Erster die Zugschraube in dieser Region einsetzte (125). Die Verwendung von Zugschrauben erfordert eine techniksensitive Handhabung und präzise Einbringtechnik, die in der Regel mit dem Erfahrungswert des Anwenders in Verbindung zu setzen ist und deshalb eine bestimmte Limitation in der ubiquitären Anwendbarkeit darstellt. Dies ist auch der Grund dafür, warum Untersuchungen mit dieser Osteosynthesemethode in der Literatur seltener vertreten sind als andere.

Bei regelrechter Funktion, die dem Prinzip der Kompressionsosteosynthese folgt, wird der Frakturspalt gleichmäßig auf ein Minimum reduziert und das Frakturfragment stabil reponiert; folglich wird somit eine eindeutig günstige und schnelle Bruchspaltheilung induziert (69,126).

Zugschrauben sorgen unter geringem Verbrauch von Osteosynthesematerial für eine adäquate Bruchspaltsicherung und induzieren primäre Knochenheilung ohne Kallusbildung. Weiters müssen die Schrauben vor ihrer Anwendung nicht angebogen werden (69,73).

Für eine Frakturversorgung im Kieferwinkel ist das Einbringen einer singulären Zugschraube mit einer Schraubenlänge von 40 mm und einem Durchmesser von 2.4 mm oder 2.7 mm über einen solitären Bohrlochkanal meist ausreichend (69,73). Der Bohrlochkanal hat dabei einen geringeren Durchmesser als die Osteosyntheseschraube. Auf Grund des Platzbedarfs und achsengerechter, axialer Insertion kann die Schraube, stets unter Berücksichtigung der kortikalen Knochenstruktur, über einen minimal invasiven Zugang mittels Stichinzision von außen oder von enoral eingebracht werden (72,74,80,127,128). Unter Berücksichtigung des neurovaskulären Gewebes im Unterkiefer wird die Schraube distal des Foramen mentale in der Regel in einem Winkel von 10-20 Grad von lateral in den Knochen eingebracht, um den gewindetragenden Teil in festem lingualem kortikalem Gewebe lagern zu können. Der Schraubeneintrittspunkt liegt in jedem Fall ausreichend weit anterior zur Fraktur. Abhängig von der

Knochenmorphologie wird die Knochenbohrung etwa 10-15 mm vor dem Bruchlinienverlauf durchgeführt (30,69).

Fehlerquellen bei dieser Osteosynthesetechnik im Kieferwinkel stellen vor allem die unpassende Angulation bei der Schraubeninsertion, die ungenügende Passung des festgelegten Schraubenkanals, die Lagerung der Schraube in insuffizientem Knochengewebe und die Perforation der kortikalen Knochenstruktur dar (69).

Der Vorteil der Zugschraubenosteosynthese ergibt sich durch eine elegante, funktionsstabile, effektive, minimal invasive, zeitsparende Behandlungsmethode, die ohne Anwendung von Platten auskommt und zur frühen post-operativen Mobilisation führt (72,129).

2.1.3 Bikortikale Kompressions- und Rekonstruktionsplattenosteosynthese

Die starre Kompressionsosteosynthese mittels entsprechend dimensionierten AO-Kompressions- oder Rekonstruktionsplatten findet auch in der Versorgung von Kieferwinkelbrüchen Anwendung. Durch die funktionsstabile Frakturbehandlung ist eine Bruchspaltsicherung plattenprofilbedingt von höchster Starrheit gewährleistet und eine frühe post-operative Mobilisation möglich (11,13). Die Osteosyntheseplatten und die für die Plattenfixierung notwendigen bikortikalen Schrauben sind jedoch wesentlich größer dimensioniert und haben ein stärker konstruiertes Profil als miniaturisierte Platten. Auf Grund der Dimension und Profilstärke der Platten und Schrauben ist die Handhabung oft schwierig, das Anbringen durch vermehrte Periostabhebung traumatisch und ein entsprechender Zugang zum Operationsfeld von außen notwendig (100).

In einigen Untersuchungen wurde versucht einen Vergleich mit anderen Osteosyntheseverfahren (adaptive Miniplattenosteosynthese) herzustellen (66,95-98). Demzufolge scheint die Anwendung von derartig groß dimensionierten AO-Platten oder exzentrischen Spanngleitlochplatten bei isolierter Fraktur des bezahnten Kiefers mittleren Alters im Vergleich zur Miniplattenosteosynthese keinerlei Vorteile in Bezug auf Invasivität, Operationsdauer oder post-operative Komplikationsrate zu bieten (31,66,80,100,130).

Kombinationsverfahren durch eine adaptierbare Miniplatte im oberen¹⁴ Zugzonenbereich und einer exzentrischen Kompressionsplatte im unteren¹⁵ Kieferwinkelbereich zur zusätzlichen Bruchspaltsicherung sind zulässig, haben aber ebenso keine zusätzlichen Vorteile in Bezug auf den post-operativen Heilungsverlauf bei isolierten Kieferwinkelfrakturen (55,66,79,97,100).

2.1.4 Dreidimensionale Plattenosteosynthese

Dreidimensionale Plattensysteme finden auch im Kieferwinkel Verwendung. Die quadratisch oder rechteckig konstruierten Platten, die konstruktionsbedingt einem Zwei-Plattensystem entsprechen, bieten wegen der breiten Auflagefläche bei auftretenden Torsionskräften hohe Stabilität und werden auch im Symphysen- und Parasymphysenbereich eingesetzt (80). Dreidimensionale Plattensysteme bieten Untersuchungen zufolge in vitro ausreichende Stabilität und können auf Grund der ähnlichen gefundenen Ergebnisse mit anderen Osteosyntheseverfahren im Kieferwinkel verglichen werden. Einschlägige Vorteile von dreidimensionalen Platten gegenüber anderen Osteosynthesystemen im Kieferwinkelbereich sind bislang nicht bekannt und - falls vorhanden - Gegenstand von weiteren Untersuchungen (80,82).

2.1.5 Resorbierbare Plattenosteosynthese

Biologisch abbaubare, resorbierbare Osteosyntheseverfahren (resorbierbare Platten und Schrauben) sind im Kiefer- und Gesichtsbereich bekannt und können unter bestimmten Voraussetzungen angewandt werden (132). Obwohl in der Literatur ein materialbezogener Stabilitätserhalt sowie Toleranzwerte gegen die post-operativ auftretenden Kaukräfte von bis zu zehn Wochen beschrieben werden und eine vollständige Resorption des Materials erst nach etwa fünf Jahren eintreten soll (132,133), haben sich resorbierbare Platten im Kieferwinkel des Erwachsenen nicht durchgesetzt (134,135). Gründe hierfür sind die in biomechanischen Untersuchungen gezeigte ungenügende initiale Stabilität, die

¹⁴ Linea obliqua externa oder Basis des Alveolarfortsatzes

¹⁵ Basaler, kaudaler Kieferwinkelbereich

weit unter jener der adaptiven Miniplatte liegt, oder der erst durch Hydrolyse bedingte auftretende Verlust der Stabilität des Osteosynthesematerials (134).

2.2 Komplikationen und Komplikationsraten von etablierten Osteosynthesystemen im Kieferwinkel

Die operative Behandlung von Frakturen des Kieferwinkels resultiert in den höchsten post-operativen Komplikationsraten aller Unterkieferfrakturen (136-139). Zu den post-operativen Komplikationen zählen vor allem Infektionen, Weichteilschäden, Verletzung von Nerven (N. alveolaris inferior), Zahnwurzelschäden, Malokklusion oder die fehlende Wiedervereinigung der Bruchfragmente (11,130,140).

Genauere Angaben zu Komplikationsraten bezogen auf die einzelnen Behandlungsmethoden sind jedoch schwierig zu treffen, da die vorliegenden Untersuchungen meist keiner einheitlichen Terminologie folgen, sie teilweise widersprüchlich sind und Populationsunabhängigkeit oder Objektivität fehlt. So variieren die dokumentierten Komplikationsraten je nach Behandlungsschema und Behandlungsort (66) und sind demnach auch mit Vorsicht zu interpretieren.

Luhr et al. berichten etwa von einer Komplikationsrate von 0.9% bei der Anwendung von Kompressionsplatten im Kieferwinkel (96), während *Ellis et al.* bei Verwendung derselben Behandlungsmethode weit höhere Werte von bis zu 32% beschreiben (99).

Ehrenfeld et al., *Niederhagen et al.* und *Luhr et al.* fanden, ihren Untersuchungen mit weit über 100 Teilnehmern zufolge, ein vermehrtes Auftreten von Wunddehiszenz, neurosensorischem Defizit oder Malokklusion nach Anwendung von Kompressionsplatten und bikortikalen Schrauben (96-98). *Iizuka et al.* sowie auch *Ellis et al.* beschreiben eine post-operative Infektionsrate von 6-17% und 4-14% an Malokklusion als die zwei am häufigsten auftretenden post-operativen Komplikationen, besonders bei starrer Plattenosteosynthese oder Zwei-Punktfixierung im Kieferwinkel (95,101,141). Eine konservative Behandlung im Kieferwinkel wird mit einer Komplikationsrate von ebenfalls 17% beschrieben (140). Vergleichsweise niedrige Angaben von 7% fanden *Herford et al.* bei Osteosyntheseplatten vom Locking-Typ, allerdings nicht auf den Kieferwinkelbereich limitiert, sondern bei der Anwendung im gesamten Unterkiefer

(92). Auch *Kirkpatrick et al.* beschreiben niedrige Komplikationsraten dieses Osteosynthesystems (123).

Die Annahme, dass bikortikale Schrauben, Mehr-Plattensysteme und hohe interfragmentäre Kompression durch groß dimensionierte, starre Platten vor allem in der dünnen Kortikalisregion des Kieferwinkels Gewebeniedergang und Knochennekrosen durch Minderperfusion auslösen, konnte von *Ellis et al.* nachgewiesen werden (99).

Generell wurde ein umso höherer Anteil an post-operativen Komplikationen wie etwa Infektion, Malokklusion, Hämatombildung oder Osteosynthesematerialversagen festgestellt, umso mehr Platten verwendet wurden, oder umso größer dimensioniert und starrer die Plattensysteme waren. Demnach zeigen, unabhängig von ihrem Stabilitätsverhalten, monokortikale, singuläre Osteosyntheseplatten mit geringer Profilstärke die geringsten post-operativen Komplikationsraten (66,79,100,112).

Diese vor allem von *Ellis et al.* beschriebenen Beobachtungen stehen teilweise im starken Kontrast zu der, besonders in der vergangenen Zeit anerkannten Meinung, dass hohe Stabilität durch groß dimensionierte Osteosynthesysteme, die eine starre Bruchfragmentfixierung und ausreichende Kompression garantieren, zu einem günstigen post-operativen Ergebnis führt. So kamen im Kieferwinkel vor allem um die 70er-Jahre fast ausschließlich groß dimensionierte Kompressionsplattensysteme zum Einsatz. (142-144).

Ellis et al. zeigen in mehreren Untersuchungen anhand von unterschiedlichen Behandlungsmethoden, jedoch innerhalb derselben Population, ähnlichen Behandlungsumständen und am gleichen Behandlungsort an 50–100 Kieferwinkelfrakturen folgendes Verteilungsverhältnis der gefundenen post-operativen Komplikationen (**Abb. 10**) (95):

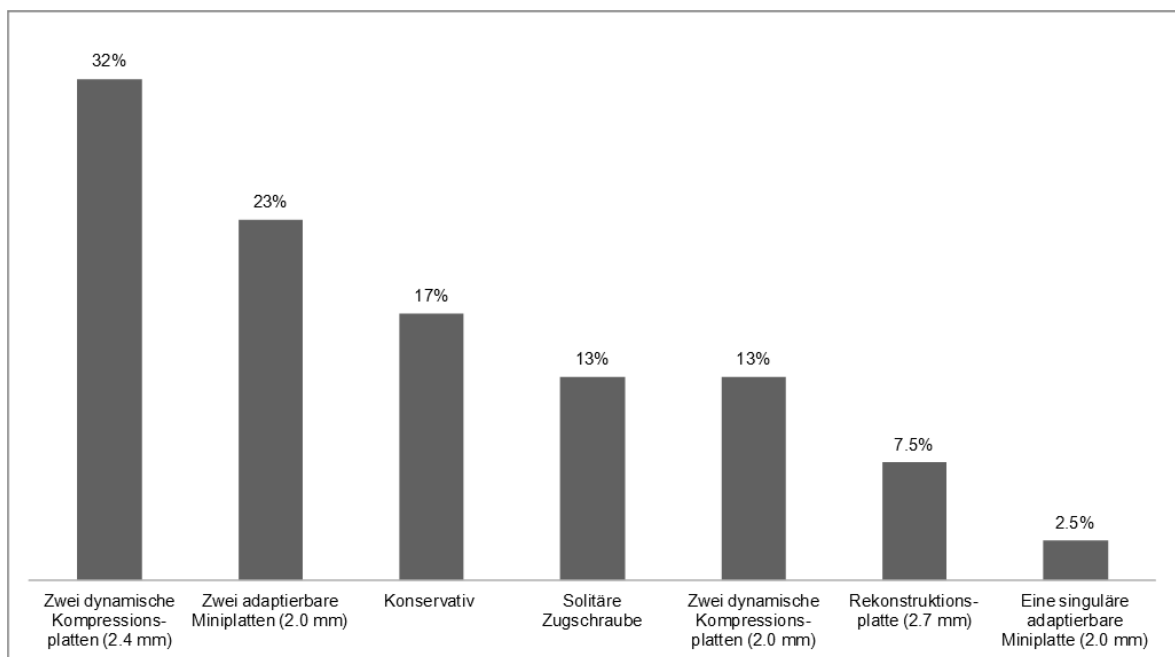


Abb. 10: Post-operative Komplikationsraten: *Ellis et al.* beschreiben das Verteilungsverhältnis der gefundenen Komplikationen bei Kieferwinkelfrakturen anhand unterschiedlicher Behandlungsmethoden und Materialprofilstärken (95). Da es sich um ein Kollektiv mehrerer Untersuchungen handelt, wurde für den oben stehenden Vergleich lediglich die am stärksten vertretene Komplikation (Prozentwert) herangezogen. Aus diesem Grund liegt die Summe der Prozentangaben über 100.

Ellis et al. berücksichtigten dabei mit Ausnahme der Miniplattenosteosynthese vom Locking-Typ zahlreiche Behandlungsmethoden und Osteosynthesysteme aus einer klinischen In vivo- Perspektive (95).

Dennoch zählen unabhängig von den gefundenen post-operativen Komplikationsraten sowohl die nicht-starre, adaptive Miniplatten- als auch die starre Kompressionsosteosynthese zu den etablierten Osteosyntheseverfahren und finden im klinischen Bereich auf Grund von individueller Indikationsstellung Anwendung, auch Kombinationen werden immer wieder gezeigt.

2.3 Biomechanische Aspekte der osteosynthetischen Behandlungsmethoden von Frakturen des Kieferwinkels

Champy et al. definieren die ideale Osteosyntheselinie im Unterkiefer als den biomechanisch günstigsten Ort, an dem das angebrachte Osteosynthesesystem die stabilste Fixierung des Knochenbruches darstellt (12). Anhand dieser Untersuchungen wird die ideale Osteosyntheselinie für den Kieferwinkel unter Berücksichtigung des Trajektoriensystems an der Basis des Alveolarfortsatzes bzw. an der Linea obliqua externa bis zu einem Punkt distal des zweiten Molaren definiert. Eine in diesem Bereich angebrachte singuläre monokortikale Miniplatte neutralisiert laut *Champy et al.* die einwirkenden Zugspannungen im Kieferwinkel (12,45).

Nach diesem Prinzip folgt die in der Zugzone des Kieferwinkels angebrachte Miniplatte dem physikalischen Prinzip der Zuggurtung (43,57). Demnach werden die, bei okklusaler Belastung auftretenden und auf den Frakturspalt distrahierend einwirkenden, Zugspannungen durch den herrschenden Muskelzug, die Abstützung durch die Zahnreihe und durch das Kiefergelenk in Druckspannung umgewandelt (Kraftneutralisation) und der Frakturspalt so im kaudalen Bereich (Druckzonenbereich) komprimiert (**Abb. 11**) (12).

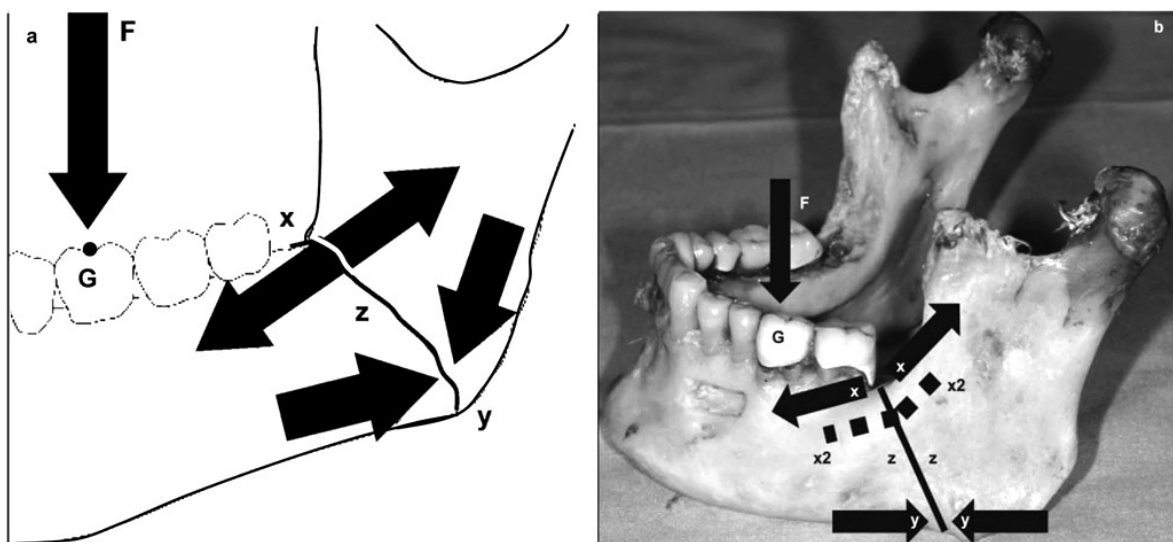


Abb. 11: Die Belastungszonen bei der Kieferwinkelfraktur: a) Schemadarstellung, b) Darstellung am anatomischen Präparat.

Die Abbildung zeigt die Verteilung der Belastungszonen bei einem Knochenbruch im Kieferwinkel unter okklusaler Krafteinwirkung (**F**) am Belastungspunkt (**G**). Im Bereich der Linea obliqua bzw. an der Basis des Alveolarfortsatzes kommt es zur Zugbelastung (**x**), im kaudalen (basalen) Bereich zur Kompression (Druck) (**y**). Die Zone dazwischen verhält sich neutral (**z**). Nach *Champy et al.* genügt die Positionierung einer Osteosyntheseplatte (**x2**) zur Bruchfragmentsicherung idealerweise im Zugzonenbereich (**x**) (12).

Die Annahme, dass durch eine derartige singuläre Plattenfixierung und den komplexen funktionellen, vor allem bruchspaltnahen vertikalen Belastungskräften, eine Distraction in der kaudalen (basalen) Region des Unterkiefers stattfindet, konnte in durchgeführten Untersuchungen bestätigt werden (11,91,103-105,147,148). Dabei tritt eine Distraction im kaudalen (basalen) Bereich umso eher auf, umso näher eine okklusale, vertikale Kraft am Bruchspalt wirkt (82,105). Je nach Frakturgeschehen kann die vertikale Belastung im zahntragenden Bereich nahe am Bruchspalt wirken oder weiter von dessen Verlaufsende entfernt sein und so für eine geringere oder stärker auftretende Distraction im kaudalen Bereich des Kieferwinkels sorgen. Zusätzlich lassen sich ebenfalls Torsionskräfte bei einseitig vertikaler Belastung im kontralateralen Molarenbereich beobachten (131), die bei einer nicht-winkelstabilen Frakturfragmentsicherung zu einem Abweichen der repositionierten Bruchfragmente führen können.

Die adaptierbare Miniplatte, wie von *Champy et al.* beschrieben, lässt konstruktionsbedingt ein gewisses Bewegungsausmaß der Frakturfragmente zu (82). Aus diesem Grund bietet die dabei fehlende funktionelle Stabilität und der Zeitpunkt der post-operativen Mobilisation bei dieser Osteosynthesemethode immer wieder Grund zur Diskussion und wird trotz zahlreicher Befürworter und klinischer Erfolge in Frage gestellt (31,80,149). Dabei scheinen diese klinischen Erfolge des Osteosynthesystems, die der Behandlungsmethode in ihrer Anwendung recht geben, auf einer post-operativ reduzierten Kaubelastung zu beruhen (79).

Im ausgewachsenen Kiefer werden im Molarenbereich, abhängig von der aufgenommenen Nahrung, Kaukräfte von 45-150 N generiert. Die maximale Beißkraft erreicht Kraftwerte von ungefähr 300-400 N und ist bei Männern um etwa 20% größer als bei Frauen (150,151). Die maximal einwirkenden Kaukräfte sind in der Frontzahnregion (etwa 290 N) geringer, als im Bereich der Mahlzähne (400-800 N), während Eckzahn- und Prämolarenregion in der Größenordnung dazwischen liegen (300 N bzw. 480 N) (5,12).

Autorenspezifisch, untersuchungsart- oder bevölkerungsabhängig werden diesbezüglich variierende Angaben beschrieben. So beobachteten *Champy et al.* Kräfte bis zu 1000 N im Symphysenbereich des Unterkiefers (12), auch maximale,

theoretische bilaterale Werte von bis zu 3000 N oder 4000 N sind ebenso bekannt (5,12,151).

Unabhängig davon ist jedoch das Ausmaß der maximalen Beißkraft nach dem Auftreten einer Fraktur im Mastikationssystem bzw. im Unterkieferbereich reduziert (136,152). Die Reduktion der Kaukraft beruht einerseits auf der traumatisch bedingten Verletzung der Muskulatur (M. masseter) und andererseits auf post-traumatischen, schützenden, neuromuskulären Reflexen (132). Nicht zuletzt lässt sich das Vermeiden mit maximaler Kraft zu beißen auch auf eine individuumspezifische, mentale Schutzeinstellung zurückführen, die Schonhaltung auslöst, um instinktiv eine mögliche weitere traumatische Schädigung zu verhindern (153).

Die Kaukraft ist unmittelbar nach einem traumatischen Geschehen oder operativen Eingriff am Knochen des Unterkiefers (akute post-traumatische Periode) geringer, als später im weiteren post-traumatischen Verlauf (Heilungsverlauf) oder bei nicht Operierten (132,152,154). So liegt die Beißkraft im Molarenbereich bei Frakturen des Kieferwinkels unmittelbar nach der Operation bei 0 N, in der ersten post-operativen Woche bei ungefähr 90 N und beträgt in der sechsten Woche nach der operativen Behandlung bereits 130 N bzw. 148 N (102,155) oder 251 N folglich einer anderen Untersuchung (132). Die auftretenden vertikalen Belastungen betragen in der ersten post-operativen Woche ungefähr 31% und in der sechsten post-operativen Woche, abhängig von der Osteosynthesemethode (winkelstabile, nicht-winkelstabile Osteosynthese), bereits zwischen 50-58% der maximalen vertikalen Belastung der Unterkieferzähne (132,149). In Abhängigkeit des voranschreitenden Heilungsverlaufes können die maximalen Kieferschließkräfte erst nach etwa drei Monaten wieder vollständig erbracht werden (156).

Die adaptierbare Miniplatte selbst ermöglicht laut *Champy et al.* theoretisch eine Halte- und Zugfestigkeit von auftretenden Spannungen bis zu 600 N/mm^2 (46). Die auftretenden Zugspannungen im Miniplattenosteosynthesematerial im Unterkieferkörper liegen In vivo-Untersuchungen zufolge zwei Wochen post-operativ zwischen 135 und 300 N und verringern sich nach vier Wochen auf einen Wert von ungefähr 10% (46,149).

Champy et al. beschreiben die adaptierbare 4-Loch-Miniplatte in der Zugzone im Kieferwinkel als einfache Osteosynthesemethode, die ausreichend stabil ist, um den Kaukräften des M. masseter Widerstand zu leisten (38,46). Dies wurde auch in anderen biomechanischen Untersuchungen bestätigt (83,111).

Die Belastungswerte gegenüber vertikaler Krafteinwirkung im Rahmen der Zwei-Plattentechnik mittels zwei adaptierbaren Miniplatten liegen im Bereich von ungefähr 150-170 N (145). Höhere Stabilitätswerte zeigen In-vitro-Untersuchungen an synthetischen Modellen bei der Verwendung von einer adaptierbaren Platte in Kombination mit einem winkelstabilen Plattensystem gegenüber vertikaler Deformierung im Biegeversuch in der Größe von 150-300 N (157,158), dies gilt ungefähr auch für den Symphysen- und Parasymphysenbereich (159).

Allerdings wurde in einer anderen biomechanischen Studie an synthetischen Unterkiefermodellen bei unilateraler Molarenbelastung von 200-300 N nur ein geringfügig höherer Stabilitätswert bei winkelstabiler Zwei-Punktfixierung im Vergleich mit einer nicht-winkelstabilen Ein-Punktfixierung beschrieben (112). Somit wurde nur ein geringfügig niedrigeres Stabilitätsverhalten von einer monokortikalen Miniplatte im Vergleich zu Mehr-Plattensystemen oder einer bikortikalen Platte gefunden (112).

Negreiros et al. (160) zeigen in einer aktuellen Untersuchung an synthetischen Modellen sogar, dass die Osteosynthesemethode nach *Champy et al.* (45) einen höheren Widerstand gegen eine isolierte vertikale Kraft bietet als starre, stärker dimensionierte Platten und stellen somit indirekt das Belastungsverhalten anderer Osteosynthesemethoden in Frage. Begründet wird diese Schlussfolgerung durch die Tatsache, dass eine adaptierte Miniplatte, im Gegensatz zu einer starren Osteosyntheseplatte, exakt dem Trajektorienverlauf im Kieferwinkel folgt und somit in der Lage ist, eine effizientere Stabilisierung zu gewährleisten (160).

Weiters lässt sich auch im klinischen Bereich in Bezug auf das Stabilitätsverhalten kein relevanter Unterschied zwischen der Ein- oder Zwei-Miniplattentechnik erkennen. Gründe dafür mögen die in vivo wirkenden Muskelzugkräfte (M. pterygoideus, M. masseter) und die Weichgewebsstabilisierung sein, die die auftretenden lateralen Verschiebe- und Distraktionskräfte auf ein Minimum reduzieren (150).

So scheint die singuläre Miniplatte nach *Champy et al.* im Vergleich nur geringfügig weniger Stabilität zu zeigen, als die adaptive Mehr-Plattentechnik oder andere größer dimensionierte Osteosynthesematerialien. In vitro bietet diese Osteosynthesemethode jedoch keinerlei relevanten Widerstand gegen laterale Bruchfragmentverschiebung. So wurde ein materialbedingtes Fehlverhalten schon bei 30 N an synthetischen Polyurethanmodellen (105) gefunden, während an humanen Kadaverunterkiefen maximale Belastungen von lediglich 60 N bis zum Materialversagen gemessen werden konnten (104).

Diese und andere Untersuchungen verdeutlichen, dass eine singuläre adaptierbare Miniplatte im Vergleich zu anderen Osteosynthesemethoden in vitro keinen klinisch relevanten Widerstand gegen laterale Krafteinwirkung und auch limitierten Widerstand bei vertikaler Biegebelastung bietet (82,102,104,105,145,166). Da profilstärkenbedingt eine ausreichende Stabilität zur Frakturruhgstellung durch das Osteosynthesematerial fehlt, kann es bei dieser Osteosynthesemethode bei Frakturspaltbreiten von 2 mm und darüber hinaus zu einer verzögerten und möglicherweise fehlerhaften Knochenbruchaushheilung kommen (161-164).

Die winkelstabile Miniplatte vom Locking-Typ bietet auf Grund des Verriegelungsmechanismus und der geringfügig höheren Profilstärke mehr Stabilität als die adaptierbare Miniplatte. Bislang lassen sich jedoch lediglich drei biomechanische Untersuchungen über den Einsatz dieser Plattentechnik im Kieferwinkel finden (93,94). Eine vergleichende In-vitro-Untersuchung im Kieferwinkel zwischen adaptierbaren Miniplatten und winkelstabilen Miniplatten vom Locking-Typ an synthetischen Modellen zeigt, dass bei einer Bruchfragmentverschiebung unter vertikaler Belastung bis zu einem Wert von 4 mm ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der Locking-Platten festgestellt werden konnte. Die mittlere Belastung der Locking-Platten lag dabei bei 259 N für 4-Loch-Platten und 276 N für 7-Loch-Platten. Somit konnte in dieser Untersuchung ebenfalls gezeigt werden, dass, anders als bei der adaptierbaren Miniplatte, längere Platten vom Locking-Typ höhere Stabilität als kurze bieten (93).

Die Zugschraube erlaubt auf Grund ihres Kompressionsverhaltens weit mehr mechanische Belastung als andere Osteosynthesematerialien. Biomechanischen Untersuchungen im Kieferwinkel zufolge zeigt sich unter vertikaler Kraftausübung eine Widerstandsfähigkeit von AO-Schrauben (Schraubendurchmesser 2.7 mm) gegen Belastung von bis zu 350 N bei gleichzeitig weniger als 0.3 mm Frakturfragmentdislokation. Unter Torsionsbelastung (Schraubendurchmesser 2.4 mm) werden im Symphysen-/Parasymphysenbereich Werte von bis zu 106 N beschrieben (129,165). So gilt die klassische Zugschraube in Bezug auf ihre Dimension und Profilstärke als Osteosynthesemethode mit enorm hohem Maß an Belastbarkeit zur Knochenbruchstabilisierung (159). Die ausgeübte Kompressionskraft von Zugschrauben auf den Frakturspalt ist weiters höher und wirkt auf eine größere Fläche als die der Plattensysteme (31,69). Folglich kommt es zu einer Verteilung der einwirkenden Belastungskräfte am Frakturspalt und zu einer zusätzlichen Abstützung der Bruchfragmente. Die auftretende Belastung wird einerseits vom Osteosynthesematerial und andererseits von den komprimierten Frakturenden getragen (Prinzip der Lastenverteilung). Die Lastenverteilung nimmt dabei mit der Größe der komprimierten Fläche zu (69,125,126).

Im Kieferwinkel genügt zur winkelstabilen Frakturfragmentfixierung, im Gegensatz zu anderen Regionen des Unterkiefers, das Einbringen einer solitären Schraube (30).

Sämtliche im Kieferwinkel zum Einsatz kommenden Osteosynthesysteme tolerieren die klinisch relevante Belastung im Incisalbereich bis 100 N (0-10 kg) und ein Großteil auch darüber hinaus, während mechanisches Fehlverhalten im Grenzbereich von 350-675 N von sämtlichen der in vitro getesteten Systeme zu beobachten ist (102,104,105,166,167). Obwohl die mechanische Belastung im Molarenbereich zwischen 0 bzw. 100-200 N (0 bzw. 10-20kg) als klinisch relevant angesehen wird (168,169), liegen laut *Haug et al.* die mechanischen Widerstandswerte von nahezu sämtlichen für den Kieferwinkel in Frage kommenden Osteosynthesystemen bei kontralateraler Belastung im Molarenbereich zwischen 7.5 und 25.5 N und somit im mechanischen Fehlbereich weit vor dem klinisch relevanten Grenzwert (102). Das mechanische Fehlverhalten zahlreicher im biomechanischen Versuch getesteter Osteosynthesysteme, großteils bei singulären adaptiven Systemen, tritt meist ab einer gemessenen

Auslenkung unter Belastung von ungefähr 21.0-36.5 mm auf. Dieser obere Grenzwert der Auslenkung im In-vitro-Bereich oder eine kaudale Distraction von 12.4 mm und darüber hinaus im klinischen Bereich, kann laut *Haug et al.* materialbedingt als nicht akzeptierbare Bruchfragmentverschiebung angesehen werden (102).

Die variierenden Belastungsergebnisse in den durchgeführten Untersuchungen sind einerseits auf die unterschiedlich ausgeübten Kräftesimulationen (Biege-, Torsions-, Rotationsbelastung) sowie das aufgebrachte Kraftmaß und andererseits auf die Art der Simulationsobjekte selbst (synthetische Modelle, Kadaverphantome) zurückzuführen und lassen deshalb nur schwer einen objektiven Vergleich der gefundenen Ergebnisse zu.

2.4 Die Herbert-Knochen-Schraube

Die *Herbert-Knochen-Schraube* wurde vom australischen Orthopäden und Handchirurgen *T.J. Herbert* in Zusammenarbeit mit *W.E. Fischer* um die 70er-Jahre entwickelt (170). Sie dient hauptsächlich zur Versorgung von Kahnbeinfrakturen der Hand und zählt heute, auch wenn mittlerweile bestimmte Modifikationen vorgenommen wurden, zu den Standardversorgungen von Scaphoidfrakturen (171,172). *T.J. Herbert* entwickelte ebenfalls eine international anerkannte Klassifikation von Kahnbeinfrakturen, die heutzutage noch Anwendung findet (173). Seit der Einführung der von *Herbert* entdeckten Osteosynthesebehandlung, die unter anderem die Behandlung von Pseudoarthrosen des Kahnbeins stark weiterentwickelt hat, wurde die *Herbert-Knochen-Schraube* in über 60 Artikeln der internationalen Literatur beschrieben (171).

Voraussetzung für die regelrechte Funktion und Anwendung der *Herbert-Knochen-Schraube* ist, wie bei anderen Osteosyntheseverfahren auch, die anatomisch korrekte Reposition der Frakturfragmente (6). Die *Herbert-Knochen-Schraube* ist ein spezielles Knochenimplantat aus Titan, das bei näherer Betrachtung einem hantelförmigen Design ähnelt (**Abb. 12**). Sie wird in der Handchirurgie idealerweise perkutan von volar und dorsal über einen z-förmig geführten Schnitt und über ein am distalen Ende innen liegendes Sechskantdesign mit einem entsprechenden Schraubenschlüssel in den Knochen eingebracht (174). Die Schraube selbst besteht, anders wie gewöhnliche Zugschrauben, aus zwei Gewinden (Doppelgewinde) unterschiedlicher Steigung an ihren beiden Enden mit einem dazwischenliegenden Schraubenschaft (**Abb. 12 b**). Die unterschiedliche Gewindesteigung bewirkt ein Aneinanderpressen der Knochenfragmente und so, dem Prinzip der Kompressionsosteosynthese folgend, die Stabilisierung der Bruchfragmente. Das proximale Gewinde ist kleiner dimensioniert als das distale und lässt folglich eine axiale Zugkraft entstehen (67,175). Um das Knochengewebe und die Knochenstruktur nicht durch zu hohe osteosynthetische Kräfte zu verletzen und den Halt der Schraube im Knochen nicht zu gefährden, dürfen die unterschiedlichen Dimensionen der beiden Schraubengewinde nicht zu stark voneinander abweichen (171). Die Konstruktion der *Herbert-Knochen-Schraube* ermöglicht durch das Fehlen eines Schraubenkopfes ein komplettes

Versenken des Osteosynthesematerials im Knochen, sodass die Schraube unterhalb des umliegenden Knochenniveaus zu liegen kommt. So kann einerseits auf eine offene operative Behandlung verzichtet werden und andererseits wird durch das Verschwinden der Schraube im Knochen jegliche metallische Prominenz des Osteosynthesematerials auf die umliegenden artikulären Flächen vermieden (170).

Die zusätzliche Verwendung eines sogenannten Jigs¹⁶ erleichtert das Einbringen der Schraube etwa bei instabilen Frakturen. Diese, ebenfalls von *Herbert* und *Fischer* (170) entwickelte Hilfsapparatur, komprimiert von außen vor dem Einbringen des Osteosynthesematerials die Bruchfragmente (176,177). Bei regelrechter Lage kann die *Herbert-Knochen-Schraube* in situ verbleiben und muss, im Vergleich zu anderen Osteosynthesematerialien, nicht zwingend entfernt werden. (170,175).

Eine Modifikation der klassischen *Herbert-Knochen-Schraube* stellt eine hohle Version, die *Herbert-Whipple-Schraube*¹⁷, dar (178). Bei der Verwendung dieser kanülierten Schrauben wird das Knochenimplantat über einen zuvor gelegten Führungsdraht (*Kirschner-Draht*) zur Lagebestimmung eingebracht, dadurch erfolgt eine Positionssicherung der Frakturfragmente und eine Dislokation durch das Einbringen der Schraube wird verhindert. Auch eine Lagekorrektur kann durch den Draht vor Schraubeninsertion vorgenommen werden (179). Zusätzlich können auch weitere Drähte etwa zur Stabilisierung verwendet werden (180). Die Schraubenlänge wird mit einer Messhülse bestimmt und die Schraube so eingeführt, dass das distale Ende die Kortikalis erreicht, diese aber nicht durchbricht. In der Regel sind die Osteosyntheseschrauben konstruktionsbedingt selbstschneidend und selbstbohrend. Trotzdem kann aus Gründen der Gewebeschonung oder bei länger zurückliegenden Frakturen die Schraube über einen vorgebohrten Kanal mit Hilfe des dazugehörigen Bohrers eingebracht werden. Dieser Bohrer misst einen geringeren Durchmesser als die Gewinde der Osteosyntheseschraube.

Wie bei anderen gewindeartigen Osteosyntheseverfahren soll die Schraube, um die Frakturheilung nicht zu stören, weitestgehend axial zu den Bruchfragmenten zu liegen kommen und fest im Knochen verankert sein. Unerwünschte Scherkräfte

¹⁶ Hilfsmittel zum Einbringen der Schraube, Sicherungsgerät

¹⁷ Die *Herbert-Whipple-Schraube* wird aus Gründen der Einfachheit in dieser Arbeit mit *Herbert-Knochen-Schraube* bezeichnet und in den folgenden Kapiteln nicht weiter differenziert.

an der Knochenoberfläche treten auf Grund des kopflosen Designs bei dieser Osteosynthesemethode nur in sehr geringem Maße auf, deswegen kann die Schraube in einem nahezu frei wählbaren Winkel zur Knochenoberfläche eingebracht werden. Die beiden Schraubengewinde sollten frakturfern positioniert sein, um eine adäquate Kompression und Knochenheilung zu erzielen (172,174,179-183).

Die *Herbert-Knochen-Schraube* ist zeitlich gesehen die erste kopflose Kompressionsschraube, von der ausgehend später weitere ihrer Art entwickelt wurden (184-186). Folglich finden auch andere Osteosyntheseschrauben, wie die klassische AO-Zugschraube oder die kopflose, konisch geformte *Acutrak-Kompressionsschraube*, in der operativen Behandlung von Kahnbeinfrakturen Anwendung. Sie sind ungefähr von gleicher Größe wie die *Herbert-Knochen-Schraube* und werden ebenfalls wiederholt in mechanischen in vitro Vergleichsuntersuchungen geprüft und mit anderen Osteosynthesematerialien verglichen (187,188,189).

Im Allgemeinen werden Frakturen von kleinen Knochen oder Gelenken, aber vor allem Pseudoarthrosen und Knochenbrüche des Kahnbeins durch das von *Herbert* eingeführte Osteosyntheseimplantat zufriedenstellend behandelt (6,170,171,174,175,183,190-192). Die Hauptkomplikation stellen unerwünschte, post-operative Narbenbildungen dar, die zufolge der Untersuchung von *Filan et al.* an 431 behandelten Personen mit einem Wert von ungefähr 13% beschrieben werden. Weiters werden bei ungefähr 10% der derartig operativ behandelten Scaphoidfrakturen und bei 5-23% der konservativ therapierten Kahnbeinbrüche eine ausbleibende oder inadäquate Bruchspaltheilung beschrieben (193,194). Gründe hierfür stellen, wie in der osteosynthetischen Behandlung allgemein bekannt, etwa eine ausgedehnte Bruchfragmentmobilität, ein Verlust der Repositionsstellung oder eine nicht korrekte Platzierung des Osteosynthesematerials dar (195,196).

Wie auch bei anderen Osteosynthesesystemen liegen unterschiedliche Schraubendurchmesser, Längen und Gewindegrößen vor, die je nach Frakturlokalisierung und Gewebeschaffenheit Anwendung finden. Weit verbreitet sind Schrauben mit einer Gesamtlänge von 10-40 mm, einer proximalen Gewindelänge von 3.5-5 mm und einer distalen Gewindelänge von 4-13 mm sowie

einem mittleren Durchmesser von 1.7-2.0 mm (proximaler Durchmesser: 3.2-3.9 mm, distaler Durchmesser: 2.5-3.0 mm)

Die Behandlungsmethode der *Herbert-Knochen-Schraube* verlangt, wie auch die klassische Zugschraubenosteosynthese selbst, ein bestimmtes Maß an operativer Fähigkeit und eine techniksensitive Handhabung, gilt jedoch gleichzeitig als elegantes, gering traumatisches, zeitsparendes und minimal invasives Behandlungskonzept mit hoher Erfolgsrate (174).

Heutzutage orientiert sich das Haupteinsatzgebiet der *Herbert-Knochen-Schraube* ihrer Entwicklung entsprechend primär an der osteosynthetischen Versorgung von Kahnbeinfrakturen der Hand (170-172,190-192). Im Bereich des Kieferwinkels wurde bislang nur eine einzige Anwendung der Osteosyntheseschraube nach *T.J. Herbert* beschrieben (197).

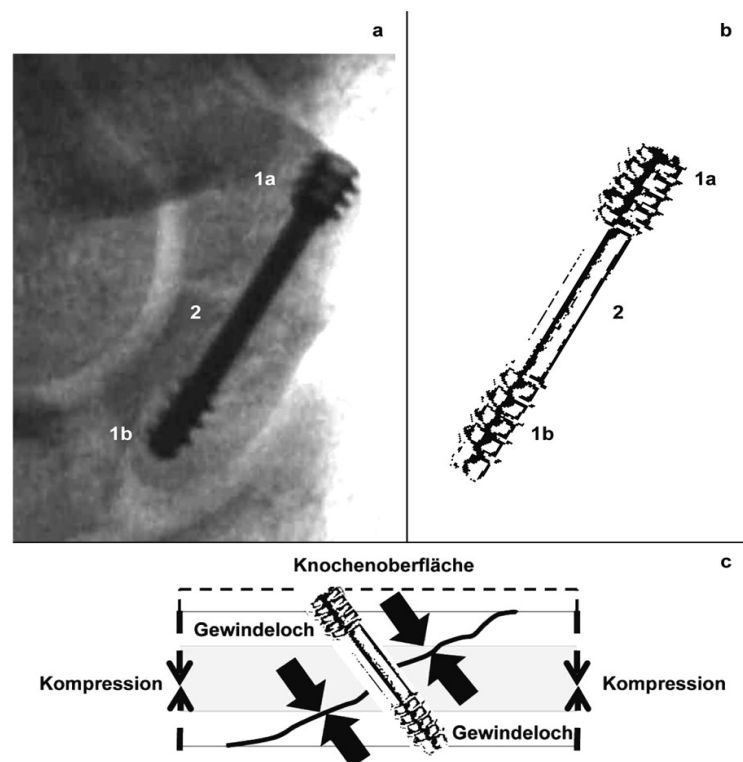


Abb. 12: Die *Herbert-Knochen-Schraube*: Die Osteosyntheseschraube nach *T.J. Herbert* ist **a)** im Röntgenbild, **b)** im Schema und **c)** entsprechend ihrer Funktion gezeigt. prox. Gewinde (**1a**), dist. Gewinde (**1b**), Schraubenschaft (**2**)

2.5 Biomechanische Aspekte der Herbert-Knochen-Schraube

Das Osteosyntheseverfahren der *Herbert-Knochen-Schraube* folgt dem Prinzip der Kompressionsosteosynthese und sorgt für eine schnelle und primäre Knochenregeneration. Die dabei auf die Bruchfragmente ausgeübte Kompressionskraft verlangt post-operativ keine zusätzliche Ruhigstellung oder externe Fixation der Bruchfragmente, da die eingebrachte Schraube die Knochenteile ausreichend stabilisiert. Im Durchschnitt ist nach einer vierwöchigen Schonung, nach abgeschlossener Wund- und Weichteilheilung die Wiederaufnahme der täglichen Arbeit möglich (174). Die ausgeübte Kompressionskraft und der Widerstand gegenüber Biege- und Torsionsbelastung sind bei der klassischen *Herbert-Knochen-Schraube* jedoch geringer als bei gewöhnlichen AO-Zugschrauben oder bei kopflosen Schrauben der zweiten Generation, wie der kanülierten *Herbert-Whipple-Schraube* oder der *Acutrak-Kompressionsschraube* (178,182,184,185,186,188,189,198,199). So generiert eine 4 mm AO-Zugschraube oder die *Herbert-Whipple-Schraube* ungefähr fünfmal so viel Kompressionskraft als die klassische, ursprünglich von *T.J. Herbert* konstruierte Osteosyntheseschraube (185). In-vitro-Untersuchungen an Scaphoidkadaverpräparaten oder synthetischen Polyurethanmodellen zeigen, dass die Kompressionskraft einer kanülierten AO-Schraube bei maximal 70-85 N liegt, während sich die der *Acutrak-Kompressionsschraube* bei maximal 45-51 N und die der klassischen *Herbert-Knochen-Schraube* im Bereich von maximal 13-20 N befinden (178,186,199-201). In einer anderen Untersuchung wird die maximale, initiale Kompressionskraft einer *Herbert-Whipple-Schraube* mit 148 N beschrieben (202).

Die unterschiedlichen Ergebnisse sind auf die verschiedenen Schraubengrößen und Designs zurückzuführen, die eine einheitliche Wertung der Kompressionskräfte im Vergleich zu anderen Osteosyntheseschrauben erschweren.

Unabhängig davon ist die initiale Kompressionskraft der *Herbert-Knochen-Schraube* bei der Schraubeninsertion, kurz bevor das proximale Ende im Knochen verschwindet, am größten, nimmt aber, sobald sich beide Gewindeenden in unterschiedlichen Knochenfragmenten befinden, kontinuierlich ab (184,203). So verringert sich die Kompressionskraft über die Zeit um einen bestimmten

schraubenspezifischen Faktor. *Gruszka et al.* zeigen in ihrer Untersuchung, dass über einen Zeitraum von zwölf Stunden der Verlust der Kompressionskraft von unterschiedlichen kopflosen Osteosyntheseschrauben sowie der gewöhnlichen AO-Zugschraube zwischen 39 und 55% liegt (201). Eine vom Osteosynthesematerial ausgeübte zu hohe Kompressionskraft, respektive Überkompression der Bruchfragmente¹⁸ würde zu iatrogen induzierten Deformierung des Knochens und zu pathologischen Prozessen im Heilungsverlauf führen (15).

Bislang liegen zahlreiche In-vitro-Untersuchungen der *Herbert-Knochen-Schraube* im Vergleich zu anderen Osteosyntheseschrauben in Bezug auf mechanisches Kompressionsverhalten vor (184,188,189,198,203). Biomechanische Ergebnisse in Bezug auf vertikale Belastung, respektive Biegebeanspruchung, wie sie vor allem im Unterkiefer und im Kieferwinkel auftreten (10), sind jedoch weniger bis gar nicht vorhanden.

¹⁸ Vgl. Kapitel 1.3

3 Wissenschaftliche Kernaspekte von biomechanischen In-vitro-Untersuchungen zur Beurteilung von Osteosynthesematerialien und Methoden im Kieferwinkel

In-vitro-Untersuchungen zur Beurteilung von Osteosynthesematerialien und -methoden finden grundlegend auf biomechanischer oder computerunterstützter Basis statt. Diese Untersuchungen erlauben die Beurteilung oder den Vergleich verschiedener Fixierungsmethoden unter kontrollierten, objektivierbaren, standardisierten und wiederholbaren Bedingungen mit dem weiteren Ziel, durch die erlangte Reproduktion der gefundenen Ergebnisse eine Weiterentwicklung für den klinischen In vivo-Bereich zu erreichen (82). In der Regel handelt es sich um randomisierte, kontrollierte, biomechanische Untersuchungen an Kadavern oder synthetischen Simulationsmodellen aus Plastik und Polyurethan. Diese Untersuchungen sind heute im Kiefer- und Kieferwinkelbereich Standard (102, 108, 112, 136, 149-160, 204). Gegenübergestellt werden dabei meist gemessene Belastungswerte von bestimmten Osteosynthesematerialien mit dem Ziel, Rückschlüsse auf das biomechanische Verhalten zu erzielen und Aussagen über den tatsächlichen therapeutischen Einsatz sowie die funktionelle Belastung treffen zu können.

Die biomechanischen Studien, die in der Regel in unterschiedlichen Ausführungen vorliegen, dienen dem Vergleich und der Beurteilung von einerseits bereits bestehenden anerkannten Systemen oder andererseits neuartigen Methoden und bilden deshalb gleichzeitig die Grundlage für weiterführende Untersuchungen.

Zur Untersuchungsdurchführung wird eine erzeugte Kraft (simulierte Kaukraft), respektive mechanische Belastung auf das zu beurteilende System (Osteosynthesematerial) ausgeübt. Dazu wird ein Versuchspräparat in einen mechanischen Versuchsstand (Messeinheit) integriert¹⁹, der oft über zusätzliche individuelle Elemente verfügt und zum Belastungsaufbau bzw. zur Kraftgenerierung benutzt wird. In verschiedenen Untersuchungen kommen jedoch nur selten die einheitlich gleiche Untersuchungsdurchführung oder derselbe Versuchsstand/Messeinheit zum Einsatz.

¹⁹ Schrauben, Klemmen oder andere Fixierungshilfen

Im biomechanischen Vergleichstest erfolgt die mechanische Belastungsprobe meist bis zu jenem Punkt, an dem sich das untersuchte System (Material) unter den auftretenden mechanischen Kräften bleibend verformt oder frakturiert (mechanisches Fehlverhalten) (159). Dieser Übergang von elastischer (nicht bleibender) zu bleibender (plastischer) Verformung wird als Fließgrenze beschrieben. Die Fließgrenze oder Streckgrenze ist diejenige grenzwertige Kraft, bei der das untersuchte Material die elastische Dehnung nicht mehr toleriert und bleibend verändert wird. Der Verlauf der Streckgrenze kann in einem graphisch dargestellten Spannungs-, Dehnungs- bzw. Spannungs-, Auslenkungs-Diagramm beschrieben werden (8).

Dabei gilt jener Punkt, an dem diese bleibende, permanente Deformierung des Materials eintritt, als der wichtigste Parameter in biomechanischen Untersuchungen zum Materialvergleich (159). In Bezug auf den klinischen Standpunkt gilt jener Grenzpunkt als weiterer wichtiger mechanischer Messpunkt, der den Endpunkt des klinisch relevanten Belastungsbereiches (Incisalbereich: 0-100 N, Molarenbereich 0-200 N) definiert (102).

Die in biomechanischen Untersuchungen wichtigen Kernaspekte und Abläufe der in der Literatur vorhandenen In-vitro-Studien zur Materialtestung im Unterkiefer lassen sich in der folgenden Tabelle (**Tab. 12**) zusammenfassen (93,94,102,104,105,111,129,148):

Kernaspekte	biomechanischer	Untersuchungabläufe
Art des Versuchspräparates:		
<ul style="list-style-type: none"> - Mandibula - Hemimandibula - Andere (bestimmte geometrische Formen: Blöcke, Quader etc.) 		
Herkunft des Versuchspräparates:		
<ul style="list-style-type: none"> - Polyurethan - Plastik - Epoxydharz 	}	Herkunft: synthetisch
<ul style="list-style-type: none"> - Affe - Schaf - Schwein - Mensch 	}	Herkunft: natürlich (Kadaver)
Art der Materialverteilung/Materialzuteilung:		
<ul style="list-style-type: none"> - Geteiltes Präparat: Beurteilung erfolgt seitenbezogen (links, rechts) - Erhaltenes Präparat: Beurteilung erfolgt präparatbezogen 		
<ul style="list-style-type: none"> - Randomisiert - Standardisiert und einheitlich definiert 		
Art der Belastung/Stress:		
<ul style="list-style-type: none"> - Vertikale Druckbelastung - Vertikale Zugbelastung - Kombinationen 	} →	<ul style="list-style-type: none"> - resultiert in - Rotation - Biegung - Torsion - Kombinationen
Lokalisation/Region der Belastung:		
<ul style="list-style-type: none"> - Ipsilateraler Molarenbereich²⁰ - Kontralateraler Molarenbereich - Incisalbereich²¹ - Kombinationen 		

²⁰ Meist im Bereich des ersten Molaren

²¹ Meist im Bereich zwischen den ersten Incisivi

Lokalisation/Region des applizierten Osteosynthesematerials:

- | | | | | |
|---|---|---|---|--------------|
| - Linea obliqua externa | } | Osteosyntheselinie
nach <i>Champy et al.</i> | } | Zug-
zone |
| - Basis des Alveolarfortsatzes (oberer KWB) | | | | |
| - Kaudale Knochenkontur (basaler KWB) | | | } | Druckzone |
| - Kombinationen | | | | |

Messgrößen/gemessene Werte:

- Ausgeübte Belastung/Kraft (N, kg)
- Auslenkung bei Belastung (mm, m)
- Zeitintervall bis zum Materialversagen (sek)
- Belastung pro Auslenkung (N/mm, N/m)
- Kaudale (basale) Distraction bei Belastung
- Kombinationen

Grenzbereich/Messgrenze:

- | | | |
|--|---|---|
| - Max. Belastung ²² (N, kg) bis zum Materialversagen | } | <u>Punkt der permanenten
Deformierung des Systems</u> |
| - Max. Auslenkung ²³ (mm) bis zum Materialversagen | | |
| - Belastung pro Auslenkung (N/mm, N/m) bis zum Materialversagen | | |
| - Auslenkung bis zur klinisch relevanten Belastungsgrenze (100 N im Incisalbereich, 200 N im Molarenbereich) | | |
| - Kombinationen | | |

Art des Messvorganges:

- Kontinuierlich fortwährend
- Punktuell definiert

Tab. 12: Kernaspekte biomechanischer Untersuchungsabläufe im Kieferwinkel: Der unterstrichene Teil stellt laut *Madsen et al.* den wichtigsten zu messenden Punkt bei biomechanischen Untersuchungen dar (159).

²² Absolute Belastung

²³ Absolute Auslenkung

4 Fragestellung

4.1 *Begründung der Fragestellung*

Frakturen des Kiefers sind häufige Verletzungen des Gesichtsschädels und treten vor allem beim erwachsenen Mann in der dritten Lebensdekade auf (205). So stellt die Fraktur des Kieferwinkels die häufigste Gesichtsschädelfraktur der modernen Gesellschaft dar (95). Die Ursachen dafür sind vielfältig und reichen beginnend bei Rohheitsdelikten, gefolgt von Unfällen beim Sport, im Straßenverkehr oder im Rahmen von Alkoholabusus bis hin zu pathologischen Prozessen und iatrogenen Faktoren (205).

Derzeitiger Standard ist eine operative Behandlung (27,55,100). Diese osteosynthetische Behandlung resultiert in den höchsten post-operativen Komplikationsraten aller Unterkieferfrakturen (137,138,139). Folglich ist die chirurgische Versorgung der Kieferwinkelfraktur von vielen entwicklungsbedingten Veränderungen geprägt (91,97,127,206), mit dem Ziel einen einheitlichen therapeutischen Konsens zu erlangen.

In einer anderen anatomischen Region kommt ein seit über 40 Jahren bekanntes, sehr spezielles Osteosyntheseimplantat zum Einsatz. Die nach ihrem Entdecker benannte *Herbert-Knochen-Schraube* (170) brachte die Behandlung von isolierten Kahnbeinfrakturen und Pseudoarthrosen entscheidende Schritte weiter nach vorne und ist heute in der operativen Scaphoidbehandlung Standard (171,172,190). Die gering dimensionierte Schraube folgt dem Prinzip der Kompressionsosteosynthese, versorgt Frakturen funktionsstabil und kann auf Grund ihrer Konstruktion bei regelrechtem post-operativen Verlauf im Knochen verbleiben (6,174,183).

Bislang findet die *Herbert-Knochen-Schraube* in der Behandlung von Frakturen des Kieferwinkels keine klinische Anwendung, auch in der Literatur findet sich in diesem Zusammenhang bislang nur eine einzige dokumentierte Erwähnung (197).

Nachdem bis heute keine einheitliche operative Behandlung von Kieferwinkelfrakturen bekannt ist (27,55,100), könnte die *Herbert-Knochen-Schraube*, zumal sie als erfolgreiche Osteosynthesemethode weitläufig etabliert ist (170-172,174,175,183,191,190), ein neuartiges Therapiekonzept bei Knochenbrüchen des Unterkiefers und Kieferwinkelfrakturen des mittleren Erwachsenenalters darstellen, das konstruktionsbedingt folgende Eigenschaften aufweist (**Tab. 13**) (170,171,190-192) (172):

Eigenschaften der <i>Herbert-Knochen-Schraube</i>	
Minimal invasiv	Zeitsparend
Nicht-traumatisch	Induziert in vivo primäre Knochenheilung
Dimensionsarm bei geringer Profilstärke	Ausbleiben der Materialentfernung
Einfache Handhabung	Geringer Materialverbrauch
Funktionsstabil	Komplikationsarm
Fehlen von metallischer Prominenz auf die umliegenden Knochenstrukturen	Weitgehendes Fehlen von Scherkräften an der Knochenoberfläche

Tab. 13: Eigenschaften der *Herbert-Knochen-Schraube*

Weiters könnte die Uneinigkeit über die ideale Behandlungsmethode in der osteosynthetischen Versorgung von Kieferwinkelbrüchen (55,66,100) mit Hilfe von neuen Argumenten diskutiert werden.

4.2 Zielsetzung und Hypothese

Ziel dieser prospektiven Studie ist es, im Rahmen eines biomechanischen Materialvergleiches durch die Beurteilung des mechanischen Verhaltens unter Krafteinwirkung/Belastung reproduzierbare Ergebnisse für die Anwendung der *Herbert-Knochen-Schraube* für den In vivo-Bereich zu erhalten.

Die vorliegende Arbeit ist die erste ihrer Art, die die Anwendung und das mechanische Verhalten dieser speziellen Osteosyntheschraube nach *T.J. Herbert* im Kieferwinkel sowohl im klinisch relevanten Bereich als auch im maximalen Grenzbereich bis zum Materialversagen im direkten Vergleich mit einem etablierten, anerkannten Osteosynthesesystem in dieser Region untersucht.

Ein biomechanischer Vergleich der *Herbert-Knochen-Schraube* mit einem konventionellen Osteosynthesematerial im Kieferwinkel soll durch eine vergleichende In-vitro-Beurteilung ein für den klinischen Bereich ausreichendes biomechanisches Verhalten für die Anwendung dieses Osteosynthesematerials im Kieferwinkel prüfen. Zudem soll dieser Vergleich die Grundlage für weitere wissenschaftliche Untersuchungen bilden.

Dabei werden die, für diese Untersuchung angenommenen Null-(H0) und Alternativhypothesen (H1-H4) wie folgt definiert (**Tab. 14**):

Hypothesen	Definition
H0	Die mittlere und die maximale Belastung der Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) liegen im biomechanischen Versuch nicht unterhalb (nicht innerhalb) des klinisch relevanten Bereiches (0-200 N).
H1	Die beiden Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) zeigen im biomechanischen Versuch ein ähnliches (kein unterschiedliches) mechanisches Verhalten.
H2	Die Länge der <i>Herbert-Knochen-Schraube</i> nimmt keinen Einfluss auf das mechanische Verhalten im biomechanischen Versuch und ist von diesem nicht abhängig.
H3	Die Morphologie (Höhe, Breite) im Kieferwinkel der Versuchspräparate (Präparatmorphologie) nimmt unabhängig von der Osteosynthesemethode (Platte, Schraube) keinen Einfluss auf das mechanische Verhalten im biomechanischen Versuch und ist von diesem nicht abhängig.
H4	Die Seitenzuordnung (links, rechts) der Materialien (Platte, Schraube) nimmt unabhängig von der Osteosynthesemethode (Platte, Schraube) keinen Einfluss auf das mechanische Verhalten im biomechanischen Versuch und ist von diesem nicht abhängig.

Tab. 14: Hypothesen: Definition der in der Untersuchung herangezogenen Hypothesen

5 Material und Methode

5.1 Versuchsaufbau

In einer prospektiven, kontrollierten, randomisierten In-vitro-Studie wurde anhand von nicht-vitalen humanen Unterkieferkadavern ein biomechanischer Vergleich zwischen der Osteosyntheseschraube nach *T.J. Herbert* und einer konventionellen Miniplatte vom Locking-Typ im Kieferwinkel durchgeführt. Die *Herbert-Knochen-Schraube* findet bei Frakturen des Kieferwinkels bislang keinerlei Anwendung, während die starre Miniplatte ein verbreitetes und klinisch erfolgreiches Therapiekonzept in der osteosynthetischen Behandlung des Kieferwinkels darstellt (94,123,124).

Die Versuchsdurchführung fand unter Verwendung eines mechanisch aufgebauten, teilweise modifizierten Versuchsstandes²⁴ mit entsprechender Messeinheit, hergestellt von einem der führenden Unternehmen im Bereich der Werkstoffprüfung²⁵, am Institut für Anatomie an der Medizinischen Universität Graz statt (**Abb. 13**). Diese elektronische, auf Software Basis gesteuerte²⁶, mehrsäulige Standprüfmaschine wurde zur universellen Materialtestung entwickelt, lässt sich deshalb dank zahlreicher verstellbarer Parameter materialspezifisch individualisieren und kann servohydraulisch Kräfte von über 1000 N generieren. Innerhalb eines starren Stahlrahmens können die zu prüfenden Werkstücke mit Hilfe von zwei übereinander liegenden, groß dimensionierten Schraubklemmen befestigt werden. Auf diese Weise kann eine vertikale Kraft im Versuchsstand ausgeübt werden, die das Testobjekt wahlweise auf Druck oder Zug belastet. Die Maschine ist in der Lage unterschiedliche, auszuwählende Messgrößen zu erheben (Kraft, Auslenkung etc.), die individuell definiert werden können und die sowohl digital als auch optisch gemessen werden.

Die Modifikation des Versuchsstandes bestand bei dieser Untersuchung darin, dass in die höher liegende (obere) Schraubklemme ein starrer, konventioneller

²⁴ Autograph Shimadzu AGS-G (AGS-10kNG)

²⁵ Messphysik ®; Materials Testing GmbH; Fürstenfed, Österreich

²⁶ Steuerungseinheit: DOLL EDC 60 1278, Software: WinMTPC

Metallhaken, ähnlich eines Repositionshakens bei Knochenbrüchen, eingebracht wurde (**Abb. 14**). Dieser Haken stellte neben der tiefer liegenden (unteren) Schraubklemme die Positionssicherung der später in den Versuchsstand eingebrachten Präparate sicher.

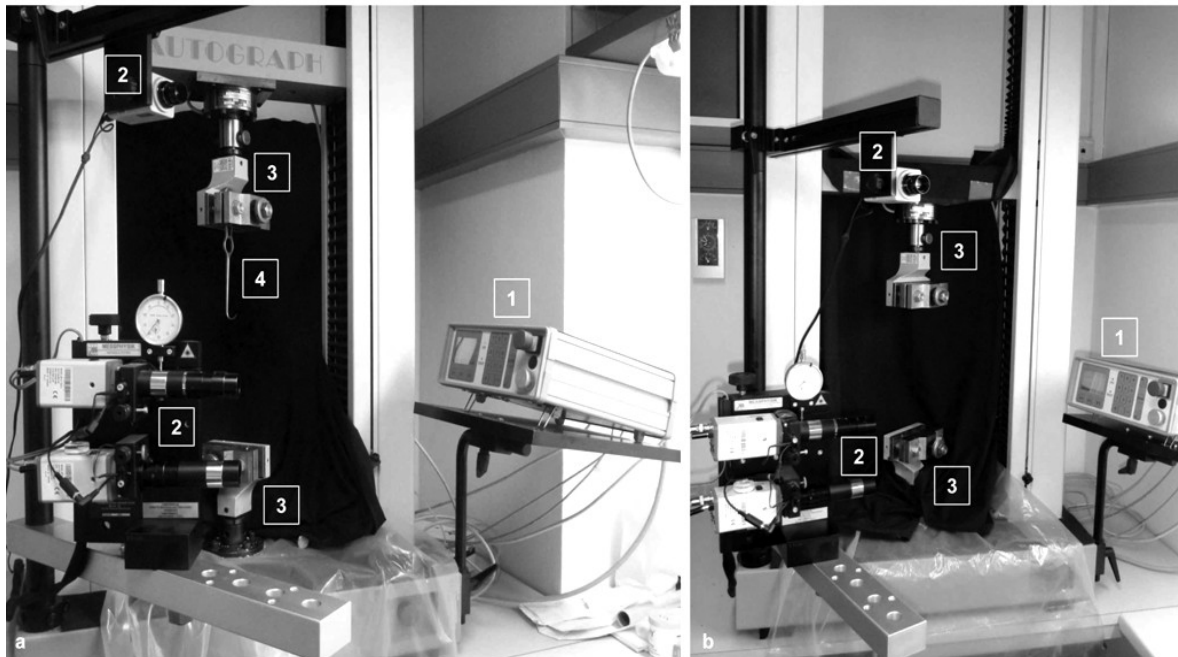


Abb. 13: Der mechanische Versuchsstand - Übersicht: Die Abbildungen **a**) und **b**) zeigen die zur Materialtestung verwendete Prüfmaschine. Digitale Messeinheit (**1**), optische Messeinheit (**2**), Schraubklemmen (**3**), Metallhaken (**4**)

Der Versuchsstand diente zur Versuchsdurchführung, Belastungsgenerierung und zur daraus resultierenden Beurteilung des biomechanischen Verhaltens der untersuchten Osteosynthesematerialien im Kieferwinkel.

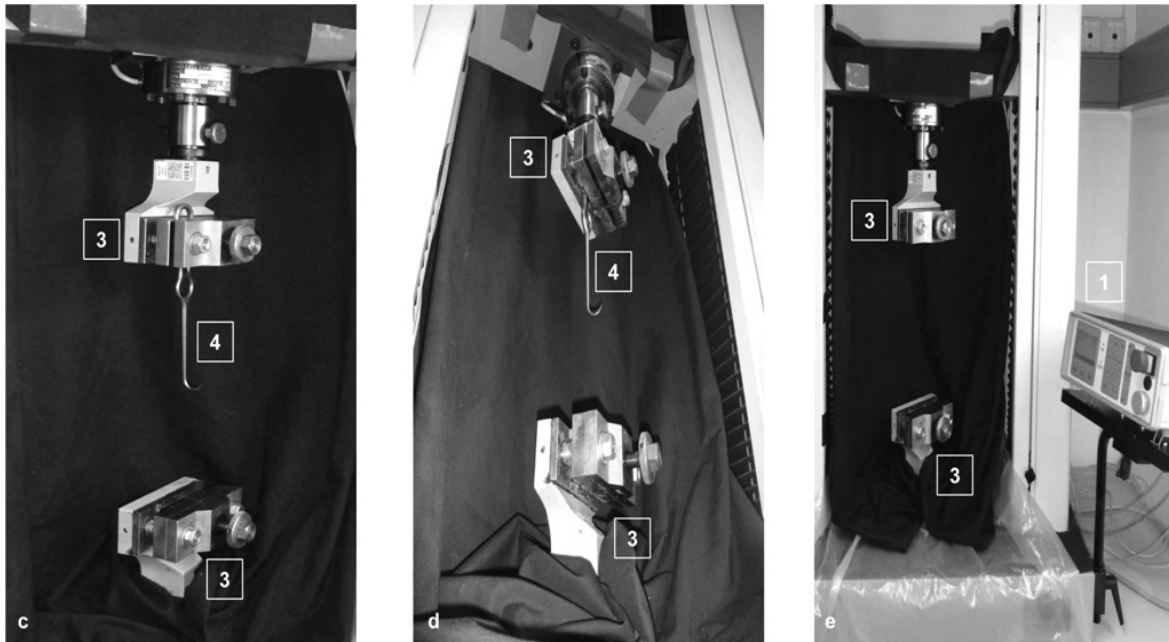


Abb. 14: Der mechanische Versuchsstand - Detail: Die Abbildungen **c)**, **d)** und **e)** zeigen eine Nahaufnahme der Prüfmaschine. Digitale Messeinheit **(1)**, Schraubklemmen **(3)**, Metallhaken **(4)**

5.1.1 Kollektivbeschreibung und Materialien

Um die durchgeführte In-vitro-Untersuchung für den In vivo-Bereich entsprechend reproduzieren zu können, fand der biomechanische Vergleich anhand von ausgewählten nicht-vitalen, humanen Unterkieferkadavern (Präparaten) statt.

Die Unterkieferknochen wurden am Institut für Anatomie an der Medizinischen Universität Graz aus einem bereits vorhandenen Kollektiv nach folgenden Ein- und Ausschlusskriterien ausgewählt²⁷ (**Tab 15**):

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien
Vollständig erhaltene Anatomie	Frakturiert und/oder teilfrakturiert
Rein knöcherne Struktur	Vorhandener Weichteil- und/oder Muskelanteil
Vollständig bezahnt	Pathologische knöcherne Prozesse
Teil- oder unbezahnt	Generalisierte knöcherne Atrophie
Abgeschlossenes Wachstum	Nicht abgeschlossenes Wachstum
Physiologisch erhaltene Knochenstruktur	Verletzung der Knochenstruktur im Kieferwinkel

Tab. 15: Ein- und Ausschlusskriterien

²⁷ Vgl. Kapitel 5.3

Entsprechend den definierten Kriterien wurden 20 Unterkieferpräparate ausgewählt (**Abb. 15**):

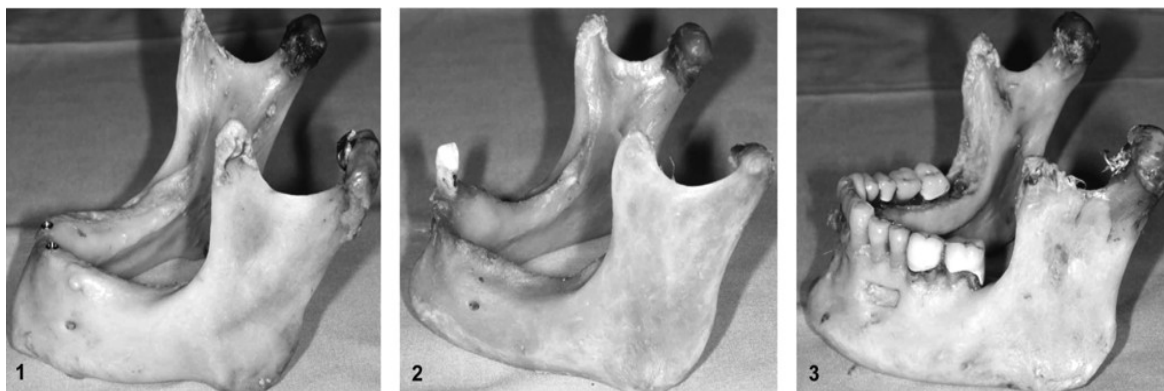


Abb. 15: Die Unterkieferpräparate: Die Abbildung zeigt drei **1), 2), 3)** der 20 ausgewählten Präparate, die in der Untersuchung verwendet wurden. In den weiteren Abbildungen wird der mechanische Versuch an den Präparaten **1)** und **2)** dargestellt.

Die Fallzahl wurde unter Berücksichtigung der Fallzahlenkollektive anderer in der Literatur vorhandener Untersuchungen und anerkannter biomechanischer Vergleichsstudien gewählt.

Zum entsprechenden Vergleich im biomechanischen Versuch wurde eine konventionelle 2.0 mm 4-Loch-Miniplatte vom Locking-Typ²⁸ (**Abb. 16 a**) mit 8 mm Fixierungsschrauben herangezogen. Dieses etablierte Osteosynthesesystem ist für die Anwendung bei Kieferwinkelfrakturen vorgesehen und hat folgende Eigenschaften (**Tab. 16**):

Eigenschaften der 4-Loch-	Miniplatte vom Locking-Typ
4-Loch miniaturisierte Osteosyntheseplatte	Keine notwendige Plattenadaptation
Winkelstabile Osteosynthese	Osteosynthese entsprechend den Richtlinien der AO
Induziert in vivo primäre Knochenheilung	Verplattung ähnlich der idealen Osteosyntheselinie nach <i>Champy et al.</i>
Ein-Plattentechnik	Hohe Stabilität

Tab. 16: Eigenschaften der 4-Loch-Miniplatte vom Locking-Typ

²⁸ MedArtis Modus ®; MedArtis AG; Basel, Schweiz

Die zur mechanischen Gegenüberstellung verwendete konventionelle, kanülierte *Herbert-Knochen-Schraube*²⁹ (**Abb. 16 b**) wurde zur Versuchsdurchführung in verschiedenen Längen gewählt, da ähnlich dem In vivo-Bereich, abhängig von der Präparatbeschaffenheit und Morphologie, die Schraubenlänge erst nach entsprechender Messung mit der Messlehre bestimmt wurde. Diese standen innerhalb der produktspezifischen Grenzwerte zwischen minimal 10 und maximal 30 mm zur Verfügung. Die Auswahl der zur Verwendung stehenden Dimensionen (Durchmesser, Gewindelänge etc.) der Osteosyntheseschrauben wurde einerseits auf Grund der Invasivität und andererseits auf Grund der zahlreichen klinischen Untersuchungen in Bezug auf die Handhabung und post-operativen Komplikationen im Kieferwinkel relativ gering dimensioniert gewählt (66,79,100,112).

Abgesehen von der Schraubenlänge und der davon abhängigen distalen Gewindelänge hatte die verwendete Osteosyntheseschraube dabei folgende konstanten Maße³⁰ (**Tab. 17**):

Beschreibung/Lokalisation	Maße der <i>Herbert-Knochen-Schraube</i>
Mittlerer Durchmesser	1.7 mm
Prox. Gewindesteigung	0.75 mm
Dist. Gewindesteigung	1.0 mm
Prox. Gewindedurchmesser	3.2 mm
Dist. Gewindedurchmesser	2.5 mm
Prox. Gewindelänge	3.5 mm
Dist. Gewindelänge	Präparat abhängig (4-6 mm)
Schraubenlänge	Präparat abhängig (10-30 mm)

Tab. 17: Maße der *Herbert-Knochen-Schraube*

²⁹ KLS Martin Group ®; Gebrüder Martin GmbH & Co. KG; Tuttlingen, Deutschland

³⁰ Lt. KLS Martin Group ®

Die in dieser Untersuchung verwendeten Osteosynthesematerialien waren einerseits 20 konventionelle und standardmäßig im Kieferwinkel angewandte 4-Loch 2.0 *Trilock-Platten* mit 8 mm Fixierungsschrauben und andererseits 20 auf den Grundlagen von *T.J. Herbert* entwickelte kopflose, kanülierte, *Mini, Short thread*, Typ 2 Knochen-Schrauben (*HBS 2, Mini, Short thread*) (**Abb. 16**).

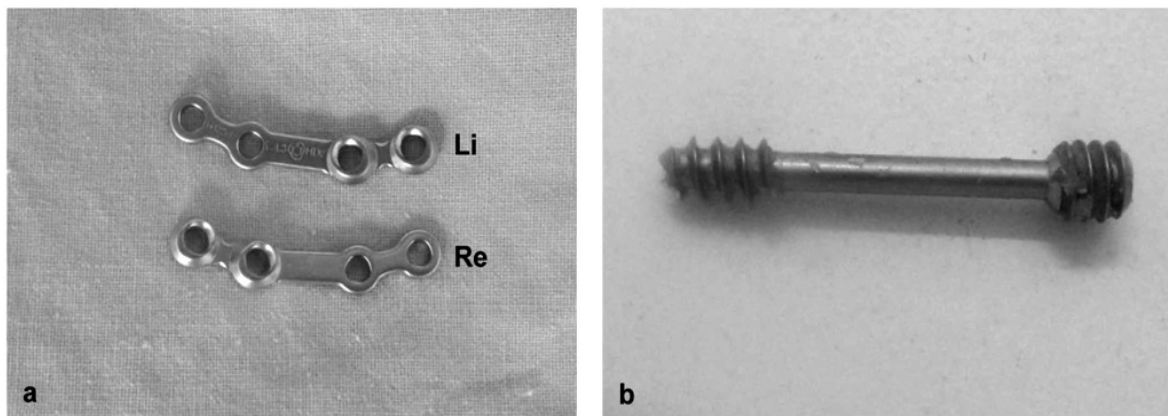


Abb. 16: Das Osteosynthesematerial: Die Abbildung zeigt die in der Untersuchung verwendeten Osteosynthesematerialien. **a)** die konventionelle Osteosyntheseplatte für den Kieferwinkel und **b)** die konventionelle *Herbert-Knochen-Schraube*

Sämtliche in der Untersuchung verwendeten Osteosynthesematerialien kommen, ihrer Indikation entsprechend, standardmäßig im klinischen In vivo-Bereich zum Einsatz und wurden über den allgemeinen Vertrieb bezogen. Die verwendeten Osteosynthesematerialien wurden für die Untersuchung in keiner Weise individualisiert oder anderwärtig verändert.

5.1.2 Materialvergleich und Zielgrößen

Im biomechanischen Versuch erfolgte die Beurteilung des mechanischen Verhaltens der Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) im Kieferwinkel einerseits anhand der Auslenkung an definierten Punkten innerhalb des klinisch relevanten Bereiches (0-200 N) und andererseits anhand der definierten Materialbeurteilungsfaktoren (max. Auslenkung, max. Belastung, Stärke).

Die folgenden Hauptzielgrößen wurden im Rahmen der Untersuchung erhoben und zur Prüfung der zuvor festgelegten Hypothesen herangezogen (**Tab. 18**):

Hauptzielgrößen	
Auslenkung (mm)	Die Auslenkung bei 50, 100, 150 und 200 N (klinisch relevanter Bereich)
Max. (absolute) Auslenkung (mm)	Die Auslenkung bei Material- (jener Punkt, der den Beginn der permanenten Deformierung des Systems darstellt) und/oder Systemversagen (Präparatfraktur, Materialfraktur etc.)
Max. (absolute) Belastung (N)	Die Belastung bei Material- (jener Punkt, der den Beginn der permanenten Deformierung des Systems darstellt) und/oder Systemversagen (Präparatfraktur, Materialfraktur etc.)
Stärke (Festigkeit, Steifigkeit, N/m)	Die berechnete Fläche, unter dem Belastungs-Auslenkungs-Graphen (Kraft-Auslenkungskurve), unter Berücksichtigung sämtlicher Messpunkte

Tab. 18: Hauptzielgrößen: Das mechanische Verhalten wird anhand der Auslenkung im klinisch relevanten Bereich und der Materialbeurteilungsfaktoren definiert.

Zusätzlich wurden folgende Nebenzielgrößen zur Prüfung der Alternativhypothesen erhoben (**Tab. 19**):

Nebenzielgrößen	
Präparatmorphologie (mm)	Die Höhe (Länge der Frakturlinie, mm) und Breite (bikortikale Breite, mm) des Präparates im Kieferwinkel
Schraubenlänge (mm)	Die Länge der verwendeten Osteosyntheseschrauben nach <i>T.J. Herbert</i>
Gewebescha- den nach Schraubeninsertion (ja/nein)	Die makroskopische Beurteilung der Verletzung des N. alveolaris inferior und der Knochenkortikalis nach Schraubeninsertion

Tab. 19: Nebenzielgrößen

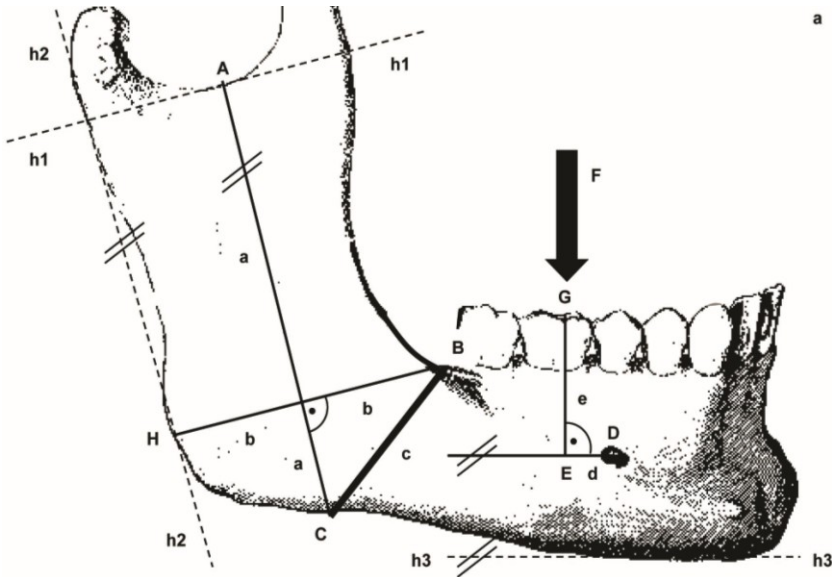
Die für diese Studie ausgewählten Zielgrößen stellen für die Hypothesenprüfung im Rahmen der biomechanischen Untersuchung objektive und erfassbare Messgrößen dar. Die beschriebenen Messeinheiten sind in der Lage diese Messgrößen ohne Probleme zu erheben.

5.2 Untersuchungsablauf und Methode

Der Vergleich zwischen den Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) basierte im mechanischen Versuchsstand unter Belastung auf künstlich induzierten Kieferwinkelfrakturen an den 20 in die Untersuchung eingeschlossenen Humanpräparaten (n=20). An jedem Präparat wurden beide osteosynthetischen Methoden (Platte, Schraube) angewandt, eine an jeder Seite. Mit Hilfe eines computerbasierenden Randomisierungsprogramms³¹ wurde die Zuteilung der Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) zufällig an die entsprechenden Seiten (links, rechts) jedes Präparates verteilt.

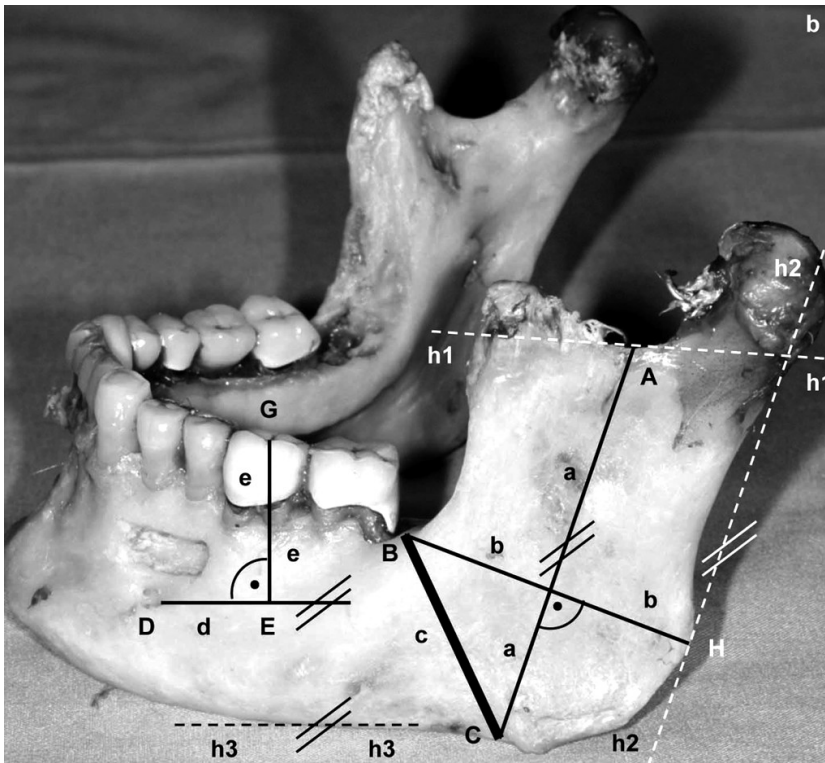
Jedes Präparat wurde nach entsprechender Bestimmung der Frakturlinien, deren Konstruktion sowohl im bezahnten als auch im unbezahnten Unterkiefer in gleicher Weise reproduzierbar ist, mit einer Messlehre von zwei Personen entsprechend der beschriebenen Präparatmorphologie (Höhe, Breite) im Kieferwinkel vermessen. Die Generierung der Frakturlinien fand der Konstruktion entsprechend standardisiert für jedes Präparat in gleicher Weise statt (**Abb. 17, 18**).

³¹ *Randomizer*®; Institut für Medizinische Informatik, Statistik und Dokumentation; Medizinische Universität Graz, Österreich



a **Abb. 17:** Die Frakturlinienkonstruktion 1: a) Schemadarstellung, b) Darstellung am anatomischen Präparat; Ansicht von lateral;

Die Abbildung zeigt die Konstruktion der Frakturlinie zwischen den Punkten (C) und (B), die gleichzeitig die vermessene Höhe (c) des Kieferwinkels darstellt. Der Ausgangspunkt der Frakturlinie (C), der im Schnittpunkt mit dem Ramus mandibulae liegt, lässt sich, ausgehend von der Strecke (a), die vom tiefsten Punkt der Incisura mandibulae (A) parallel zum Ramus ascendens mandibulae (h2) verläuft, erstellen. Der Punkt (A) wird mit der Hilfslinie (h1) gefunden. Der Endpunkt der Frakturlinie (B) wird, ausgehend vom distalsten Punkt des Angulus mandibulae (H), mit Hilfe der Strecke (b) im rechten Winkel auf die Strecke (a) konstruiert.



b Der Belastungspunkt (G), auf den der Kraftvektor (F) wirkt, wird ausgehend vom Hilfspunkt (E) konstruiert, der sich 1 cm distal vom Foramen mentale (D) auf der Linie (d), die parallel zum Ramus mandibulae verläuft, befindet. Vom Hilfspunkt (E) verläuft die Strecke (e) im rechten Winkel zur Linie (d). Die Strecke (e) endet im Belastungspunkt (G) im Schnittpunkt mit dem Kieferkamm oder auf der Zahnreihe.

Hilfspunkt (E) verläuft die Strecke (e) im rechten Winkel zur Linie (d). Die Strecke (e) endet im Belastungspunkt (G) im Schnittpunkt mit dem Kieferkamm oder auf der Zahnreihe.

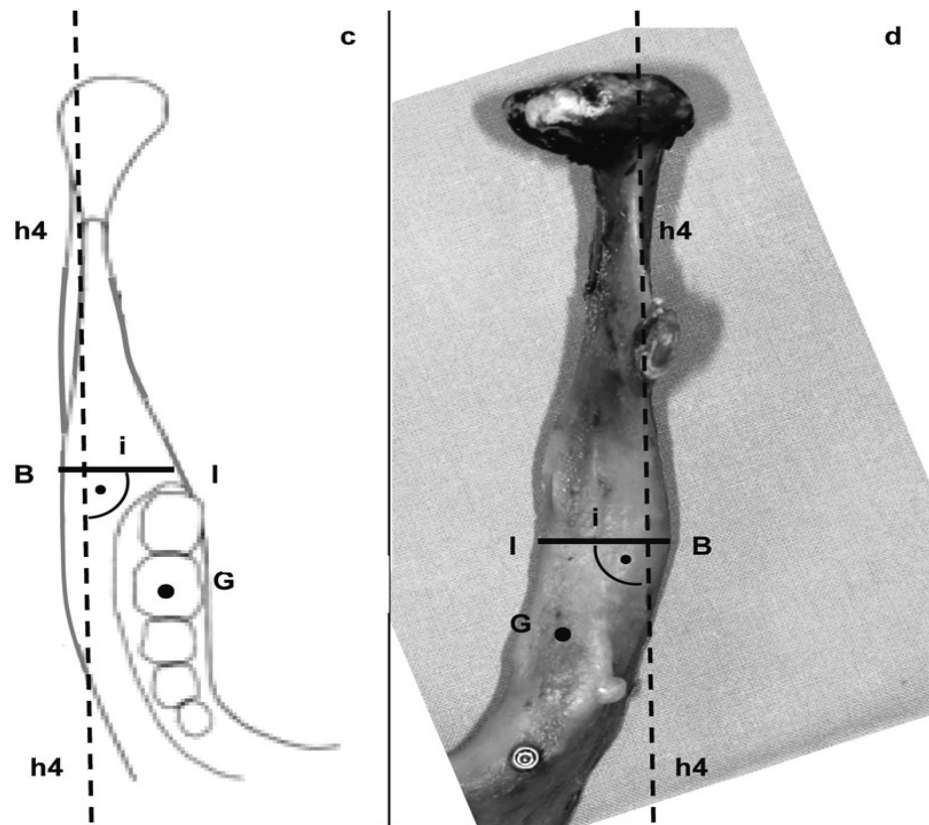


Abb. 18: Die Frakturlinienkonstruktion 2: **c)** Schemadarstellung, **d)** Darstellung am anatomischen Präparat; Ansicht von oben;

Die Abbildung zeigt die Konstruktion der Frakturlinie zwischen den Punkten **(B)** und **(I)**, die gleichzeitig die vermessene bikortikale Breite **(i)** des Kieferwinkels darstellt. Die Frakturlinie verläuft etwa im rechten Winkel zum Verlauf der Incisura mandibulae **(h4)**; Belastungspunkt **(G)**

Mit Hilfe eines konventionellen Osteotomiegerätes mit einer Sägeblattbreite von 0.9 mm wurde jedes Präparat, der konstruierten Frakturlinie folgend, mit zwei Kieferwinkelbrüchen versehen - die eine Fraktur auf der linken Seite und die andere Fraktur auf der rechten Seite.

Anschließend wurden die Osteosynthesematerialien an den zuvor osteotomierten Knochen appliziert und die Frakturen dem Osteosynthesystem entsprechend versorgt. Dabei fand die Osteosynthese abhängig vom jeweiligen System (Platte, Schraube) stets in gleicher Weise statt.

Die Plattenosteosynthese erfolgte nach Bohrung mit einem 1.6 mm Bohrer mit den entsprechenden Fixierungsschrauben. Die Insertion der Schraube nach *T.J. Herbert* erfolgte mit dem dazugehörigen Schraubendreher sowie nach Festlegung des Schraubenkanals mit dem dazugehörigen 1.9 mm Spiralbohrer und entsprechender Längenmessung mit der mitgelieferten Messlehre. Ein Führungsdraht zum Einbringen der Schraube wurde nicht verwendet. Das

Vorbohren vor der Applikation des Osteosynthesematerials wurde zur Schonung der knöchernen Struktur durchgeführt.

Jedem Unterkiefer wurde auf diese Weise eine Osteosyntheseplatte im Kieferwinkel der einen Seite (n=20) und eine Knochenschraube nach *T.J. Herbert* im Kieferwinkel der anderen Seite appliziert (n=20).

Die Platten wurden ähnlich der idealen Osteosyntheselinie nach *Champy et al.* im oberen, lateralen Bereich im Kieferwinkel angebracht (**Abb. 19**).

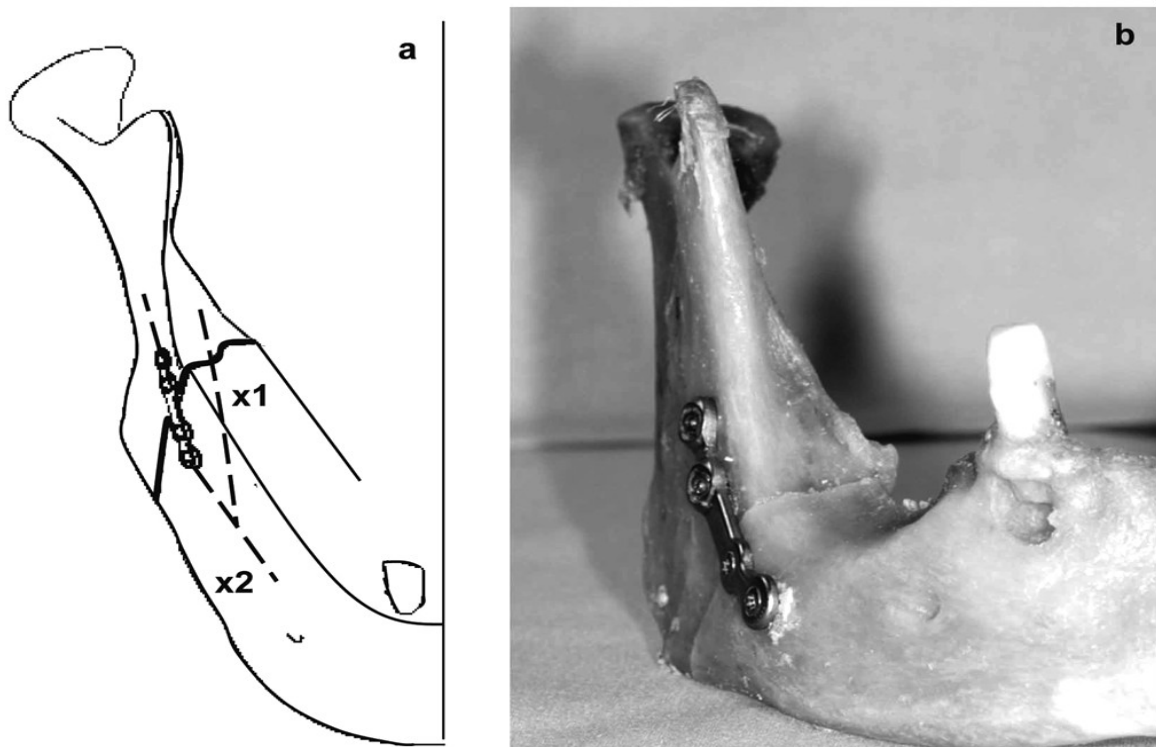


Abb. 19: Die Applikation der Osteosyntheseplatte: **a)** Schemadarstellung, **b)** Darstellung am anatomischen Präparat; Die Platte wurde am oberen, lateralen Rand des Kieferwinkels, ähnlich der idealen Osteosyntheselinie nach *Champy et al.* (**x1, x2**) am Knochen angebracht.

Die *Herbert-Knochen-Schraube* wurde, entsprechend der Technik der konventionellen, solitären Zugschraubenosteosynthese (30,69), distal des Foramen mentale von lateral in einem Winkel von 10-20 Grad zur buccalen Kortikalis und bis zur regelrechten Kompressionsausübung in den Knochen eingebracht, jedoch noch zusätzlich, ihrer Funktion entsprechend, im Knochen versenkt (**Abb. 20**). Die Schraubenachse kreuzt bei regelrechter Angulation in jedem Fall deutlich die vordere Kante (Margo anterior) des Ramus mandibulae. Der Eintrittspunkt der Knochenbohrung zur Festlegung des Schraubenkanals wurde etwa 12-15 mm anterior zur Fraktur festgelegt. Dies entspricht etwa jenem

Ort, an dem die vordere Kante des aufsteigenden Unterkieferastes (Margo anterior ramus mandibulae) im Unterkieferkörper (Corpus mandibulae) verschwindet.

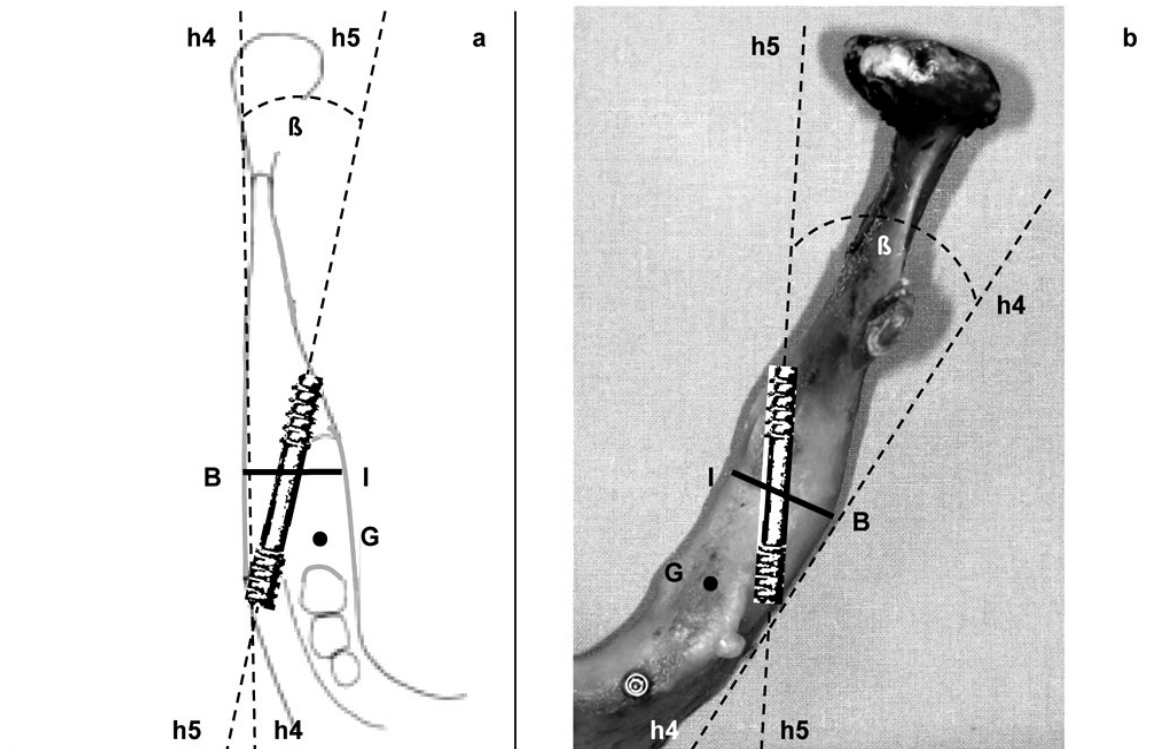


Abb. 20: Die Insertion der *Herbert-Knochen-Schraube*: **a)** Schemadarstellung, **b)** Darstellung am anatomischen Präparat; Die Schraubenachse (**h4**) entspricht etwa einem Winkel von 10-20 Grad (**β**) zur buccalen Knochenkortikalis (**h5**). Die Schraube wurde distal des Foramen mentale von lateral in den Knochen eingebracht und vollständig in diesem versenkt. Der Eintrittspunkt der Knochenbohrung liegt etwa 12-15 mm anterior zur Fraktur. Frakturlinienendpunkte (**B**, **I**), Belastungspunkt (**G**)

Auf diese Weise wurde für jeden Unterkiefer (jedes Präparat) seitenbezogen eine dem Osteosynthesystem entsprechende Frakturfragmentstabilisierung generiert (**Abb. 21-24**).

Nach der Insertion der *Herbert-Knochen-Schraube* wurde das Auftreten von Gewebeerletzungen des N. alveolaris inferior und/oder der Knochenkortikalis am Ein- oder Austrittspunkt der Schraube bei jedem Präparat makroskopisch von mindestens zwei Personen beurteilt. In vier Fällen wurden die Präparate an dieser Stelle zur Beurteilung der Lageposition der Osteosynthesematerialien mit Hilfe eines bildgebenden Verfahrens (DVT)³² dreidimensional rekonstruiert (**Abb. 25, 26**).

³² Orthophos XG 3D ®; Sirona, Pluradent AG & Co KG; Offenbach, Deutschland

Jeder der 20 Unterkiefer wurde anschließend im Incisalbereich mittig in zwei gleiche Hälften geteilt (n=40) (**Abb. 21-24**).

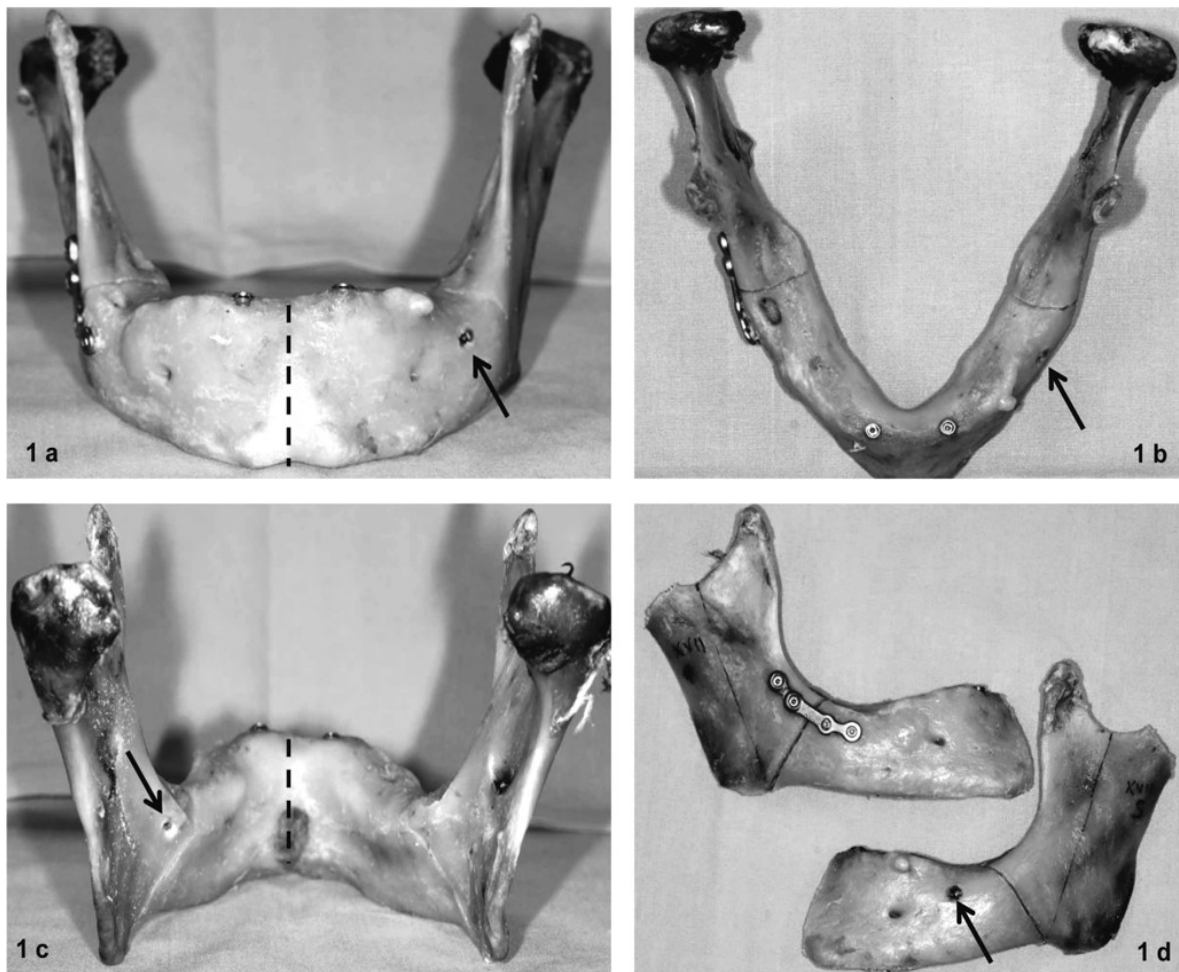


Abb. 21: Präparat (1) - Übersicht: Die Abbildung zeigt das vollständige Präparat (1) nach Applikation der Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube). Das ungeteilte Präparat ist **1a**) von vorne, **1b**) von oben und **1c**) von hinten gezeigt, das geteilte Präparat **1d**) von lateral. Die Abbildung **1d**) zeigt die gekürzten Kondylen des aufsteigenden Kieferastes, um eine regelrechte Passung der Präparate im Versuchsstand zu garantieren. Die **strichlierte Linie** entspricht etwa der Teilungslinie im Incisalbereich. Der **Pfeil** zeigt auf die Osteosyntheschraube.

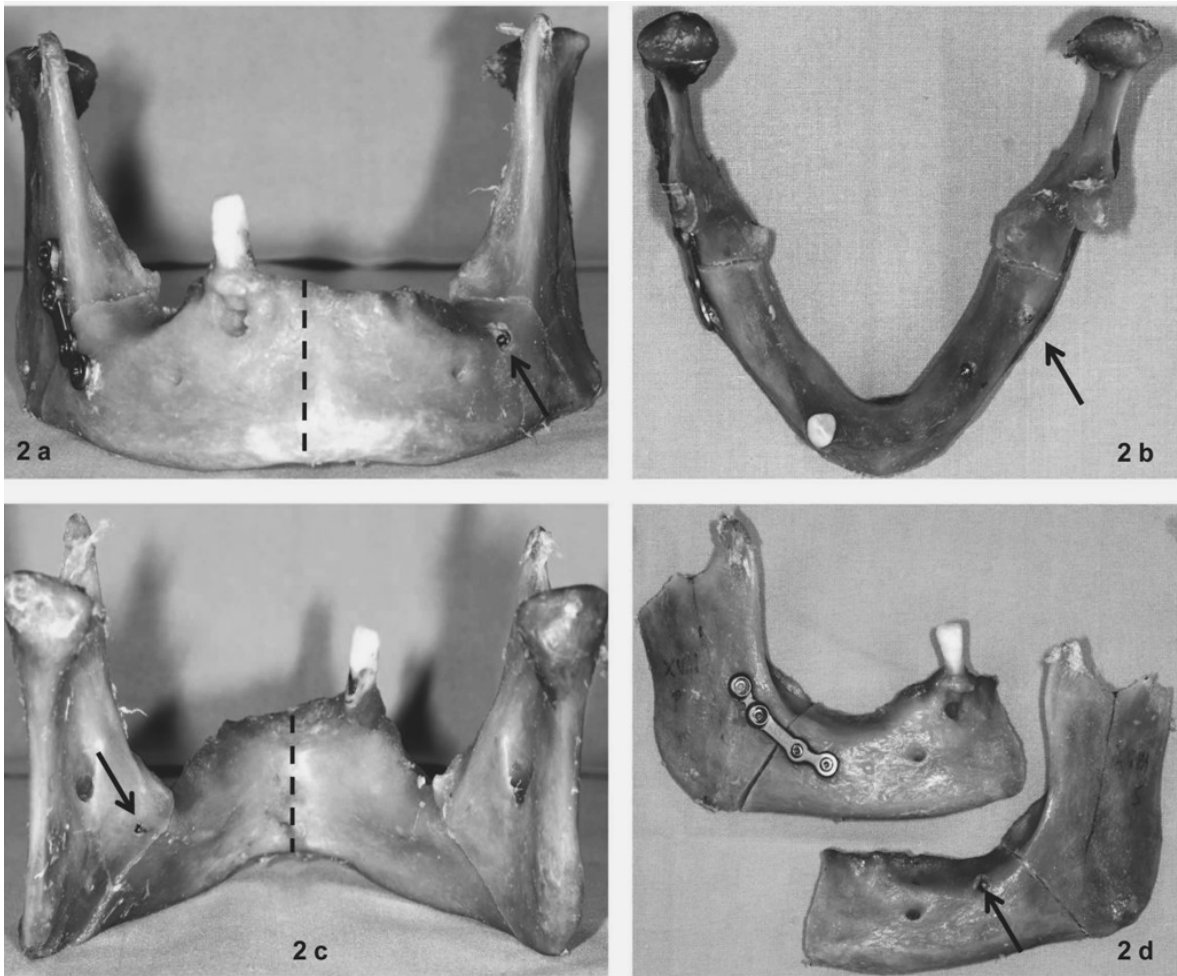


Abb. 22: Präparat (2) - Übersicht: Die Abbildung zeigt das vollständige Präparat (2) nach Applikation der Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube). Das ungeteilte Präparat ist **2a**) von vorne, **2b**) von oben und **2c**) von hinten gezeigt, das geteilte Präparat **2d**) von lateral. Die Abbildung **2d**) zeigt die gekürzten Kondylen des aufsteigenden Kieferastes, um eine regelrechte Passung der Präparate im Versuchsstand zu garantieren. Die **strichlierte Linie** entspricht etwa der Teilungslinie. Der **Pfeil** zeigt die Osteosyntheseschraube.

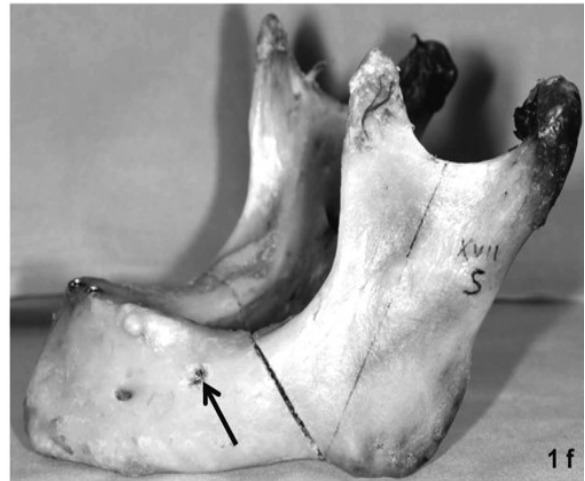
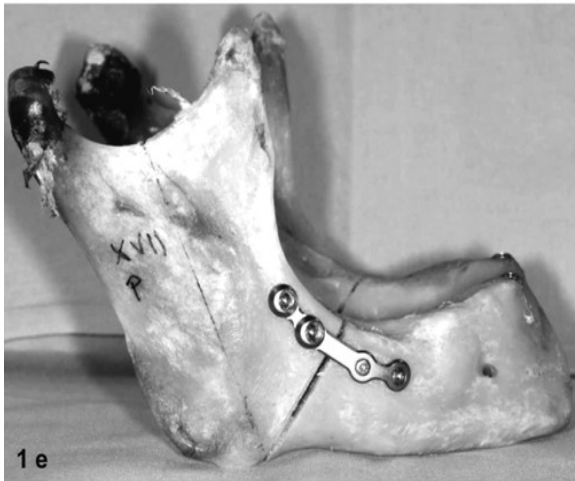


Abb. 23: Präparate (1, 2) - Übersicht: Die Seite der Platte (1e, 2e) und die Seite der Schraube (1f, 2f) sind anhand des Präparates (1) und des Präparates (2) von lateral gezeigt. Der **Pfeil** zeigt auf die Osteosyntheseschraube.

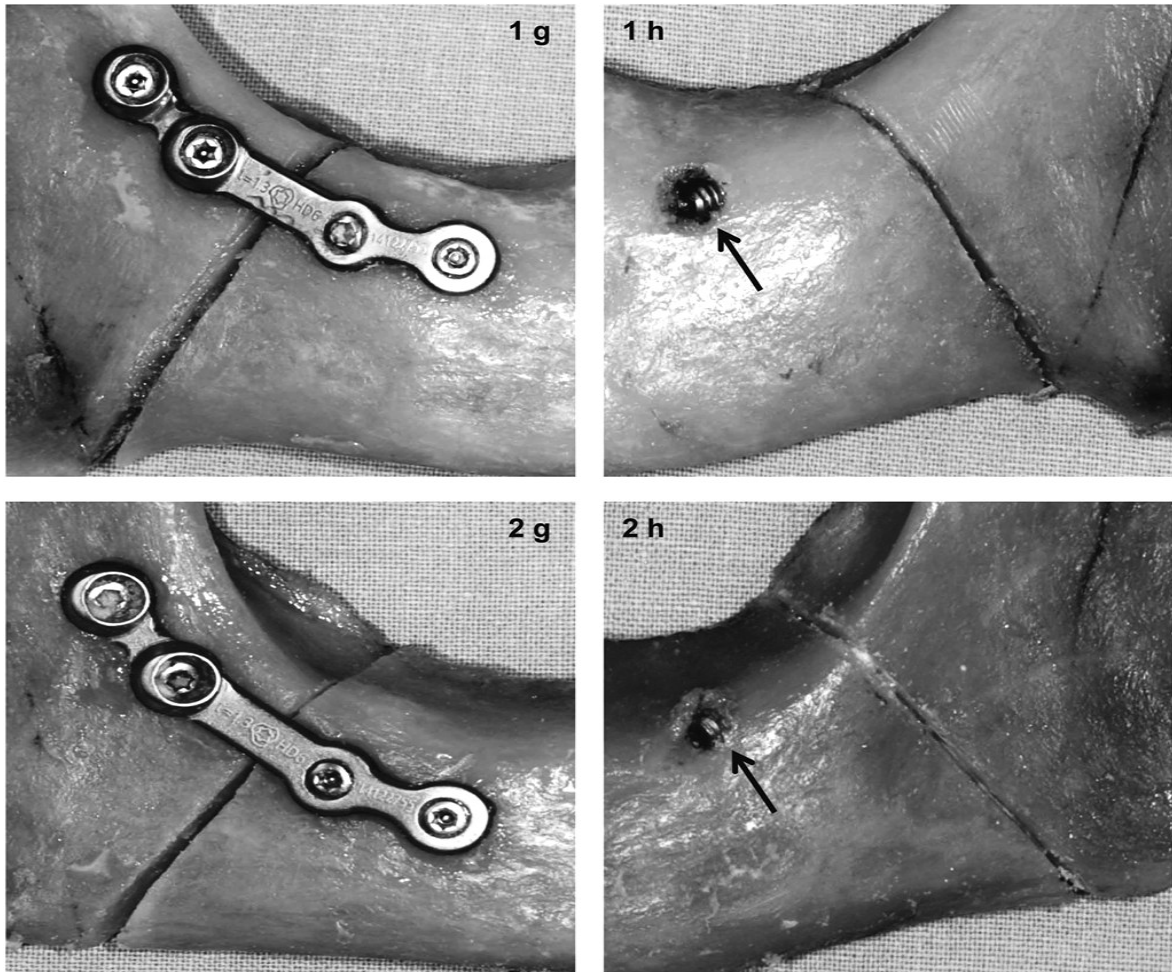


Abb. 24: Präparate (1, 2) - Detail: Die Abbildung zeigt eine Nahaufnahme der im Kieferwinkel applizierten Platte (1g, 2g) und Schraube (1h, 2h) anhand des Präparates (1) und des Präparates (2). In den Abbildungen (1h) und (2h) erscheint der Frakturspalt durch die Kompressionskraft der Schraube kleiner. Der **Pfeil** zeigt die Osteosyntheschraube.

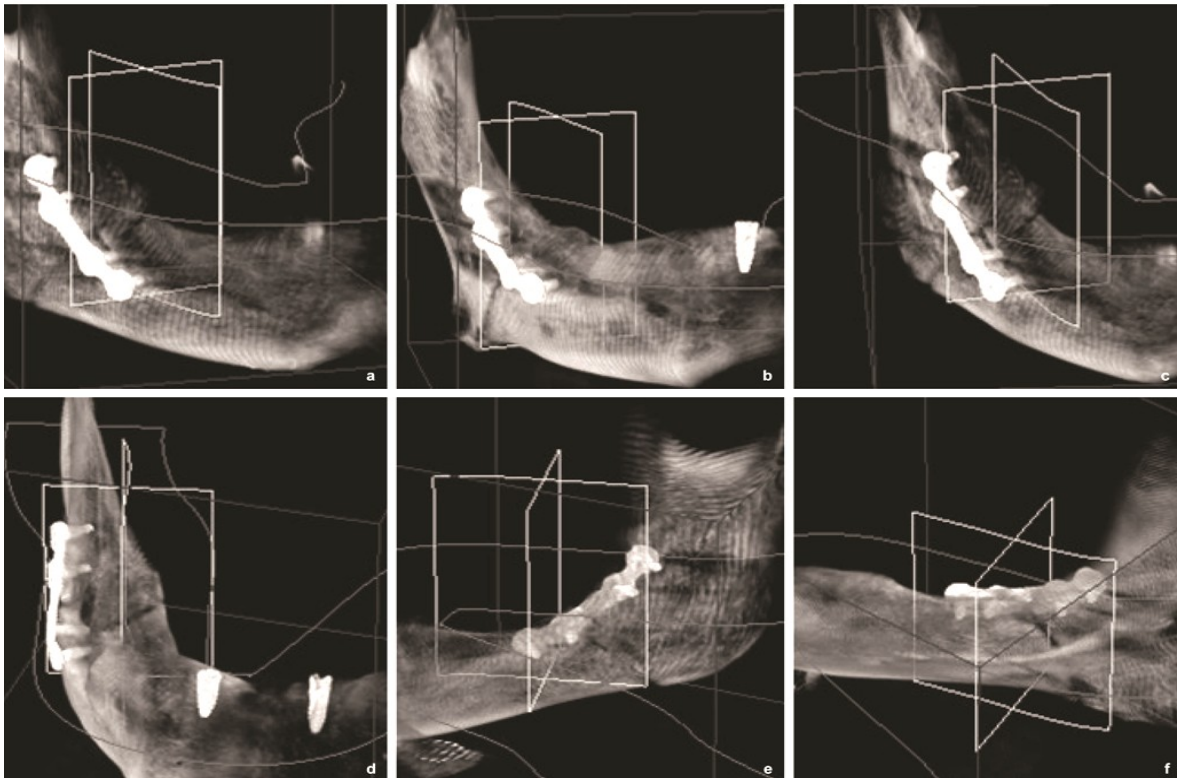


Abb. 25: 3D-Darstellung der Versuchspräparate - Platte: Die Abbildung zeigt die DVT-gestützte dreidimensionale Rekonstruktion (a-f) der Versuchspräparate an der Seite der Osteosyntheseplatte aus verschiedenen Blickwinkeln. Bild (e) zeigt eine Darstellung von medial, im Bild (f) ist der Verlauf des N. alveolaris inferior zu erkennen.

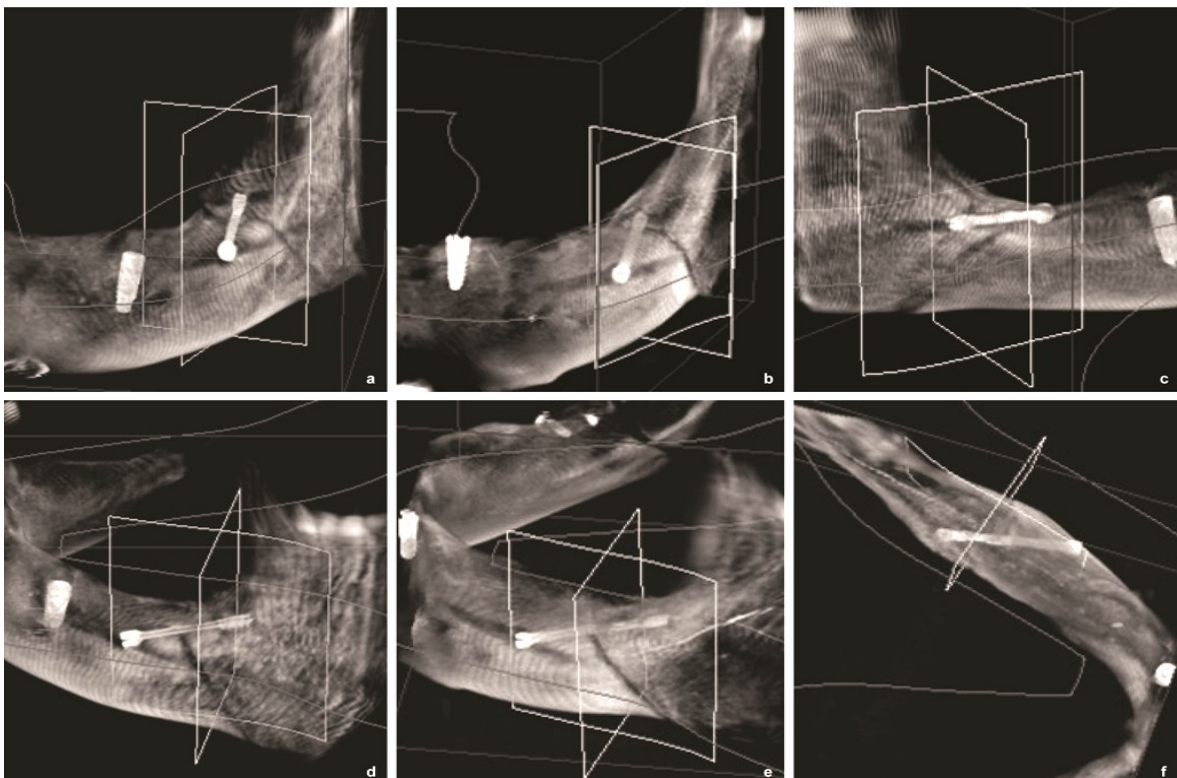


Abb. 26: 3D-Darstellung der Versuchspräparate - Schraube: Die Abbildung zeigt die DVT gestützte dreidimensionale Rekonstruktion (a-f) der Versuchspräparate an der Seite der *Herbert-Knochen-Schraube* aus verschiedenen Blickwinkeln. Bild (f) zeigt eine Darstellung ähnlich der geplanten Schraubeninsertion in Abb. 20.

Die entstandenen 40 Unterkieferhälften (n=40) wurden nacheinander, aber stets Präparat bezogen, unbeweglich in der tiefer liegenden (unteren) Schraubklemme des Versuchsstandes fixiert. Folglich wurden die Präparate einer vertikalen, okklusalen Biegebelastung (Zugbelastung) im Bereich des ersten Molaren ausgesetzt, unter welcher der Kieferwinkel auch physiologischerweise auf Grund von Mastikationsvorgängen, herrschendem Muskelzug sowie von Zug- und Druckspannungen häufig und stark belastet wird (**Abb. 27, 28, 29, 30, 31**).

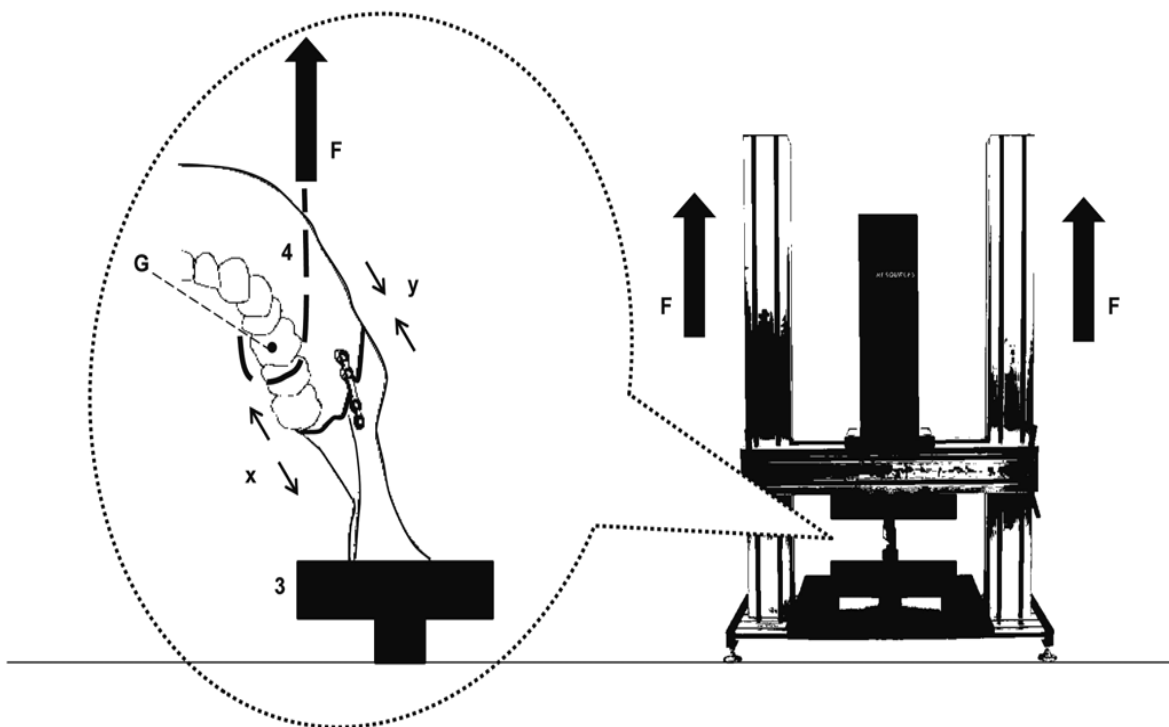


Abb. 27: Der Belastungsversuch - Schema: Darstellung der durchgeführten Belastung zur Beurteilung des mechanischen Verhaltens der Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube); Kraftvektor (**F**), Belastungspunkt (**G**), Zugzone (**x**), Druckzone (**y**), Schraubklemme (**3**), Metallhaken (**4**)

Um eine regelrechte Sicherung der Präparate im Versuchsstand unter Belastung (Belastungspunkt) zu garantieren, wurde bei Fehlen des ersten Molaren am Kieferkamm in dieser Region mit einem rotierenden Instrument eine kleine Knochenrinne gefräst. Auf diese Weise konnte der Zughaken an dieser Stelle standardisiert positioniert und eine Verschiebung der interagierenden Elemente verhindert werden. Bei Vorhandensein des ersten Molaren wurde die Position des Hakens (Belastungspunkt) auf der Zahnreihe gewählt. In jedem Fall wurde der Belastungspunkt (Hakenposition) etwa 1 cm distal des Foramen mentale angenommen (**Abb. 17, 27**). Teilweise wurden die Kondylen des aufsteigenden

Kieferastes vor Einbringen des Präparates in den Versuchsstand mit einer Säge partiell gekürzt (entfernt), um eine regelrechte Passung des Knochens in der Klemme zu garantieren (**Abb. 21, 22**). Um die Inkongruenzen und Niveauunterschiede zwischen der Knochenoberfläche und der Innenstruktur der tiefer liegenden (unteren) Schraubklemme auszugleichen, wurde weiters ein biokompatibles, dimensionsstabiles und selbsthärtendes Ausgleichsmaterial (plastisches PräzisionsSilikon)³³ in die Klemme eingebracht, sodass eine feste Basis um das fixierte Präparat entstand.

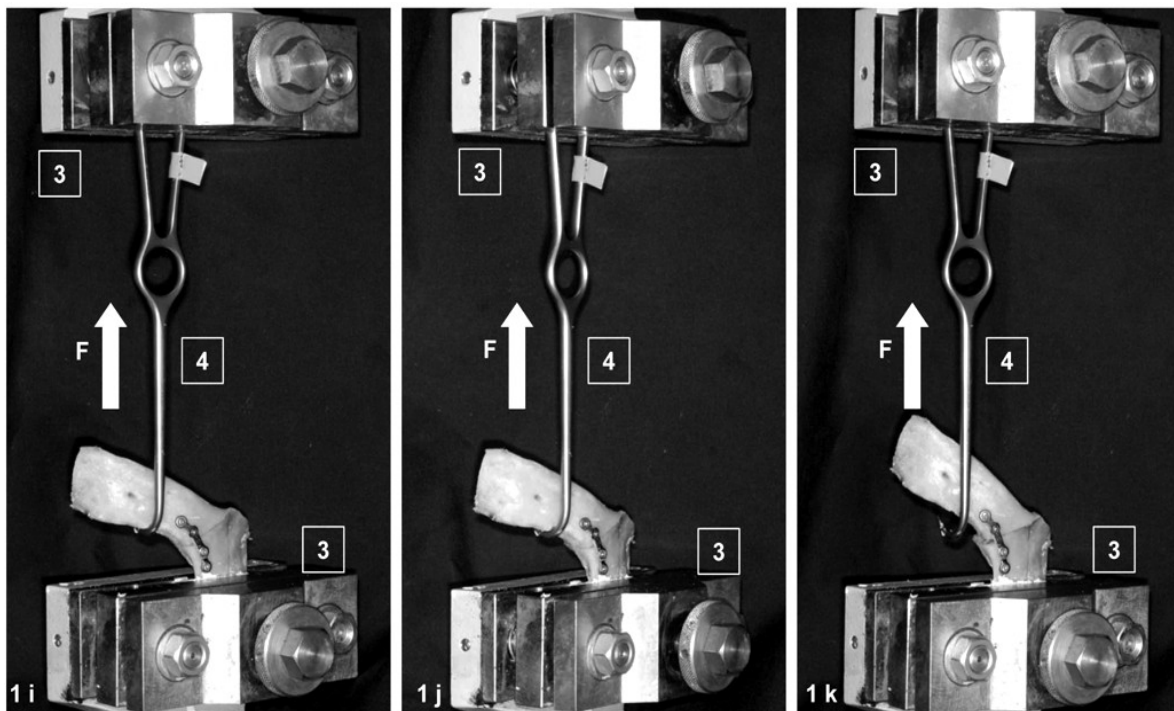


Abb. 28: Der Belastungsversuch Platte - Übersicht: Die Abbildung zeigt den durchgeführten Belastungsversuch des Präparates (1) an der Seite der Platte; **1i**) in Ruhe, **1j**) bei Belastung und **1k**) nach Materialversagen; Krafrichtung (F), Schraubklemme (3), Metallhaken (4)

³³ *Platinum 95* ®; *Zhermack SpA*; Badia Polesine, Italien

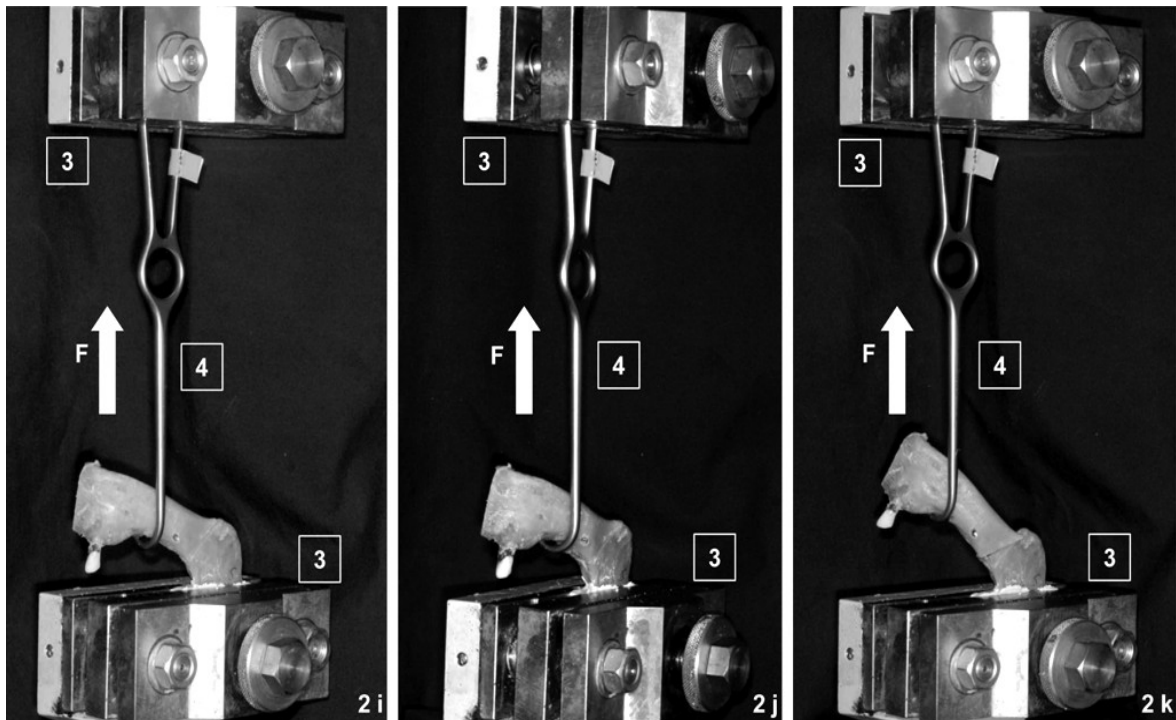


Abb. 29: Der Belastungsversuch Schraube - Übersicht: Die Abbildung zeigt den durchgeführten Belastungsversuch des Präparates (2) an der Seite der Schraube; **2i**) in Ruhe, **2j**) bei Belastung und **2k**) nach Materialversagen; Krafrichtung (**F**), Schraubklemme (**3**), Metallhaken (**4**)

Die ausgeübte Belastung fand für jedes Präparat gleichermaßen und voll automatisiert mit einer vertikalen, linearen Verschiebung von 5.0 mm/min statt. Jedes Präparat wurde bis zum vollständigen Material- oder Systemversagen (permanente, materialbedingte Deformierung und/oder Präparat- bzw. Materialfraktur) kontinuierlich belastet (**Abb. 28, 29, 30, 31**).

Die dabei gemessenen Werte wurden anhand der definierten Zielgrößen erhoben und anschließend zur Hypothesenprüfung statistisch beurteilt.

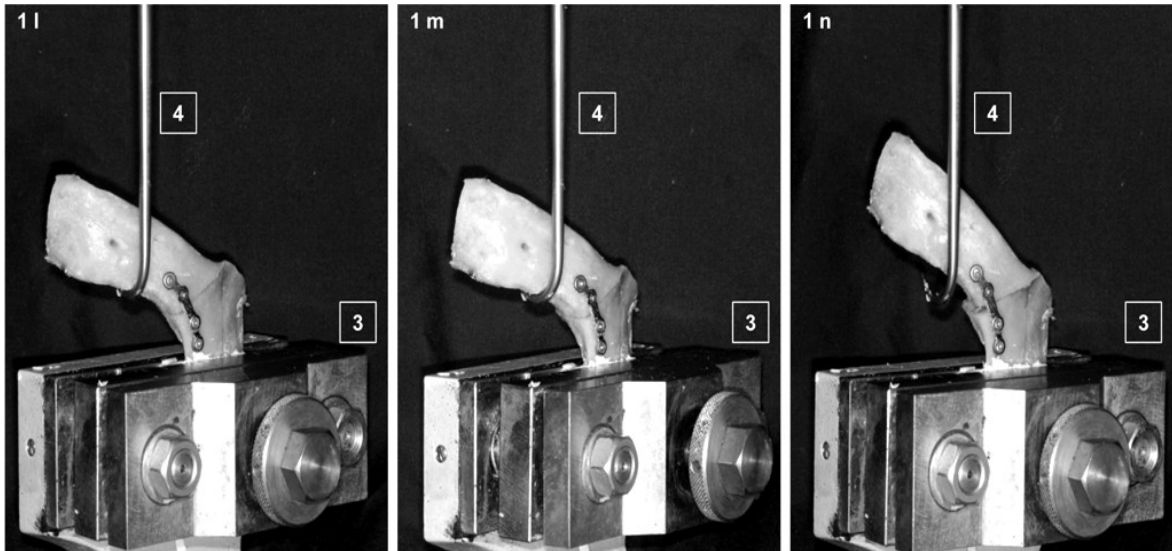


Abb. 30: Der Belastungsversuch Platte - Detail: Nahaufnahme des Belastungsversuches des Präparates (1) an der Seite der Platte; 1l) in Ruhe, 1m) bei Belastung und 1n) nach Materialversagen; Schraubklemme (3), Metallhaken (4)

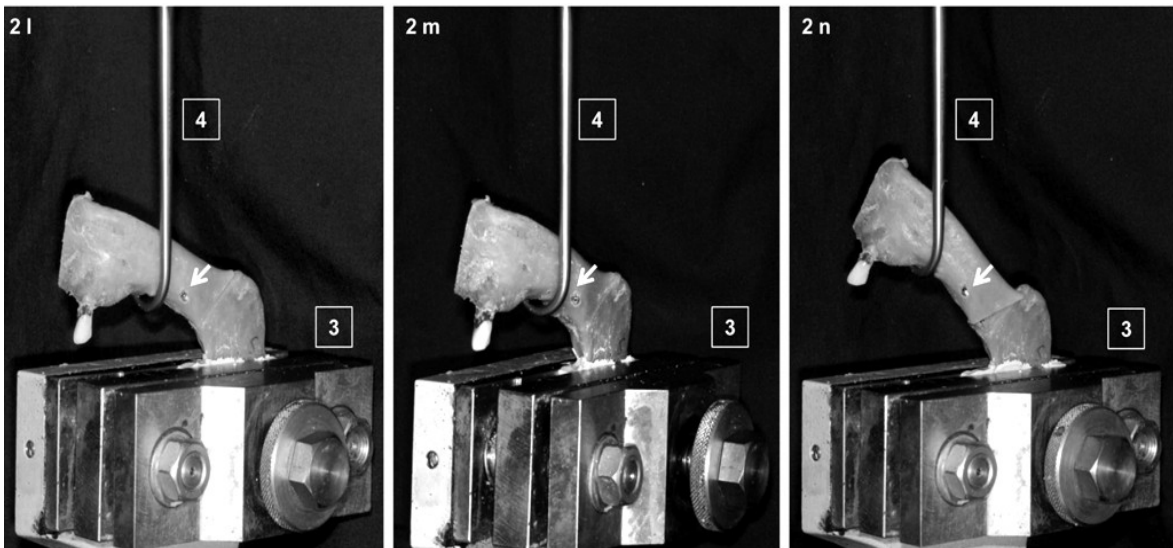


Abb. 31: Der Belastungsversuch Schraube - Detail: Nahaufnahme des Belastungsversuches des Präparates (2) an der Seite der Schraube (Pfeil); 2l) in Ruhe, 2m) bei Belastung und 2n) nach Materialversagen; Schraubklemme (3), Metallhaken (4)

Die beschriebene prospektive, randomisierte, kontrollierte In-vitro-Studie kann anhand des Untersuchungsablaufes im Überblick wie folgt dargestellt werden (Abb. 32):

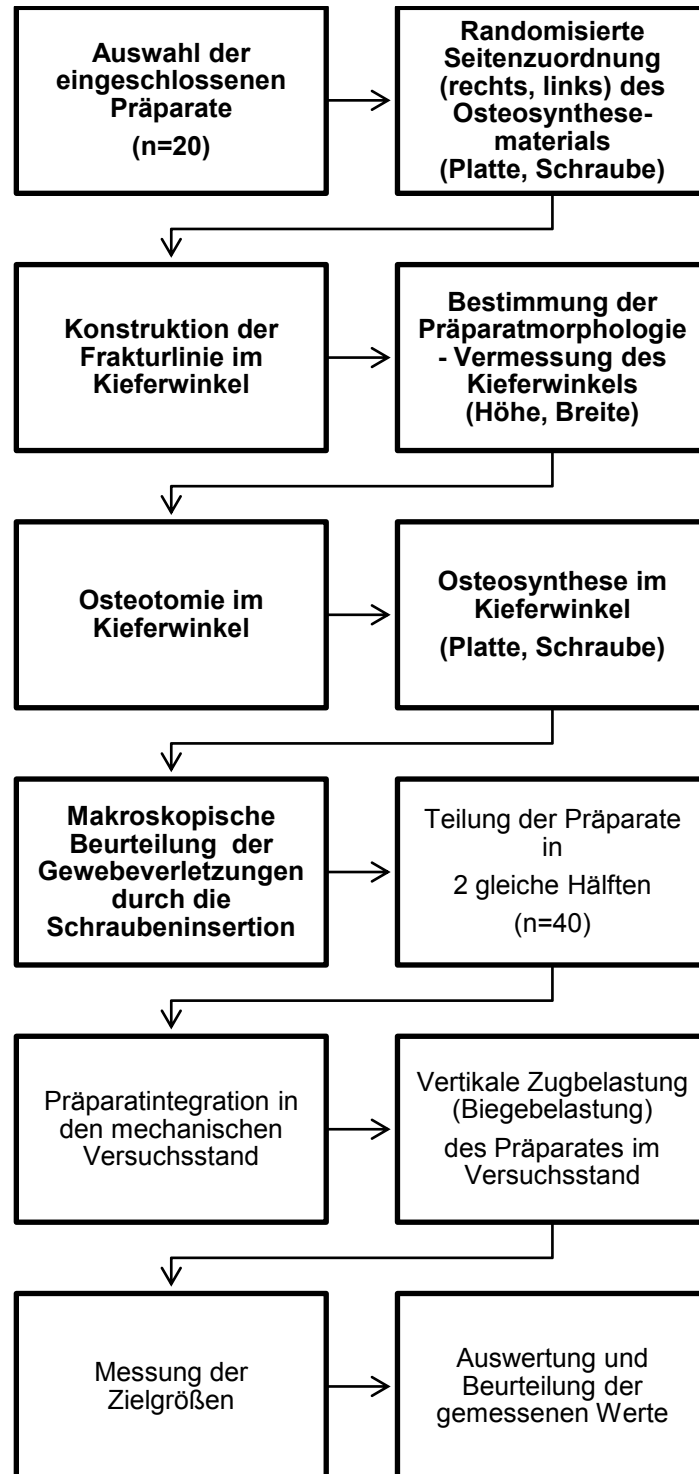


Abb. 32: Untersuchungsablauf: Schematische Darstellung der chronologisch angeordneten Teilschritte der durchgeführten Untersuchung. In den **fett** geschriebenen Teilbereichen sind die Präparate noch vollständig erhalten. In den nicht-fett geschriebenen Teilbereichen sind die Präparate für den Vergleichstest bereits mittig geteilt.

5.3 Erläuterung zum Untersuchungsablauf

Die beschriebene Untersuchung wurde im Rahmen der dargestellten Versuchsplanung/-durchführung von der Ethikkommission der Medizinischen Universität Graz vorab begutachtet und positiv beurteilt (*EK Nr.: 27-047 ex 14/15*). Die verwendeten Präparate wurden am Institut für Anatomie an der Medizinischen Universität Graz aus einem bereits vorhandenen Kollektiv nach den definierten Ein- und Ausschlusskriterien ausgewählt. Während des gesamten Untersuchungsablaufes wurden die Präparate nur in den dafür vorgesehenen Räumlichkeiten am Institut für Anatomie für die beschriebene Untersuchung herangezogen und auch nur dort entsprechend gelagert. Die zur Versuchsdurchführung herangezogenen Unterkiefer bzw. Unterkieferhälften (Präparate) waren bereits durch das Institut für Anatomie routinemäßig pseudonymisiert. Die erhobenen Daten wurden nur mit diesem Pseudonym versehen und auf einem Speichermedium mit Zugriffsbeschränkung gesichert. Nur autorisierte Personen hatten Zugriff auf die Daten.

Im Rahmen dieser biomechanischen Vergleichsuntersuchung kamen nur die oben angeführten Methoden und Materialien zum Einsatz. Zusätzlich wurde die Untersuchung, um einen regelrechten Ablauf zu gewährleisten, stets von mindestens zwei fachkundigen und mit dem Untersuchungsablauf vertrauten Personen überwacht.

Nach Abschluss der Datenerhebung (Haupt- und Nebenzielgrößen) wurden sämtliche, im Rahmen der Untersuchung in die Präparate eingeführten Osteosynthesematerialien (Platten, Schrauben) wieder vollständig entfernt. Die Präparate wurden dem Institut für Anatomie für eine entsprechende Sicherung der Totenruhe überlassen.

5.4 Auswertung und statistische Methoden

Zur Auswertung und Berechnung der Ergebnisse und Resultate wurden die in der Untersuchung erhobenen Daten und Werte entsprechend eines Originaldatenkollektivs herangezogen. Dieses Originaldatenkollektiv ist im Sinne eines Messprotokolls im Anhang tabellarisch festgehalten³⁴.

Die Ergebnisse und Resultate wurden im Rahmen einer deskriptiven Statistik tabellarisch zusammengefasst. Datenauswertungen, analytische Berechnungen und Diagrammerstellungen erfolgten mit Hilfe des Computerprogramms *R 3.1.2*.³⁵ und fanden für das gesamte ausgewählte Kollektiv statt.

Die Stärke (Festigkeit, Steifigkeit) des Materials wurde als die integrierte Fläche unter dem Belastungs-Auslenkungs-Graphen (Kraft-Auslenkungskurve) mit Hilfe der Trapezoid-Regel (Trapezium-Regel) berechnet. Dabei wurden sämtliche Messpunkte der Auslenkung (bei 50 N, 100 N, 150 N, 200 N), der maximale Belastungspunkt und der maximale Auslenkungspunkt berücksichtigt.

Die Beurteilung der Gewebeverletzung des N. alveolaris inferior und der Knochenkortikalis wurde makroskopisch mit Hilfe einer binären Analyse (Ja/Nein) durchgeführt.

Analytische Methoden beinhalteten unter anderem multiple Tests nach der *Bonferroni-Korrektur*, Kovarianzanalysen (ANCOVA), Regressionsanalysen, Resamplingmethoden und den *Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test*. P-Werte unter einem Wert von 0.05 wurden, sofern nach multipler Testung nicht anderwärtig angegeben (korrigiert), als signifikant angenommen.

Die erhobenen Messungen der Auslenkung innerhalb des klinisch relevanten Bereiches (0-200 N) wurden auf Unterschied (p-Wert) zwischen den beiden Osteosynthesystemen/-materialien (Platte, Schraube) mit Hilfe des gepaarten *Wilcoxon-Tests* (*Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test*) geprüft. Ein Test auf Unterschied (p-Wert) der Auslenkung unter Berücksichtigung sämtlicher Werte erschien unter diesen Umständen jedoch problematisch, da dabei die Information, dass ein Präparat der einen Gruppe noch erfolgreich getestet (geprüft) wurde, während das entsprechende Präparat der anderen Gruppe bereits versagt hatte, nicht verwendet wurde und auf diese Weise ungepaarte Werte für die Berechnung

³⁴ Vgl. Kapitel 10

³⁵ *R-project*®; Austrian Association for Statistical Computing; The R-Foundation for Statistical Computing

(*Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test*) entstanden. Daher wurden die Messwerte jener Gruppe, bei der die entsprechenden Werte der anderen Gruppe nicht vorhanden waren, von den Berechnungen ausgeschlossen. Auf diese Weise wurde sichergestellt, dass faire Vergleiche entstanden. Fair deshalb, weil es zu jedem Messpunkt an jedem Präparat nun gepaarte Werte gab, einen aus jeder Gruppe (Platte, Schraube).

Ein Test auf Unterschied (p-Wert) zwischen den beiden Osteosynthesystemen/-materialien (Platte, Schraube) wurde ebenfalls anhand der erhobenen Materialbeurteilungsfaktoren (max. Belastung, max. Auslenkung und Stärke) durchgeführt (*Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test*). Die Problemstellung der ungepaarten Messwerte war hier nicht vorhanden, da bereits vorab sämtliche Messungen der Materialbeurteilungsfaktoren paarig vorlagen.

Eine Regressionsanalyse wurde für beide Gruppen (Platte, Schraube) mit Konstruktion der entsprechenden Regressionsgeraden anhand der Beziehung zwischen Belastung und Auslenkung berechnet. Der Unterschied (p-Wert) der Steigung zwischen den beiden Geraden wurde auf Signifikanz mittels der Methode des Resamplings (Bootstramp of 2000 resamplings) geprüft.

Die auf das mechanische Verhalten³⁶ einflussnehmenden Variablen des Osteosynthesystems/-materials (Platte, Schraube), der Seite (rechts, links), der Präparatmorphologie (Breite, Höhe) und der verwendeten Schraubenlänge (*Herbert-Knochen-Schraube*) wurden in Abhängigkeit der Materialbeurteilungsfaktoren (max. Belastung, max. Auslenkung, Stärke) mit Hilfe der Covarianzanalyse (ANCOVA) auf Unterschied (p-Wert) getestet. Die entsprechenden Werte wurden in Abhängigkeit von der Wertigkeit der Testabsicht (Wertigkeit der wissenschaftlichen Fragestellung) mit Hilfe der *Bonferroni-Methode* korrigiert, um verlässliche Aussagen anhand der gemessenen Daten treffen zu können. Dabei wurde die Präparatmorphologie (Höhe, Breite) mit sechs Tests ($p=0.05/6=0.0084$) stärker korrigiert, als das Osteosynthesematerial, die Seite und die Schraubenlänge mit drei Tests ($p=0.05/3=0.017$).

³⁶ Vgl. Kapitel 5.1.2

6 Ergebnisse und Resultate

In der beschriebenen, biomechanischen Untersuchung konnten sowohl die Osteosyntheseplatte (n=20), als auch die *Herbert-Knochen-Schraube* (n=20) an sämtlichen Präparaten (n=40) regelrecht appliziert werden. Die *Herbert-Knochen-Schraube* zeigte nach entsprechender Insertion in sämtlichen vorgesehenen Präparaten eine ausreichende Bruchspaltkompression.

Im anschließenden Belastungsversuch wurde bei sämtlichen Präparaten zur Beurteilung des mechanischen Verhaltens³⁷ der Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) die Auslenkung innerhalb des klinisch relevanten Belastungsbereiches (50 N, 100 N, 150 N, 200 N), die maximale Belastung und die maximale Auslenkung am Punkt des Material-/Systemversagens gemessen sowie die Stärke (Festigkeit, Steifigkeit) berechnet. Gründe für ein Material-/Systemversagen unter Belastung waren neben **1)** permanenter Deformierung des Osteosynthesematerials unter anderem **2)** Platten- und Schraubenfrakturen, **3)** Platten- und Schraubenausriss oder **4)** die Fraktur des Präparates.

Das Verhalten von sämtlichen, geprüften Präparaten im biomechanischen Versuch wurde anhand der ausgeübten Belastung und der Auslenkung beider Gruppen (Platte, Schraube) bis zum Punkt des Material-/Systemversagens in einem Diagramm zusammengefasst (**Abb. 33**).

³⁷ Vgl. Kapitel 5.2.1

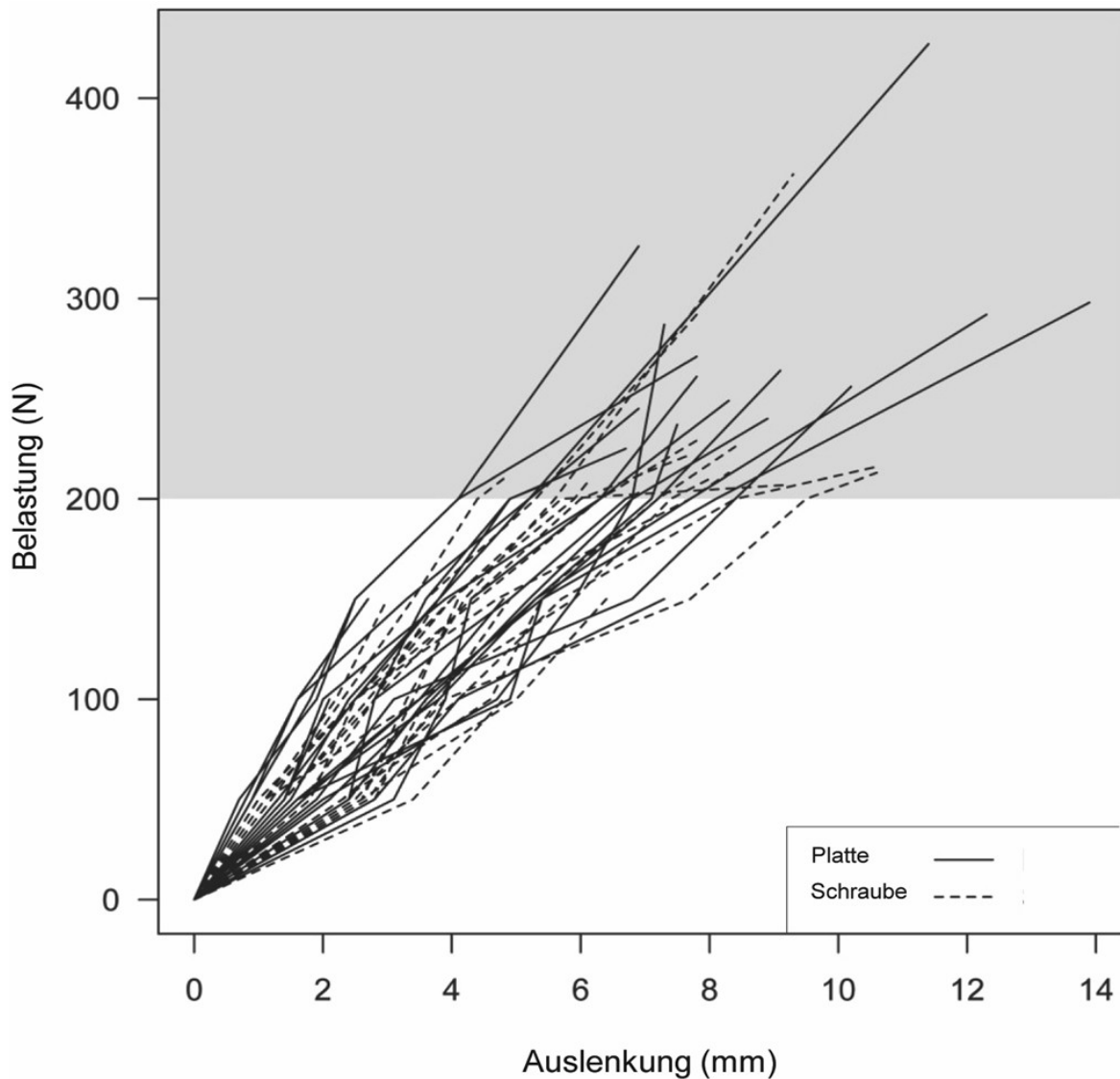


Abb. 33: Belastungs-/Auslenkungsdiagramm: Eine Linie stellt das Verhalten eines Präparates im biomechanischen Versuch anhand der gemessenen Belastung und Auslenkung dar. Jede Linie endet am Punkt der maximalen Belastung und maximalen Auslenkung. Das grau hinterlegte Feld stellt den Bereich jenseits der klinisch relevanten Belastungsgrenze über 200 N dar.

Innerhalb des klinisch relevanten Bereiches konnten unter Kraftausübung bis zur Messgrenze von 50 N keine Ausfälle ($n=0$) durch vorzeitiges Material-/Systemversagen beobachtet werden. Ein Ausfall einer Schraube ($n=1$; 5%) konnte bis zum Wert von 100 N festgestellt werden. Bis zum Messpunkt von 150 N wurde der materialbedingte Ausfall von einer Platte ($n=1$; 5%) und von zwei Schrauben ($n=2$; 10%) beobachtet, wobei die Platte und die Schraube am selben Unterkieferpräparat versagten. Bis zur oberen klinischen Messgrenze von 200 N konnte ein Systemversagen bei acht Schrauben ($n=8$; 40%) und vier Platten ($n=4$; 20%) erkannt werden. In allen vier Fällen, in denen das Präparat mit der Platte versagte, versagte die Schraube bereits vorzeitig.

Im Bereich zwischen 0-150 N konnte unter der ausgeübten Belastung daher eine anteilmäßige Verteilung von 19 erfolgreichen Präparaten in der Gruppe der Platte (n=19; 95%) und von 18 erfolgreichen Präparaten in der Gruppe der Schraube (n=18; 90%) festgestellt werden. Im oberen Bereich von 0-175 N wurde eine Verteilung von 17 erfolgreichen Präparaten in der Gruppe der Platte (n=17; 85%) und von 14 erfolgreichen Präparaten in der Gruppe der Schraube (n=14; 70%) festgestellt. Im Bereich zwischen 176 und 200 N wurde unter Belastung eine Verteilung von 16 erfolgreichen Präparaten in der Gruppe der Platte (n=16; 80%) und von 12 erfolgreichen Präparaten in der Gruppe der Schraube (n=12; 60%) beobachtet.

Die folgende Abbildung (**Abb. 34**) stellt den Anteil der erfolgreichen und versagenden Präparate innerhalb des klinisch relevanten Bereiches bis 200 N an den definierten Messpunkten in Prozent dar:

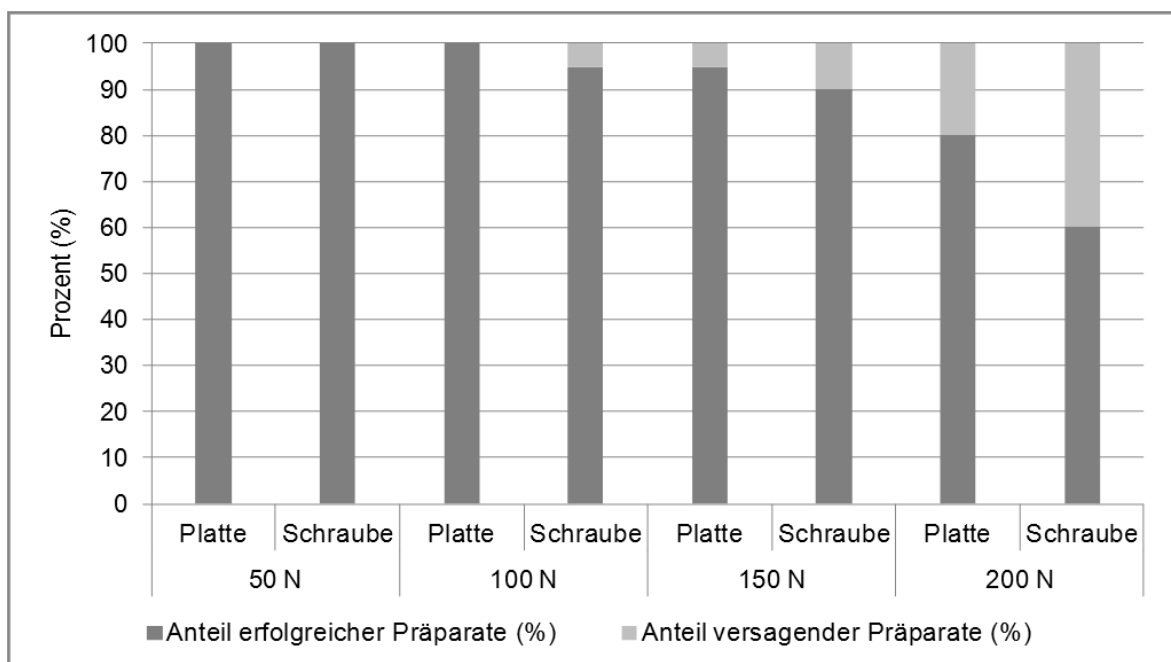


Abb. 34: Präparatverteilung innerhalb des klinisch relevanten Bereiches: Anteilmäßige Verteilung der erfolgreichen und versagenden Präparate bis zur Belastungsgrenze von 200 N in Prozent an den definierten Messpunkten (50 N, 100 N, 150 N, 200 N). Die Messwerte, die zwischen den definierten Messpunkten liegen, wurden in diesem Diagramm nicht berücksichtigt.

Am ersten definierten Messpunkt bei 50 N wurde eine Auslenkung von 0.70-3.10 mm in der Gruppe der Platte und von 1.00-3.40 mm in der Gruppe der Schraube festgestellt, wobei der Mittelwert in der Gruppe der Platte bei 1.70 (\pm 0.67) mm und in der Gruppe der Schraube bei 2.60 (\pm 0.72) mm lag.

Am zweiten Messpunkt bei 100 N wurde eine Auslenkung von 1.60-4.90 mm in der Gruppe der Platte und von 2.20-5.00 mm in der Gruppe der Schraube gemessen bei einem Mittelwert von 3.0 (\pm 1.0) mm in der Gruppe der Platte und von 2.30 (\pm 0.86) mm in der Gruppe der Schraube.

Am dritten Messpunkt bei 150 N wurde eine Auslenkung von 2.50-7.30 mm in der Gruppe der Platte und von 3.00-7.70 mm in der Gruppe der Schraube beobachtet, wobei der Mittelwert in der Gruppe der Platte bei 4.60 (\pm 1.40) mm und in der Gruppe der Schraube bei 4.70 (\pm 1.20) mm lag.

Am oberen Messpunkt bei 200 N wurde eine Auslenkung von 0.41-8.40 mm in der Gruppe der Platte und von 4.40-9.50 mm in der Gruppe der Schraube erhoben, wobei sich der Mittelwert in der Gruppe der Platte bei 6.20 (\pm 1.40) mm und in Gruppe der Schraube bei 6.60 (\pm 1.50) mm befand.

Die folgende Tabelle (**Tab. 20**) zeigt die Werte der Auslenkung innerhalb des klinisch relevanten Bereiches:

Auslenkung im klinisch relevanten Bereich (mm)										
N	Material	Min	1.Qua	Median	Mean	3.Qua	Max	SD	n	n/a
50 N	Platte	0.70	1.40	1.60	1.70	2.20	3.10	0.67	20	0
	Schraube	1.00	1.30	1.80	1.90	2.60	3.40	0.72	20	0
100 N	Platte	1.60	2.10	3.00	3.00	3.70	4.90	1.00	20	0
	Schraube	2.20	2.60	3.30	3.30	3.80	5.00	0.86	19	1
150 N	Platte	2.50	3.70	4.80	4.60	5.40	7.30	1.40	19	1
	Schraube	3.00	4.00	4.40	4.70	5.40	7.70	1.20	18	2
200 N	Platte	4.10	5.10	6.50	6.20	7.10	8.40	1.40	16	4
	Schraube	4.40	5.70	6.20	6.60	7.50	9.50	1.50	12	8

Tab. 20: Auslenkung im klinisch relevanten Bereich: Die Auslenkung der Osteosynthesysteme/-materialien (Platte, Schraube) wurde im Bereich von 0-200 N an den definierten Belastungspunkten gemessen.

Die maximale (absolute) Belastung am Punkt des Material-/Systemversagens lag für die Gruppe der Platte zwischen 100 und 427 N und für die Gruppe der

Schraube zwischen 52 und 362 N, bei einem Mittelwert von 250 (\pm 68) N in der Gruppe der Platte und 200 (\pm 61) N in der Gruppe der Schraube.

Die maximale (absolute) Auslenkung wurde im Bereich zwischen 2.3-14 mm in der Gruppe der Platte und zwischen 2.7-11.0 mm in der Gruppe der Schraube festgestellt. Der Mittelwert lag bei 7.9 (\pm 2.7) mm in der Gruppe der Platte und bei 6.9 (\pm 2.2) mm in der Gruppe der Schraube.

Die folgende Tabelle (**Tab. 21**) zeigt die Werte der Materialbeurteilungsfaktoren (max. Belastung, max. Auslenkung, Stärke), die für die Beurteilung des mechanischen Verhaltens der Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) herangezogen wurden:

Materialbeurteilungsfaktoren									
Faktor	Material	Min	1.Qua	Median	Mean	3.Qua	Max	SD	n
Max. Belast. (N)	Platte	100	210	250	250	280	427	68	20
	Schraube	52.0	160	210	200	220	362	61	20
Max. Ausl. (mm)	Platte	2.30	6.80	7.60	7.90	9.00	14.0	2.70	20
	Schraube	2.70	5.40	7.20	6.90	8.30	11.0	2.20	20
Stärke³⁸ (N/m)	Platte	0.12	0.70	0.94	1.10	1.20	2.60	0.61	20
	Schraube	0.18	0.41	0.78	0.78	1.10	1.50	0.40	20

Tab. 21: Materialbeurteilungsfaktoren: Das mechanische Verhalten der beiden untersuchten Osteosynthesysteme (Platte, Schraube) wurde anhand der gemessenen Werte der Belastung, der Auslenkung und der Stärke beurteilt.

Der Faktor der Stärke der Materialien (Platte, Schraube) wurde als die integrierte Fläche unter dem Belastungs-Auslenkungs-Graphen unter Berücksichtigung sämtlicher Messpunkte berechnet. Dabei wurde die Stärke im Bereich von 0.12-2.60 N/m in der Gruppe der Platte und im Bereich von 0.18-1.50 N/m in der Gruppe der Schraube berechnet und lag im Mittel bei 1.10 (\pm 0.61) N/m in der Gruppe der Platte und bei 0.78 (\pm 0.40) N/m in der Gruppe der Schraube.

³⁸ Festigkeit, Steifigkeit

Die Fläche unter der Kraft- Auslenkungskurve jener Präparate mit dem höchsten Maß an Stärke (max. Stärke) beider Gruppen (Platte, Schraube) wurde in einem Diagramm dargestellt (**Abb. 35**). Diese Präparate waren gleichzeitig jene, mit dem höchsten Maß an Belastung (max. Belastung), mit einem Wert jenseits von 350 N sowohl in der Gruppe der Platte als auch in der Gruppe der Schraube.

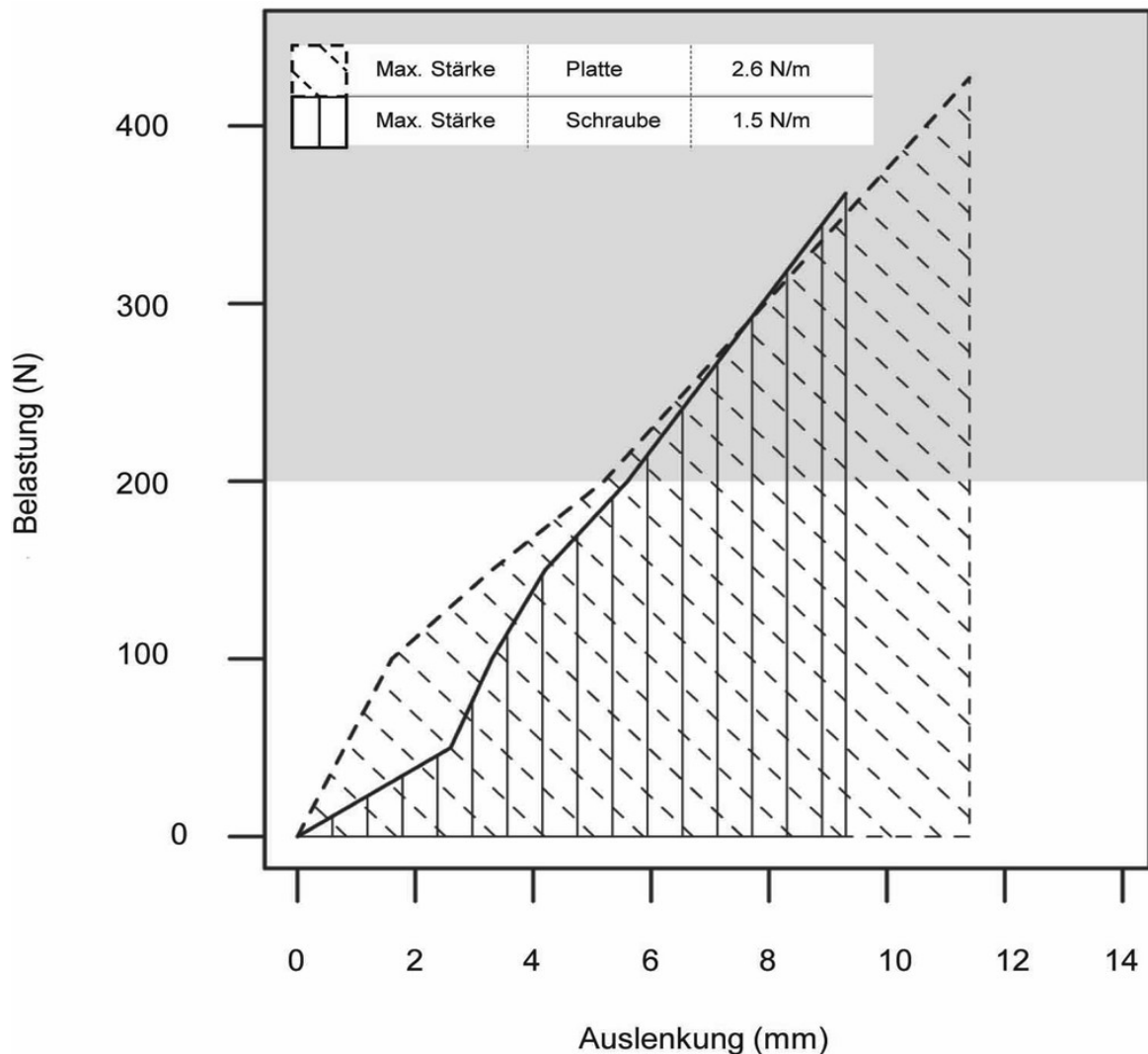


Abb. 35: Stärke, Festigkeit, Steifigkeit: Die Stärke ist die nach der Trapezoid-Regel (Trapezium-Regel) integrierte Fläche unter dem dargestellten Graphen unter Berücksichtigung der Messpunkte bei 50 N, 100 N, 150 N, 200 N, dem maximalen Belastungspunkt und dem maximalen Auslenkungspunkt. Das grau hinterlegte Feld stellt den Bereich jenseits der klinisch relevanten Belastungsgrenze über 200 N dar.

Die Morphologie der Präparate in Form der bikortikalen Breite und der Höhe (Länge) der Osteosyntheselinie im Kieferwinkel (**Tab. 22**) lag in der Gruppe der Platte zwischen 10.0 und 19.0 mm (Breite) und zwischen 18.0 und 29.0 mm (Höhe) sowie im Mittel bei 14.0 (± 3.0) mm (Breite) und 24.0 (± 2.9) mm (Höhe).

In der Gruppe der Schraube wurden Werte von 10.0-19.0 mm (Breite) und 17.0-31.0 mm (Höhe) sowie Mittelwerte von ebenfalls 14.0 (± 2.6) mm (Breite) und 24.0 mm (± 3.9) (Höhe) erhoben.

Präparatmorphologie									
	Material	Min	1.Qua	Median	Mean	3.Qua	Max	SD	n
Breite (mm)	Platte	10.0	12.0	14.0	14.0	16.0	19.0	3.0	20
	Schraube	10.0	11.0	14.0	14.0	15.0	19.0	2.6	20
Höhe (mm)	Platte	18.0	21.0	24.0	24.0	26.0	29.0	2.9	20
	Schraube	17.0	21.0	24.0	24.0	26.0	31.0	3.9	20

Tab. 22: Präparatmorphologie: Die Form und Ausdehnung des Kieferwinkels wurde Präparat abhängig anhand seiner Breite und Höhe beurteilt.

Die Präparat abhängige Länge der verwendeten Osteosyntheseschraube (**Tab. 23**), die zwischen 10 und 30 mm zur Verfügung stand, wurde im Bereich von 16.0 und 29.0 mm gewählt. Im Mittel kam eine Schraubenlänge von 23.0 (± 3.2) mm zum Einsatz. Die proximale und distale Gewindelängen (4-6 mm) sind konstruktionsbedingt von der Schraubenlänge abhängig und herstellerspezifisch vorgegeben. Sie sind aus diesem Grund nicht individualisierbar oder zusätzlich frei wählbar und wurden als konstanter Faktor in den analytischen Verfahren nicht weiter berücksichtigt.

Längen der <i>Herbert-Knochen-Schrauben</i>									
Länge	Min	1.Qua	Median	Mean	3.Qua	Max	SD	n	
Schraube (mm)	16.0	22.0	24.0	23.0	25.0	29.0	3.2	20	
Gewinde dist. (mm)	5.0	6.0	6.0	5.8	6.0	6.0	0.3	20	
Gewinde prox. (mm)	3.5	3.5	3.5	3.5	3.5	3.5	0.0	20	

Tab. 23: Schraubenlängen: Schraubenlängen der eingesetzten *Herbert-Knochen-Schrauben* in den verwendeten Versuchspräparaten.

Die makroskopische Beurteilung der Gewebeerletzung des N. alveolaris inferior und der Knochenkortikalis zeigte keinerlei ersichtliche Schäden am Nerv, jedoch eine kortikale Perforation an fünf Präparaten (25%) (**Tab. 24**). In der radiologischen Bildgebung (DVT), die an vier Präparaten durchgeführt wurde, konnten ebenfalls keine Gewebeerletzungen festgestellt werden. Die bildgebende Untersuchung zeigte eine regelrechte Lageposition der Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) in allen vier Fällen.

Gewebeschaden nach Schraubeninsertion		
Gewebeschaden	Ja	Nein
Nerv (n)	0	20
Kortikalis (n)	5	15

Tab. 24: Gewebeschaden nach Schraubeninsertion: Die Verletzung des N. alveolaris inferior und die Perforation der Knochenkortikalis durch die *Herbert-Knochen-Schraube* wurde anhand makroskopischer Beurteilung festgestellt.

Die statistischen Unterschiede des mechanischen Verhaltens zwischen den beiden Gruppen (Platte, Schraube) wurden anhand der gepaarten Messungen für den klinisch relevanten Bereich an den definierten Messpunkten (50, 100, 150, 200 N) und für die Materialbeurteilungsfaktoren (max. Belastung, max. Auslenkung, Stärke) nach entsprechender *Bonferroni-Korrektur* für sieben Tests ($p = 0.05 / 7 = 0.0072$) berechnet (**Abb. 36**). Innerhalb des klinisch relevanten Bereiches war der Unterschied der Auslenkung zwischen den beiden Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) an den definierten Messpunkten nicht signifikant (50 N $p=0.036$; 100 N $p=0.014$; 150 N $p=0.081$; 200 N $p=0.099$). Ebenfalls lässt sich kein signifikanter Unterschied bei der maximalen Auslenkung der beiden Materialien (Platte, Schraube) erkennen ($p=0.19$). Auch der Unterschied des Faktors der Stärke in den beiden Gruppen war nicht signifikant ($p=0.025$). Lediglich bei der maximalen Belastung gab es einen signifikanten Unterschied zu Gunsten der Osteosyntheseplatte ($p=0.0019$).

Die folgende Abbildung (**Abb. 36**) stellt die Unterschiede des mechanischen Verhaltens der beiden Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) in Form von Boxplotdiagrammen dar. Die Werte des Unterschiedes sind im entsprechenden Diagramm als p-Wert angegeben:

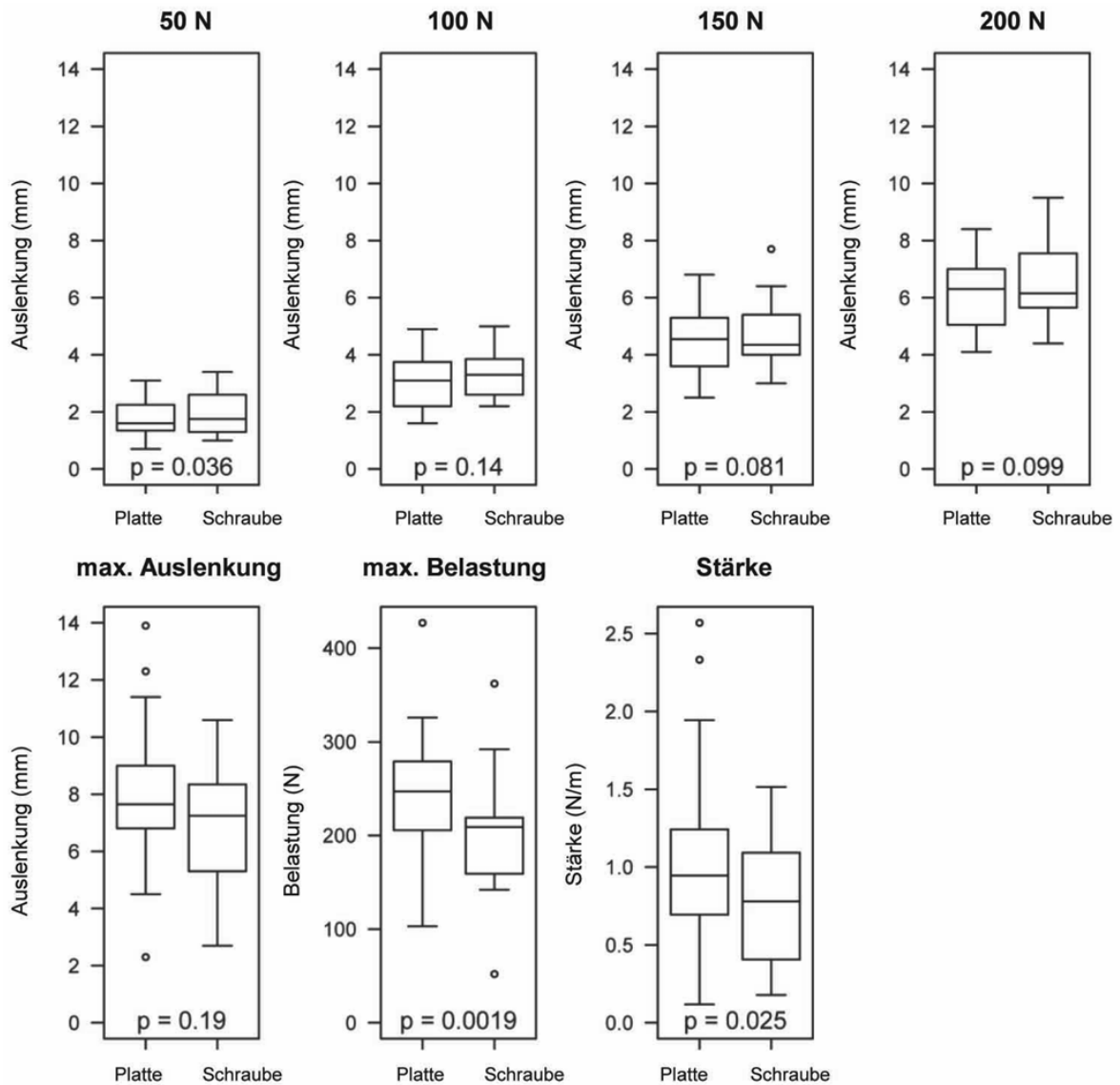


Abb. 36: Boxplots des mechanischen Verhaltens: Die Unterschiede der Auslenkung zwischen den Osteosynthesematerialien (Platte, Schraube) bei 50 N, 100 N, 150 N, 200 N, der maximalen Auslenkung, der maximalen Belastung und der Stärke wurden mit Hilfe des *Wilcoxon-Test* (*Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test*), nach entsprechender *Bonferroni-Korrektur* für sieben Tests ($p=0.05/7=0.0072$) für sämtliche gepaarten Werte berechnet.

Anhand der gemessenen Werte der Belastung und Auslenkung bei Material-/Systemversagen in den beiden Gruppen (Platte, Schraube) wurden materialbezogen zwei Regressionsgeraden konstruiert und die Lagebeziehung zwischen den einzelnen Präparaten und des gesamten Kollektivs sowie deren Medianwerte graphisch dargestellt. Dabei wurden sämtliche Belastungswerte und Auslenkungswerte aller Präparate berücksichtigt und in einem Diagramm zusammengefasst (**Abb. 37**).

Eine Regressionsgerade zeigt anhand der erhobenen Werte die Beziehung zwischen Belastung und Auslenkung der geprüften Präparate (im Rahmen eines linearen Modells). Auf diese Weise wird die Beziehung zwischen Belastung und Auslenkung in den beiden Gruppen (Platte, Schraube) deutlich dargestellt. Der Anstieg (Steigung) der gruppenspezifischen Geraden, der den Verlauf der Regressionslinien bestimmt, wurde auf Unterschied geprüft.

Zahlreiche Belastungswerte lagen um die klinisch relevante Grenze bei 200 N. Der Medianwert der maximalen Auslenkung und der maximalen Belastung in der Gruppe der Platte lag bei 7.6 mm bzw. bei 250 N. Der Medianwert der maximalen Auslenkung und der maximalen Belastung in der Gruppe der Schraube lag bei 7.2 mm bzw. bei 210 N. Der Unterschied der Steigung zwischen den beiden Regressionsgeraden war nicht signifikant mit einem Wert von $p=0.55$. Der Verlauf der beiden Regressionslinien zeigte sich als sehr ähnlich, so ließ sich im linearen Regressionsmodell (**Abb. 37**) ebenfalls kein signifikanter Unterschied in den beiden Gruppen (Platte, Schraube) feststellen.

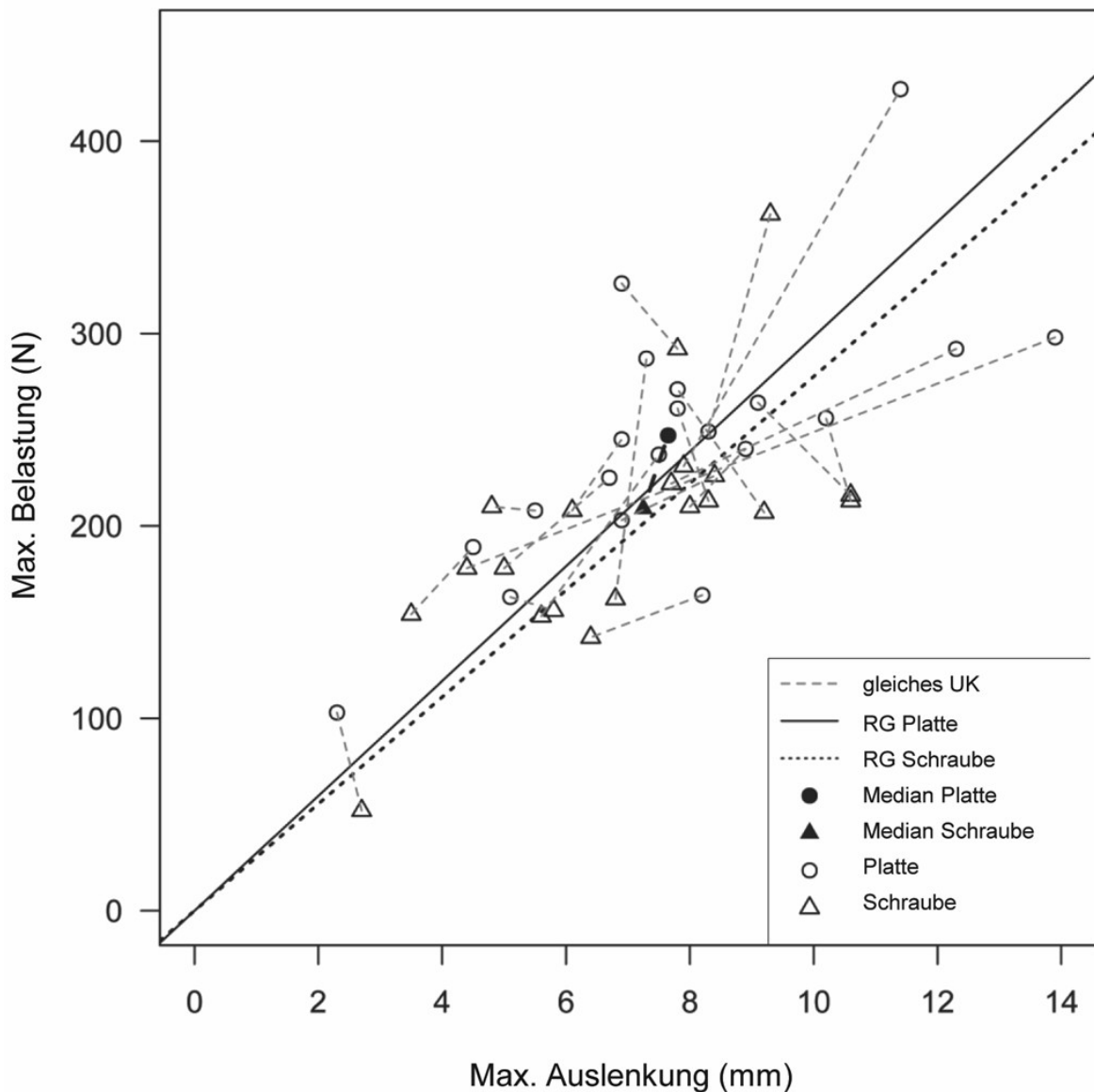


Abb. 37: Regressionsmodell: Die Beziehung zwischen Belastung und Auslenkung bei Material-/Systemversagen wird im linearen Modell für beide Gruppen (Platte, Schraube) dargestellt. Die jeweils gleichen Präparate (ungeteilte Unterkiefer) sind mit einer Linie verbunden und die gruppenspezifischen Medianwerte schwarz hinterlegt. Der Unterschied der Steigung der Regressionsgeraden wurde mit der Methode des Resamplings berechnet (Bootstramp of 2000 resamplings)

Die auf das mechanische Verhalten einflussnehmenden Variablen wurden auf Unterschied in Abhängigkeit der Materialbeurteilungsfaktoren (max. Belastung, max. Auslenkung, Stärke) geprüft (**Tab. 25**). Die Prüfung fand für das gesamte Kollektiv der Präparate statt.

Der Unterschied der auf das mechanische Verhalten²⁹ einflussnehmenden Variablen der Seite und der Schraubenlänge war in Abhängigkeit zu den Materialbeurteilungsfaktoren (max. Belastung, max. Auslenkung, Stärke) nach entsprechender *Bonferroni-Korrektur* für drei Tests ($p=0.05/3=0.017$) nicht signifikant. In gleicher Weise ergab der Einfluss des Materials (Platte, Schraube)

auf die maximale Auslenkung und Stärke keinen signifikanten Unterschied, ebenfalls nach Korrektur für drei Tests ($p=0.05/3=0.017$). Auch der Einfluss der Präparatmorphologie (Höhe, Breite) in Abhängigkeit zu den Materialbeurteilungsfaktoren (max. Belastung, max. Auslenkung, Stärke) war nach Korrektur für sechs Tests ($p=0.05/6=0.0084$) nicht signifikant. Ein signifikanter Wert ergab sich lediglich zwischen den Variablen des Materials und dem Faktor der maximalen Belastung ($p=0.0015$), korrigiert für drei Tests ($p=0.05/3=0.017$). Dieser Wert entsprach jenem des zuvor durchgeführten gepaarten *Wilcoxon-Tests*. Die beiden Werte sind demnach redundant.

Abhängige/beinflussende Variablen				
Variable	Max. Belast. (p)	Max. Ausl. (p)	Stärke ³⁹ (p)	n
Material (Platte, Schraube)	0.0015	0.1500	0.0520	20x2
Seite (links, rechts)	0.0930	0.2900	0.1400	20x2
Schraubenlänge	0.7300	0.3200	0.7300	20
Höhe	0.7900	0.3900	0.6900	40
Breite	0.3500	0.8600	0.5500	40

Tab. 25: Abhängige/beeinflussende Variablen: Der Einfluss des Osteosynthesystems/-Materials (Platte, Schraube), der Seite (rechts, links), der Präparatmorphologie (Breite, Höhe) und der verwendeten Schraubenlänge (*Herbert-Knochen-Schraube*) in Abhängigkeit zu den Materialbeurteilungsfaktoren (max. Belastung, max. Auslenkung, Stärke) und folglich zum mechanischen Verhalten wurde mit Hilfe analytischer Methoden (parametrischer Test, ANCOVA) auf Unterschied getestet. Die Analyse fand nach entsprechender *Bonferroni-Korrektur* beim Faktor Material, Seite und Schraubenlänge für drei Tests ($p=0.05/3=0.017$) sowie beim Faktor Höhe und Breite für sechs Tests ($p=0.05/6=0.0084$) statt.

³⁹ Festigkeit, Steifigkeit

7 Diskussion

7.1 Zeitliche Trends in der osteosynthetischen Behandlung von Frakturen des Kieferwinkels

Die Fraktur des Kieferwinkels stellt die häufigste Gesichtsschädelfraktur der modernen Gesellschaft dar (95). Derzeitiger Standard ist eine operative Behandlung. Diese osteosynthetische Behandlung resultiert in den höchsten post-operativen Komplikationsraten aller Unterkieferfrakturen.(136-139).

Folglich wurden über einen Zeitraum von nunmehr 40 Jahren verschiedenste Untersuchungen bezüglich der osteosynthetischen Therapie von Kiefer- und Kieferwinkelbrüchen durchgeführt (100) mit dem Ziel, ein einheitlich definiertes Behandlungskonzept zu finden, das die Vorteile der etablierten Osteosyntheseverfahren vereint. Neben den definierten und anerkannten Richtlinien der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen zur Knochenbruchversorgung, die im Allgemeinen eine starre, funktionsstabile Frakturfragmentsicherung anstrebt, führten die biomechanischen Untersuchungen von *Champy et al.* (41-43) und *Michelet et al.* (39,40) in der Behandlung von Kieferwinkelbrüchen zu grundlegend neuen und teilweise widersprüchlichen Erkenntnissen. So stehen heutzutage adaptive Osteosynthesysteme den starren Osteosynthesemethoden sowie die verschiedenen Plattentechniken (Ein-/Mehrplattentechnik) und deren zahlreiche Kombinationsverfahren einander gegenüber. In der Literatur werden diesbezüglich im Rahmen von unterschiedlichen Untersuchungen zufriedenstellende Ergebnisse von sowohl winkelstabilen als auch nicht-winkelstabilen osteosynthetischen Verfahren in dieser anatomischen Region beschrieben (27,30,31,53,54).

Eine nachweislich begründete Aussage über die Notwendigkeit und die Form einer starren Fixierung des Kieferwinkels zur Frakturbehandlung ist bislang nicht vorhanden, da eine klare Definition für den Begriff der starren osteosynthetischen Versorgung bzw. eine einheitliche Abgrenzung über den Grad der erforderlichen Starrheit, respektive notwendigen Stabilität zur idealen Knochenbruchheilung im Kieferwinkel fehlt (55,66,100). *Potter* und *Ellis et al.* stellten aus diesem Grund anhand ihrer gefundenen Ergebnisse schon vor längerer Zeit die Frage, wie viel

Instabilität zur erfolgreichen Frakturversorgung im Kieferwinkel denn gerade noch toleriert werden könne (83).

Bis dato bringen die zahlreichen in der Literatur vorhandenen Ergebnisse und die für den Kieferwinkel bereitstehenden Behandlungsverfahren sowie deren Kombinationen ein hohes Maß an Kontroversität mit sich. Folglich scheint es unter den zur Verfügung stehenden Behandlungsmethoden keinen einheitlichen Konsens zu geben (55,82).

Gründe für die fehlende Definition einer einheitlichen Versorgungstechnik oder eines einheitlichen operativen Zuganges bei Kiefer- und vor allem bei Kieferwinkelfrakturen stellt die in diesem Zusammenhang nicht ausreichend gesicherte Evidenz dar (55,100). Das fehlende Ausmaß und die nicht vorhandene Qualität der Evidenz ist begründet durch die vielseitigen Behandlungsmethoden, die Variabilität der Beurteilungskriterien, die nicht randomisierten Studien, die Schwierigkeit der einheitlichen Ergebnisbeurteilung der durchgeführten Untersuchungen, die fehlende Konklusion der vorhandenen Daten und nicht zuletzt durch die Beschaffenheit der anatomischen Region selbst, in der zahlreiche komplexe Belastungsmuster auf begrenztem Raum im Wechselspiel zueinander stehen.

Auf Grundlage dessen führt der Erfolg oder Misserfolg der einzelnen Osteosynthesemethoden oder der Versuch, eine gültige Empfehlung bezüglich der indizierten Osteosynthesysteme im Kieferwinkel zu finden, immer wieder auf schwer mess- oder fassbare individuumspezifische, biologische Faktoren, wie unbewusste Verhaltenssteuerungen, Ernährungsgewohnheiten oder unbekannte Immundefizite zurück (101). Demnach bleibt die Auswahl der zur Verfügung stehenden Versorgungsmöglichkeiten letzten Endes der Expertise der Behandler überlassen.

Obwohl sich die Therapieentscheidung (Art und Ausmaß der Therapie) bei der Fraktur des Kieferwinkels in erster Linie an den beschriebenen allgemein klinischen und individuell personenbezogenen Faktoren orientiert (55,66,100), zeigen sich Untersuchungen zufolge in den letzten Jahren - meist unter erfahrenen Chirurgen⁴⁰ - bestimmte Trends in Richtung der vermehrten Anwendung von stets kleiner und dünner werdenden Osteosynthesematerialien von geringer Profilstärke. Dabei geht dieser Trend in Richtung der Anwendung

⁴⁰ Operative Behandlung von mindestens zehn Kieferwinkelfrakturen pro Jahr

einer singulären, monokortikalen Miniplatte, die am oberen schrägen Rand des Kieferwinkels platziert wird (80,100,145). Diese Osteosynthesemethode weist einerseits eine einfache Durchführung auf und ist andererseits schneller zu erlernen, als im Vergleich die regelrechte Handhabung von entsprechend komplex konstruierten oder profilstarken Osteosynthesystemen (80,100). So favourisieren ungefähr 50% der in Europa und den USA tätigen Chirurgen, die in der vergangenen Zeit vorwiegend groß dimensionierte AO-Plattensysteme benutzten, heute monokortikale Miniplatten geringer Profilstärke (80). Verschiedene Behandler bevorzugen diese Art der monokortikalen Osteosynthese zur operativen Versorgung der Kieferwinkelfraktur, da sie neben einer einfachen und klinisch erfolgreichen Behandlungsmethode gleichzeitig auch in geringen post-operativen Komplikationsraten resultiert (79,146).

Gründe für das direkte Verhalten zwischen den niedrigen post-operativen Komplikationen und der geringen Dimension der Osteosynthesematerialien bzw. dem daraus resultierenden, verminderten Grad an Starrheit mögen ein kleiner operativer Zugang, ein geringes Maß an zu verbauendem Osteosynthesematerial und die allgemein kurze Operationszeit unter Anwendung geringer Materialprofilstärken sein, die folglich zu einer gering traumatischen Behandlung und schneller post-operativer Wundheilung führen (79).

7.2 Interpretation von biomechanischen Untersuchungen im Kieferwinkel und deren Übertragung in den klinischen Bereich

Biomechanische und computerbasierende In-vitro-Untersuchungen finden zur Analyse von unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren, neuartiger Methoden und zur Beurteilung verschiedener Materialien wiederholt Anwendung (102,108,112,136,149,159,160,204). Ein durchgeführter In-vitro-Vergleich soll die Übertragung der gefundenen Ergebnisse in den In vivo-Bereich sicherstellen, um folglich Aussagen für eine klinische Anwendung treffen zu können.

Grundlegend für einen derartigen biomechanischen Versuchsablauf sind die dabei verwendeten Testobjekte (Präparate) sowie deren Art und Herkunft. Während synthetisch hergestellte Präparate auf Grund ihrer einheitlichen Beschaffenheit ein hohes Maß an Standardisierung bieten (102,207-209) und durchaus in

unterschiedlichen Schichtungen zur Simulation von Knochenspongiosa und Kortikalis hergestellt werden, fehlt gleichzeitig die variierende Morphologie und die natürliche Herkunft der Gewebestruktur, wie sie physiologischerweise in vivo vorkommt. So bleibt das synthetische Modell ein einfach zugängliches und ubiquitär verfügbares Versuchsobjekt, auf dessen Basis unproblematisch hohe Fallzahlen für unterschiedliche Untersuchungsabläufe generiert werden können (108,136,210,211).

Nicht-vitale Kadaverpräparate von Tieren und vor allem von Menschen bieten bei entsprechender Vorbehandlung ebenfalls ein hohes Maß an Vergleichbarkeit und Objektivierung. Die dabei auftretende variierende Morphologie der Präparate spiegelt eine physiologische Spielart der Natur wider, wie sie auch in vivo allgegenwärtig ist. Die Reproduktion ist auf Grund der Knochenstruktur und dem Gewebeaufbau enorm hoch und den Verhältnissen in vivo ähnlich (89,111, 104,108,136,204,213). Nachteile ergeben sich auf Grund der lokalisationsabhängigen Limitation der Beschaffung und Lagerung, ganz besonders bei humanen Kadaverpräparaten oder auf Grund von ethischen und finanziellen Aspekten zur Versuchsdurchführung.

Obwohl bestimmte Autoren (93,94,102,104,105,111,129,148) die Verwendung von synthetischen Modellen für biomechanische Vergleichsuntersuchungen, meist wegen der einfachen Handhabung und Zugänglichkeit, befürworten und wiederholt dieselben Analysen zur Gültigkeitsunterstützung von synthetischen Präparaten zitiert werden (94,102,212), ist das synthetische Modell und die daraus abgeleiteten Werte stets nur eine Näherung an das humane Gewebe, das auf Grund seiner natürlichen Beschaffenheit und individuellen Gewebestruktur näher an den In vivo-Bereich herankommt als sämtliche Alternativen.

In biomechanischen Untersuchungen stellt grundsätzlich jener Punkt den wichtigsten Messpunkt im Versuchsablauf dar, an dem die permanente Deformierung eines in vitro getesteten Systems und folglich das permanente Material- bzw. Systemversagen eintritt (159). Unabhängig vom angewandten Osteosynthesematerial bieten winkelstabile Osteosynthesysteme in vitro initial höhere mechanische Stabilität und tolerieren höhere Belastungswerte als adaptive Systeme (148), wobei jedoch die initiale Stabilität und die Stabilität über den

Zeitverlauf gegen die einwirkenden Kräfte nicht gleichgesetzt werden dürfen (145,148).

So gelten unter Zusammenschau der vorliegenden Studien größtenteils die biplanare Plattentechnik zusammen mit der starren Rekonstruktionsplatte und der klassischen Zugschraube in vitro als die stärksten Vertreter mit den höchsten Stabilitätswerten gegenüber mechanischer Belastung in allen drei Raumrichtungen (102,159).

Diese in In-vitro-Studien und in biomechanischen Vergleichen gemessenen maximalen, absoluten Belastungswerte können im Einzelfall jedoch weit über den definierten relevanten Grenzbereichen⁴¹ liegen und deshalb nicht als alleiniges Qualitätsmerkmal der Materialprüfung und Ergebnisinterpretation herangezogen werden, ohne zusätzlich sowohl weitere klinisch relevante Parameter zu berücksichtigen als auch auf eine nachvollziehbare Übertragung, respektive Übertragung in den In vivo-Bereich zu achten.

Die post-operative Kaukraft ist auf Grund von zahlreichen interagierenden Faktoren bis zur sechsten Woche nach einer Operation reduziert und kann in dieser Zeit nicht mit der physiologischen Beißkraft des Gesunden verglichen werden (132,136,152). Die isolierte Erhebung und Interpretation der belastungsabhängigen maximalen Stabilitäts- und Widerstandswerte eines in vitro zu beurteilenden Osteosynthesematerials ist folglich für die klinische Wertigkeit nicht notwendig und nur in geringem Maße sinnvoll, da die absoluten, maximal hohen Belastungswerte auf den Heilungsverlauf des Knochens nur bedingt Einfluss nehmen. Die Materialien können konstruktionsbedingt (Profilstärke, Dimension etc.) jedoch zu zusätzlichem operativen Trauma und post-operativen Komplikationen führen (79,95,146).

Auf Basis dessen ist bei den in In-vitro-Untersuchungen geprüften Osteosynthesematerialien, die die Kräfte innerhalb des klinisch relevanten Belastungsbereiches tolerieren, von einer den funktionellen Parametern der post-operativ auftretenden Beißkräfte entsprechenden, ausreichenden Bruchfragmentsicherung auszugehen (102,145,159,168,169). Dieses Belastungsspektrum wird als klinisch relevant angesehen, gilt demnach als anerkannter Standard bei biomechanischen Vergleichen in der Materialtestung im

⁴¹ Vgl. Kapitel 2.3

Unterkiefer oder im Kieferwinkel und wird zur Übertragung in den In vivo-Bereich herangezogen (102,132,145).

Folglich soll das primäre Ziel jedes osteosynthetischen Fixierungssystems im Unterkiefer, unabhängig von der Konstruktion oder der Art des Materialdesigns, einerseits eine möglichst geringe traumatische und andererseits den post-operativ auftretenden Kaukräften entsprechende, ausreichende Bruchfragmentsicherung sein, um eine komplikationslose und gleichzeitig sichere Knochenbruchheilung zu gewährleisten.

So kann anhand der in der Literatur vorhandenen biomechanischen Untersuchungen und unter Berücksichtigung der zeitlichen Entwicklung ein aktuelles, sinnvolles Osteosynthesekonzept zur operativen Behandlung der isolierten Kieferwinkelfraktur des Erwachsenen mittleren Alters sowohl als dimensionsarm bei geringer Profilstärke als auch ausreichend starr, um gerade noch den post-operativ auftretenden Kräften entgegenzuwirken, beschrieben werden (55,79,95,146).

7.3 Limitationen und Grenzen

Biomechanische In-vitro-Untersuchungen unterliegen, wie auch die Designs von Studien anderer Art, bestimmten Limitationen. Diese Limitationen treten bei unstrukturiertem Versuchsablauf, undefinierten Versuchsparametern oder bei der Ausübung von unphysiologischen Belastungsmustern vermehrt in den Vordergrund und können zu nicht vergleichbaren Ergebnissen, falscher Interpretation und vor allem zu einer fehlerhaften Übertragung der gefundenen Daten in den klinischen Bereich führen.

Eine Limitation biomechanischer Untersuchungen im Kieferwinkel stellt - wie auch in dieser Studie - die aus Gründen der Nachvollziehbarkeit und Objektivität durchgeführte Osteotomie dar, die in glatten Frakturen resultiert und die in der Regel mit konventionellen Sägen durchgeführt wird. So wurde auch in dieser Studie eine standardisierte Frakturlinienkonstruktion gewählt, um einerseits ähnliche Frakturen an unterschiedlichen Präparaten zu ermöglichen und andererseits die Frakturlinien sowohl an bezahnten als auch an unbezahnten Unterkieferpräparaten in gleicher Weise reproduzieren zu können. Das Sägeblatt

wurde in dieser Untersuchung aus Gründen der Handhabung mit den angegebenen Maßen verwendet und hat konstruktionsbedingt eine bestimmte Breite. Bei der Verwendung eines derartigen Sägeblattes entstehen jedoch entsprechend dimensionierte Osteotomiebreiten, die die Reposition der Bruchfragmente sowie deren Passgenauigkeit erschweren und kaum eine Knochen getragene Abstützung nach erfolgter Osteosynthese zulassen.

Bei derartig glatten Frakturenenden wird der Großteil der auftretenden Kräfte im biomechanischen Versuch primär vom Osteosynthesematerial selbst getragen, da eine zusätzliche Knochenunterstützung meist nur in sehr geringem Maße vorhanden ist und die Belastung direkt auf das zu prüfende Material wirkt.

Dabei beschreiben *Fisher et al.* die Annahme, dass sich die in biomechanischen Untersuchungen gemessenen absoluten (maximalen) Belastungswerte bis zum Materialversagen bei glattem Frakturlinienverlauf in tiefer liegenden Bereichen befinden, als die tatsächlich in vivo auftretenden Belastungsmuster (213).

Begründet wird diese Annahme dadurch, dass natürlich auftretende Frakturen in der Regel einem gezackten Frakturverlauf folgen und nicht in glatten, gerade zueinander stehenden Bruchfragmenten enden. Nach entsprechender Reposition stützt ein gezackter Frakturverlauf durch die Interaktion (das Ineinandergreifen) der Knochenfragmente die Schwachstelle im Knochen gegen auftretende Abweichungen und sorgt so, zusammen mit der vorhandenen Weichteilunterstützung, für zusätzliche Stabilisierung. So werden die auftretenden Belastungen sowohl vom Osteosynthesematerial selbst als auch vom reponierten Knochen und den Weichteilen getragen (167).

Fisher et al. beschreiben dies als möglichen Lösungsansatz für die Diskrepanz des klinischen Erfolges der singulären Miniplattentechnik nach *Champy et al.* (45,46) einerseits und der teilweise gefundenen enorm geringen In-vitro-Widerstandsfähigkeit gegen Belastung (weit vor dem klinisch relevanten Bereich) dieser Osteosynthesemethode andererseits (82,104,105,213).

Auch *Haug et al.* sowie andere Autoren zeigen eine in vitro gefundene Diskrepanz zwischen dem Versagen von zahlreichen etablierten Osteosynthesematerialien im Kieferwinkel bei lateraler Bruchfragmentverschiebung weit vor dem klinisch relevanten Grenzbereich einerseits und dem gleichzeitig klinisch dokumentierten Erfolg derselben Osteosynthesematerialien andererseits (102,104,105,166).

Grundsätzlich kann die Annahme von *Fisher et al.* nicht als Argument für sämtliches Materialversagen bei niedrigen Belastungen in biomechanischen Vergleichstests dienen, auch ist die Interpretation der von *Fisher et al.* beschriebenen Aussagen (213) schwierig, da ein adäquater Zahlenwert, respektive Faktor der Belastungsminderung für den In-vitro-Bereich fehlt. Der Ansatz ist jedoch bei der Übertragung von den in vitro erhobenen Daten in den klinischen In vivo-Bereich zu berücksichtigen.

Eine weitere Limitation biomechanischer Untersuchungen stellen die durchgeführten Belastungsmuster selbst dar, die eine möglichst realitätsnahe, respektive physiologischerweise häufig auftretende Belastungssituation simulieren und somit das Osteosynthesematerial in den bekannten Grenzbereichen prüfen sollen. Speziell im Kieferwinkel ist die In-vitro-Simulation dieser Belastungssituation schwierig, da in vivo zahlreiche Kräfte auf begrenztem Raum wirken, die Krafrichtung teils synergent und teils divergent verläuft und der Knochen eine dünne Kortikalis aufweist (10,11,82,167).

Im Unterkiefer werden die zu prüfenden Präparate häufig - wie auch in dieser Untersuchung - im ipsilateralen Molarenbereich belastet, da die dabei auftretende Kraft einem in dieser Region physiologischen okklusalen Belastungsspektrum entspricht. In dieser Untersuchung wurde der Belastungspunkt im ipsilateralen Molarenbereich gewählt, weitere Belastungspunkte im Incisalbereich oder im kontralateralen Molarenbereich wurden hingegen nicht berücksichtigt.

Bislang ist in der Literatur keine biomechanische Studie des Kieferwinkels vertreten, die Osteosynthesematerialien an Frakturen willkürlichen Ursprungs beurteilt. Ebenfalls ist keine Untersuchung vorhanden, die die physiologische Weichteilunterstützung, das komplexe Zusammenspiel von Weich- und Hartgewebe oder die vorhandene Muskelzugkraft des M. masseter und des M. pterygoideus bei Frakturen in dieser Region beachtet. Auf Grund von Versuchsstand- oder Belastungsaufbau werden stets nur bestimmte Teilaspekte oder Ausschnitte der vielseitigen möglichen Belastungsmuster fokussiert (82,102). Zusätzlich können nicht nachvollziehbare Definitionen in Bezug auf die Endpunkte der Materialprüfung oder unklare Bedingungen, unter denen der

Untersuchungsablauf durchgeführt wurde, die Reproduktion der gefundenen Ergebnisse in den einzelnen Untersuchungen erschweren.

7.4 Wertigkeit biomechanischer Untersuchungen im Kieferwinkel

Seit 1983 lassen sich in der Literatur, abgesehen von den vorhandenen Review Artikeln, ungefähr 38 Arbeiten verschiedener Autoren finden, die bestimmte osteosynthetische Fixierungsmethoden im Kieferwinkel auf biomechanischer oder computerunterstützter Basis wiederholt untersuchen und die unterschiedlichen, etablierten Osteosynthesetechniken miteinander vergleichen (82). Unter Zusammenschau dieser biomechanischen oder computerbasierenden In-vitro-Untersuchungen, die im Unterkiefer auf Grund von moderner und objektiv nachvollziehbarer Methoden stark an Beliebtheit erfahren, lassen sich bestimmte Vorteile gegenüber anderen Studiendesigns erkennen (93,94,102,104,105,111,129,148).

Heutzutage ist sowohl die Qualität der durchgeführten biomechanischen und computerbasierenden Tests hoch als auch eine problemlose prospektive, randomisierte und kontrollierte Untersuchungsdurchführung mit variablen Fallzahlen möglich. Die mechanischen Tests sind - wie auch Untersuchungen anderer Art - mit bestimmten Limitationen in Bezug auf die verwendeten Substrate oder den Versuchsablauf verbunden. Gleichzeitig sind sie jedoch bei korrekter Durchführung und richtiger Interpretation der Ergebnisse eine sichere, risikoarme und verlässliche Methode zur Prüfung unterschiedlicher Materialien oder neuartiger Systeme. Auf diese Weise kann ein hoher Grad an Standardisierung im Rahmen eines nachvollziehbaren Untersuchungsablaufes unter Ausschluss des Zufalls und somit ein hohes Maß an objektiver Vergleichbarkeit erzielt werden.

Infolgedessen sind biomechanische Untersuchungen im Unterkiefer und im Kieferwinkel heute Standard und deren Durchführung sinnvoll (108,112, 149,159,160,204). Zahlreiche etablierte, in vivo verwendete Osteosynthesysteme werden daher in mechanischen In-vitro-Untersuchungen wiederholt beurteilt oder anhand von anderen Osteosynthesemethoden vergleichend evaluiert. Dies wird auch in der Literatur in Form der zahlreich vorhandenen, anerkannten Arbeiten dementsprechend gezeigt (102, 108,112,136,149-160,204).

7.5 Interpretation und Beurteilung der Herbert-Knochen-Schraube im Kieferwinkel

In der beschriebenen biomechanischen Untersuchung wurde die *Herbert-Knochen-Schraube*, die bislang noch keinerlei Anwendung im Kieferwinkel findet, mit einer winkelstabilen, miniaturisierten Osteosyntheseplatte verglichen, die ein etabliertes und anerkanntes Osteosynthesesystem in dieser Region repräsentiert. Die verwendete Osteosyntheseplatte wurde für die Vergleichsuntersuchung in Bezug auf die Schraubenanzahl und Profilstärke aus zwei Gründen ausgewählt.

1) Laut *Haug et al.* scheint die Anzahl von zwei bis drei gesetzten Schrauben je Fraktursegment zur Plattenfixierung und Belastungssicherung gegen vertikale Deformierung optimal zu sein (167). **2)** Weiters scheint *in vitro* die Plattendicke, die Plattengröße oder die Art der Materialkombination die Widerstandsfähigkeit bei isolierter vertikaler Belastung nicht wesentlich zu beeinflussen (145). Die Verwendung von mehr als sechs Schrauben zur Plattenfixierung führt im Kieferwinkel zu zunehmender Instabilität. Begründet wird dies dadurch, dass längere Platten schwieriger an den Knochenverlauf anzubringen sind, folglich ein Passungsfehler entsteht und somit ungewollte pathologische Kraffteinwirkung resultiert, die für Destabilisierung sorgt (93,167). Im Kieferwinkel ist die Anwendung von 4- bis 6-Loch-Platten sinnvoll, da die gefundenen Stabilitätswerte dieser Plattenlängen annähernd dieselben sind (93,167). Folglich stellt die verwendete Osteosyntheseplatte ein adäquates Vergleichsmaterial in der beschriebenen Untersuchung dar.

Der Beurteilung der beiden Osteosynthesematerialien fand anhand der definierten Kriterien statt. Diese Beurteilungskriterien stellen nicht nur in diesem biomechanischen Versuch objektive und erfassbare Messgrößen dar, sondern sind auch etablierte Vergleichswerte in anderen *In-vitro*-Untersuchungen zur Materialbeurteilung (93,94,102,104,105,111,129,148).

Die verwendeten Präparate wurden im mechanischen Versuch einer ipsilateralen, vertikalen Belastung ausgesetzt, die einer okklusalen Kraffteinwirkung im Molarenbereich entspricht. Ipsilaterale Belastungen im Molaren- oder Incisalbereich simulieren Distraktionskräfte im oberen Kieferwinkelbereich, wie sie in dieser Region alltäglich auftreten. Kontralaterale Belastungen sind vor allem zur Simulation von Torsions- oder Rotationskräften gedacht, die jedoch in dieser

Region des Unterkiefers auf Grund des Verlaufes der Trajektionslinien in geringem Maße vorkommen (131) und auf physiologischer Basis durch die vorhandene Weichgewebeunterstützung weiter reduziert werden (167).

Sowohl die Applikation der Osteosyntheseplatte als auch die Insertion der *Herbert-Knochen-Schraube* erfolgte in dieser Untersuchung im oberen Kieferwinkelbereich, in jenem Bereich, der bei okklusaler Belastung im Incisal- oder vorderen Molarenbereich einer Distraktionskraft unterliegt (12). Im Gegensatz zu anderen Osteosynthesystemen, die Mehr-Plattentechniken und osteosynthetischen Kombinationstechniken folgen, oder die konstruktionsbedingt profilstark und entsprechend starr sind, unterstützt die gleichzeitig auf den basalen, kaudalen Kieferbereich wirkende Kompressionskraft die Bruchfragmentstabilisierung zusätzlich (45). Folglich wirkt durch diese unterstützende kaudale Kompression nur ein Teil der aufgetragenen vertikalen Belastung auf das eingebrachte Osteosynthesematerial (12,45). Das Ausmaß dieser unterstützenden Kompression ist jedoch nicht konstant, sondern variiert in Abhängigkeit von der Lokalisation des Belastungspunktes (82,167,213).

Die Zunahme der kaudalen Kompressionskraft verhält sich direkt proportional zur Entfernung des Belastungspunktes vom Frakturspalt. Daher ist die derartige Osteosynthesysteme unterstützende Kompressionskraft umso geringer, je näher sich der Belastungspunkt an der Fraktur befindet. Folglich führt ein okklusaler Belastungspunkt in unmittelbarer Nähe zum Bruchspalt einerseits zu einer ausbleibenden Kompression im kaudalen, basalen Kieferbereich und andererseits zusätzlich zu einer kaudalen Bruchfragmentverschiebung, die bei ausreichender Kraftwirkung in einer Distraktionsbelastung im unteren Kieferrand resultiert (11,91,103-105,147,148).

In dieser Untersuchung wurde der Belastungspunkt am Präparat aus mehreren Gründen im ipsilateralen Molarenbereich definiert. **1)** Die Verwendung von geteilten Unterkieferpräparaten (Hemimandibulae), die aus Gründen der Vergleichbarkeit derart gewählt wurden, lassen keine kontralaterale Belastung zu. **2)** Die klinisch relevante Belastungsgrenze im Molarenbereich liegt definitionsgemäß höher als im Incisalbereich. Daher erfolgt die Materialtestung über eine länger andauernde Belastungsphase und bietet folglich mehr Messpunkte und Messwerte zur Materialbeurteilung. **3)** Vertikale Belastungen im ipsilateralen Molarenbereich unterliegen geringerer unterstützender

Kompressionskräfte im kaudalen, basalen Bereich als im Incisalbereich (11,91,103-105,147,148). Aus diesem Grund kommt es am Ort der Fraktur im oberen Bereich des Kieferwinkels einerseits zu einer Distraction und andererseits zu einer kaudalen Bruchfragmentverschiebung, gegen die das eingebrachte Osteosynthesematerial kombiniert Widerstand leisten muss. Infolgedessen resultiert bei einer anliegenden Kraft im Molarenbereich ein komplexeres Belastungsmuster als bei einer Kraffteinwirkung im Incisalbereich. Eine okklusale Belastung im Molarenbereich liefert somit eine verlässliche Aussage über das mechanische Verhalten des Osteosynthesematerials im Kieferwinkel.

Die Beurteilung des Osteosynthesematerials erfolgte in dieser Untersuchung anhand mehrerer Faktoren sowohl innerhalb als auch außerhalb des klinisch relevanten Bereiches. Die Materialbeurteilung im biomechanischen Versuch wurde mit Hilfe der gemessenen Belastung und der Auslenkung bis zum Material-/Systemversagen sowie aus der daraus berechneten Stärke in Form des definierten mechanischen Verhaltens durchgeführt. So wurden in dieser Untersuchung gleichzeitig mehrere biomechanisch relevante Faktoren zur Prüfung der Osteosynthesematerialien herangezogen.

Bei sämtlichen getesteten Präparaten konnten die Osteosynthesematerialien, der Osteosynthesetechnik entsprechend, regelrecht appliziert werden. Dabei konnte die *Herbert-Knochen-Schraube* mit geringerem Material- und Zeitaufwand in den Knochen eingebracht werden, als die im Vergleich verwendete Osteosyntheseplatte.

Im biomechanischen Versuch gab es nur einen einzigen Material oder Präparat bedingten Ausfall bis zur mittleren klinischen Belastungsgrenze. Auch im Bereich darüber war die Anzahl der versagenden Präparate gering. Erst im Belastungsbereich nahe der oberen klinisch relevanten Grenze waren vermehrt Ausfälle in der Gruppe der Schraube zu beobachten. Die Ausfälle im Belastungsbereich nahe der klinisch relevanten Grenze entsprachen auch etwa den Ergebnissen, die *Haug et al.* in einer groß angelegten Untersuchung zur Beurteilung zahlreicher Osteosynthesemethoden im Kieferwinkel an synthetischen Polyurethanmodellen beschrieben (102). Laut *Haug et al.* entsprachen dabei sämtliche Osteosynthesematerialien den gültigen funktionell mechanischen Anforderungen bei Belastung im Incisalbereich, nicht jedoch im Molarenbereich (102). Dies korreliert auch mit den Ergebnissen anderer Autoren (104,105,166).

In den meisten Fällen, in denen Ausfälle in der Gruppe der Schraube nahe des oberen klinisch relevanten Grenzbereiches festgestellt wurden, wurden ebenfalls Ausfälle in der Gruppe der Platte beobachtet. Die gepaarten Ausfälle werden auf die allgemeine Beschaffenheit dieser Präparate, respektive auf die Präparatschwäche durch etwa grazile Knochenstruktur oder geringe Kortikalisdicke zurückgeführt.

In dieser Untersuchung erreichten Frakturen, die mit Osteosyntheseplatten fixiert worden waren, die höchsten Auslenkungen und Belastungen. Folglich zeigten die Präparate der Plattengruppe höhere Auslenkungs- und Belastungswerte im maximalen Grenzbereich am Punkt des Material-/Systemversagens als die Präparate der Schraubengruppe. Der maximale Belastungsbereich lag bei einem Großteil der getesteten Präparate sowohl in der Gruppe der Platte als auch in der Gruppe der Schraube über der klinisch relevanten Grenze und ein noch größerer Teil innerhalb dieses oberen Grenzbereiches. So befanden sich nicht nur die maximalen, sondern auch die mittleren Belastungswerte beider Gruppen nicht unterhalb der klinisch relevanten Belastungsgrenze. Aus diesem Grund kann die Nullhypothese der Untersuchung bestätigt werden.

Die mittleren und maximalen Auslenkungswerte befanden sich ebenfalls weit unterhalb der in der Literatur beschriebenen Auslenkungsgrenze, die materialbedingt als nicht akzeptierbare Bruchfragmentverschiebung - auch vor Eintritt einer permanenten Deformierung des Osteosynthesematerials - gilt (102).

Das material-/systembedingte Fehlverhalten beider Osteosynthesematerialien lag in dieser Untersuchung innerhalb des gefundenen maximalen Belastungsbereiches von zahlreichen anderen geprüften Osteosynthesesystemen im Kieferwinkel (102,104,105,166). Ebenso waren die mittleren Belastungs- und Auslenkungswerte sowie die Werte der Stärke in der Gruppe der Platte ähnlich den gefundenen Ergebnissen in anderen, aus jüngerer Zeit stammenden biomechanischen Untersuchungen, in denen Miniplatten vom Locking-Typ im Kieferwinkel geprüft wurden (93,94,102). Daher können die Ergebnisse dieser Untersuchung mit jenen anderer, ähnlicher Studien, verglichen werden (93,94,102,104,105).

Der Unterschied des mechanischen Verhaltens zwischen den beiden Gruppen war für die gemessene Auslenkung und die berechnete Stärke sowohl innerhalb als auch außerhalb des klinisch relevanten Bereiches in keinem Fall signifikant.

Lediglich der Unterschied der absoluten (maximalen) Belastung zwischen Platte und Schraube wurde als signifikant angegeben und ebenfalls in der Prüfung der abhängigen Variablen des Osteosynthesematerials durch den redundanten Wert des *Wilcoxon-Tests* bestätigt. Dies spricht für die maximalen Belastungswerte der Osteosyntheseplatte, die bei Material-/Systemversagen deutlich höher waren als die der Schraube. So verhalten sich zwar die gepaarten Werte der Auslenkung an den definierten Belastungspunkten (Messpunkten) innerhalb des klinisch relevanten Bereiches, die maximale Auslenkung und die Stärke ähnlich, jedoch unterscheidet sich die Platte in der maximalen Belastungskapazität von der Schraube. Aus diesem Grund kann die erste Hypothese der Untersuchung nur teilweise bestätigt werden, da das mechanische Verhalten als Zusammenschau bestehend aus Belastung, Auslenkung und Stärke sowohl innerhalb als auch außerhalb des klinisch relevanten Bereiches definiert wurde.

Unter Berücksichtigung sämtlicher Belastungs- und Auslenkungswerte konnte im Regressionsmodell ebenfalls kein signifikanter Unterschied der gruppenspezifischen Regressionsgeraden gezeigt werden. Die Beziehung zwischen Belastung und Auslenkung im linearen Modell war zwischen den beiden Gruppen nicht signifikant unterschiedlich.

Das definierte mechanische Verhalten wurde weiters weder von der Schraubenlänge, der Präparatmorphologie noch von der Seitenzuordnung beeinflusst. In diesem Zusammenhang konnte keine Abhängigkeit des mechanischen Verhaltens zu den beschriebenen Variablen festgestellt werden. Daher können auch die folgenden/restlichen Hypothesen der Untersuchung bestätigt werden und eine Abhängigkeit des mechanischen Verhaltens der Osteosynthesematerialien in Bezug auf die verwendete Schraubenlänge, die Höhe und Breite des Kieferwinkels sowie auf die jeweils ausgewählte Seite ausgeschlossen werden.

Die Schraubenlänge war in dieser Untersuchung im Mittel geringfügig kürzer als die im kaudalen Kieferwinkelbereich verwendeten *Herbert-Knochen-Schrauben* von *Feichtinger et al.*, die als bislang einzige Studie diese Osteosyntheschraube im Kieferwinkel untersuchte (197). Belastungs- oder Auslenkungswerte der Osteosynthesematerialien wurden in der Untersuchung von *Feichtinger et al.* nicht beschrieben, da sich die Studie mit der computergestützten Planung und navigierten Insertion der Schrauben beschäftigte. Zusätzlich beurteilten die

Autoren die Lage der *Herbert-Knochen-Schraube* zum Nervenverlauf (N. alveolaris inferior) mit Hilfe bildgebender Darstellung. Dabei konnten keinerlei Schäden des Nerves festgestellt werden, jedoch in einigen Fällen die kortikale Perforation durch die Schraube (197).

Ähnliche Ergebnisse wurden auch in dieser Untersuchung beobachtet. An keinem der Präparate wurde ein Schaden am Nervengewebe festgestellt, aber in einem Viertel der Fälle eine kortikale Perforation durch die Schraube. Die Beurteilung des Gewebeschadens fand in dieser Untersuchung allerdings - mit Ausnahme der Fälle, die radiologisch dreidimensional rekonstruiert wurden - makroskopisch ohne bildgebende Hilfsmittel oder gemessene Werte statt und ist deswegen in der Aussagekraft mit bestimmter Vorsicht zu interpretieren. In sämtlichen Fällen, die mit Hilfe der dreidimensionalen Bildgebung dargestellt wurden, zeigte sich einerseits eine regelrechte Lageposition der beiden Osteosynthesematerialien und andererseits ein Fehlen von jeglicher Interaktion zwischen dem knöchernen Nervenkanal⁴² des N. alveolaris inferior und der eingebrachten Osteosyntheseschraube. Weiters wurde in den bildgebenden Darstellungen der Präparate, in die Osteosyntheseschrauben eingebracht wurden, ebenfalls eine regelrechte Bruchspaltkompression festgestellt.

Feichtinger et al. verwendeten sowohl im Vergleich zu dieser Studie als auch im Vergleich zur klassischen Zugschraubenosteosynthese Schrauben mit größerem Durchmesser (197). Sowohl der Schraubendurchmesser des Schraubenschaftes als auch die Schraubenlänge dieser Untersuchung lagen auf Grund der Invasivität unter jenem der klassischen AO-Zugschraube, die standardmäßig im Kieferwinkel verwendet wird (30,69,125). Dennoch waren die maximalen Belastungswerte dieser Untersuchung vergleichbar mit jenen der in der Dimension und im Profil stärkeren AO-Zugschraube. Lediglich der Auslenkungsbereich wurde bei der klassischen Schraubenosteosynthese mit Minimalwerten angegeben und somit als geringer beschrieben als die gemessenen Werte in dieser Studie (129,165). Gründe hierfür mögen neben den Profilstärken des Osteosynthesystems die Präparatbeschaffenheit oder die Art der Präparatbelastung sein.

Vorteile der *Herbert-Knochen-Schraube* im Vergleich zur klassischen Schraubenosteosynthese oder anderen Osteosynthesemethoden ergeben sich einerseits durch eine vollständige Versenkbarkeit des Materials im Knochen, die

⁴² Entsprechend der Anatomie einer knöchernen Rinne

eine metallische Prominenz durch freiliegendes Osteosynthesematerial über dem Kortikalisniveau verhindert, und andererseits durch das weitgehende Fehlen von Scher- oder Kompressionskräften an der Knochenoberfläche auf Grund des kopflosen Designs.

Auf Grund der Abwesenheit des Schraubenkopfes ist ebenfalls kein zusätzlicher Platzbedarf bei der Festlegung des Schraubenkanals durch eine vorausgehende Bohrung zu schaffen und somit ein Erhalt der kortikalen Knochenstruktur in diesem Bereich möglich. Das Vorhandensein von ausreichend Knochenkortikalis ist für eine regelrechte und stabile Schraubenlagerung notwendig (69). Infolgedessen kann der Eintrittspunkt des Schraubenkanals näher an der Fraktur gewählt werden als bei der klassischen Zugschraubenosteosynthese und die tatsächliche Gesamtlänge der Schraube verkürzt werden. Eine kürzere Schraube entspricht einem gering dimensionierten Osteosynthesystem und entspricht gleichzeitig dem zeitlichen Trend in der Behandlung von Frakturen des Kieferwinkels (80).

Obwohl der Belastungspunkt in dieser Studie lediglich im Molarenbereich lokalisiert war, der repräsentative Werte in Bezug auf das mechanische Verhalten von Osteosynthesematerialien im Kieferwinkel liefert, kann ebenso von einer erfolgreichen Belastung innerhalb des klinisch relevanten Bereiches im Incisalbereich ausgegangen werden, da das Belastungsmuster dabei ähnlich ist, die Belastungsgrenze jedoch nur halb so hoch liegt.

Unter Berücksichtigung der von *Haug et al.* und anderen Autoren gefundenen, nicht zufriedenstellenden Ergebnisse in Bezug auf Torsions- und Rotationsbelastungen (102,104,105,166) ist bei der Anwendung der *Herbert-Knochen-Schraube* ebenfalls von ähnlichen Belastungswerten weit unterhalb der klinisch relevanten Grenze auszugehen. Gründe dafür stellen die durchgeführte Technik der Schraubenosteosynthese dar, die ähnlich der Art anderer Osteosynthesysteme einer Insertion am oberen Rand des Kieferwinkels folgt. Daher wirkt ein Großteil der osteosynthetischen Knochenbruchstabilisierung in dieser physiologischerweise Distraktionskräften ausgesetzten oberen Region. Gleichzeitig ist das Osteosynthesematerial auf eine physiologische Weichteilunterstützung und okklusionsabhängige Belastung angewiesen, die eine seitliche Bruchfragmentverschiebung verhindern und eine kaudale, basale Kompression zur regelrechten Frakturfragmentsicherung erzeugen.

Zusammenfassend zeigt diese biomechanische In-vitro-Studie, dass das mechanische Verhalten der *Herbert-Knochen-Schraube*, entsprechend den Beurteilungskriterien und bestätigten Hypothesen - abgesehen von der absoluten, maximalen materialbedingten Belastungsgrenze - jenseits des klinisch relevanten Bereiches ähnlich dem der konventionellen, miniaturisierten 4-Loch-Miniplatte vom Locking-Typ ist.

Weiters beschreiben *Murray et al.* und *Toby et al.* anhand von biomechanischen Vergleichen, bei denen mechanische Kräfte auf unterschiedliche Osteosyntheseschrauben ausgeübt wurden, dass die *Herbert-Knochen-Schraube* unter Biegekräften und zyklischen Belastungen keinen Materialbrüchen, sondern lediglich einer Schraubenlockerung unterliegt, wobei sich bei der Verwendung von kanülierten Schrauben eine Reduktion dieser Lockerung zeigt (182,187).

Folglich kann von einem günstigen mechanischen Verhalten der *Herbert-Knochen-Schraube* unter okklusaler Belastung im Kieferwinkel ausgegangen werden.

7.6 Klinische Implikation und praktischer Ausblick

Im Allgemeinen gilt die Osteosyntheseschraube im klinischen Bereich als die einfachste Technik der erfolgreichen, starren Bruchfragmentfixierung im Kieferwinkel mit Induktion von primärer Knochenheilung und niedrigen Raten an post-operativen Komplikationen (30,69). Der Einsatz einer solitären Zugschraube gilt bei genauer Betrachtung nicht als gänzlich winkelstabile Frakturversorgung, da eine mögliche Bewegung um eine bestehende Rotationsachse nicht ausgeschlossen werden kann. In anatomischen Regionen, die vermehrt Rotations- und Torsionsbelastungen ausgesetzt sind, wie etwa der Symphysen- oder Parasymphysenbereich des Unterkiefers, ist deshalb das Einbringen einer zweiten Schraube notwendig, um den Bruchspalt winkelstabil zu versorgen (67,69,70-72). Bei der isolierten Fraktur des Kieferwinkels ist eine solitäre Osteosyntheseschraube jedoch ausreichend (80,101,102), da in dieser Region Rotationskräfte im Gegensatz zu vertikalen Belastungen von nachrangiger Bedeutung sind, Torsionskräfte lediglich in geringem Maße auftreten und

distrahierende Kräfte größtenteils im oberen Kieferwinkelbereich vorkommen (30,131,167).

Laut *Ellis et al.* gilt die Schraubenosteosynthese in jedem Fall als die erste Wahl der osteosynthetischen Versorgung bei Frakturen des Unterkiefers und des Kieferwinkels, die vorteilhaft gegenüber der Plattenosteosynthese ist (69).

Für eine Anwendung der *Herbert-Knochen-Schraube* im klinischen Bereich oder für eine standardisierte Anwendung im Kieferwinkel sind zur zusätzlichen Beurteilung und erweiterten Hypothesenprüfung noch zusätzliche Untersuchungen in dieser anatomischen Region notwendig. Dabei sollte die Beurteilung dieses Schraubenosteosynthesystems einerseits in Bezug auf das mechanische Verhalten bei kombinierten Belastungskräften und andererseits im direkten Vergleich zu weiteren Osteosynthesystemen, wie etwa der adaptierbaren Miniplatte, der Kompressionsplatte, der klassischen Zugschraube oder deren kombinierten Anwendungen, erfolgen.

Grundsätzlich kann die *Herbert-Knochen-Schraube*, da sie als erfolgreiches Osteosyntheseverfahren in der Handchirurgie oder auch in der Orthopädie weitläufig etabliert ist (171,172) und das mechanische Verhalten ähnlich dem einer anerkannten konventionellen Osteosynthesemethode ist, bei richtiger Indikationsstellung eine effektive und elegante Behandlungsalternative im Kieferwinkel repräsentieren.

Für den klinischen Bereich bestätigt diese Untersuchung die praktische Implementation, die auch von *Feichtinger et al.* diskutiert wurde, dass **1)** nicht-dislozierte Frakturen des Kieferwinkels, **2)** Grünholzfrakturen oder **3)** Frakturen nach Entfernung eines dritten Molaren eine geeignete Indikationsstellung für die Anwendung der *Herbert-Knochen-Schraube* im Kieferwinkel darstellen (197).

Kontraindikationen für die Anwendung dieser Schraubenosteosynthese sind - ähnlich wie bei der klassischen Zugschraubenosteosynthese - Frakturen, die keine ausreichende Kompression, respektive keine ausreichende Kompressionskraft der Bruchfragmente zulassen, wie etwa **1)** Trümmerfrakturen, **2)** Frakturen im noch wachsenden oder atrophischen Kiefer, **3)** Frakturen mit Knochenverlust oder **4)** Knochenbrüche mit Kommunikation nach außen (53).

Grundsätzlich ist die *Herbert-Knochen-Schraube*, dem Prinzip der Kompressionsosteosynthese folgend, immer dann erfolgreich anwendbar, wenn eine Kompression der Frakturfragmente zueinander zulässig ist und keine der angeführten Kontraindikationen vorliegen (76).

Zusätzliche Vorteile der *Herbert-Knochen-Schraube* im Vergleich zur klassischen Zugschraubenosteosynthese und zu anderen Osteosynthesystemen ergeben sich neben **1)** der geringen Dimension und Profilstärke der Schraube aus **2)** der minimalen Invasivität sowie **3)** der Zeit- und Materialersparnis bei der Schraubeninsertion, **4)** durch den Entfall einer Zweitoperation zur Materialentfernung und **5)** durch das Fehlen von prominentem Osteosynthesematerial an der Knochenoberfläche. **6)** Weiters wird durch das Prinzip der Kompressionsosteosynthese der Schraube, im Gegensatz zur konventionellen Plattenosteosynthese, ein linguales Klaffen des Frakturspaltes verhindert (28,64,129,165). Die in der Literatur beschriebene techniksensitive Handhabung (69,126), die die Schraubeninsertion im Kieferwinkel erschwert, kann wie bereits von *Feichtinger et al.* gezeigt (197), mit bildgebender Unterstützung und Navigation eliminiert werden.

8 Schlussfolgerung

Diese prospektive, randomisierte, kontrollierte Studie ist bislang die erste ihrer Art, die das mechanische Verhalten der kopflosen, kanülierten Osteosyntheseschraube nach *T.J. Herbert* im Kieferbereich untersucht und eine der wenigen, die das mechanische Verhalten dieses Osteosynthesesystems unter vertikaler Belastung prüft.

Die *Herbert-Knochen-Schraube* erfüllt, entsprechend den Beurteilungskriterien dieser Untersuchung, die anerkannten biomechanischen Kriterien der Region des Unterkiefers und zeigt gleichzeitig ein günstiges mechanisches Verhalten unter okklusaler Belastung im Kieferwinkel, das für den klinischen Bereich ausreichend ist. Die *Herbert-Knochen-Schraube* zeigt weiters, mit Ausnahme des absoluten, maximalen Belastungsbereiches, ein ähnliches mechanisches Verhalten wie die zum Vergleich herangezogene miniaturisierte 4-Loch-Miniplatte vom Locking-Typ, die im Kieferwinkel ein weitläufig etabliertes Behandlungskonzept darstellt.

Diese Untersuchung bestätigt die hypothetische Annahme von anderen biomechanischen Studien im Unterkiefer, dass Osteosynthesematerialien von relativ geringer Profilstärke in vitro ausreichend Widerstand gegen mechanische Belastung im klinisch relevanten Bereich bieten (102,112,145,160). Bei Übertragung in den In vivo-Bereich kann auf Grund der gefundenen Korrelationen zwischen den Profilstärken der Osteosynthesematerialien und den post-operativ auftretenden Infektionen, Weichteilschäden oder Nervengewebeverletzungen von einem Behandlungskonzept mit geringen Komplikationsraten ausgegangen werden (30,69,79,80,95,100,145).

Die *Herbert-Knochen-Schraube* entspricht somit dem zeitlichen Trend der Anwendung von Osteosynthesematerialien, der dem primären Ziel der Osteosynthese folgend, in Richtung geringer Dimensionierung zu gehen scheint (80). Sie erfüllt außerdem, ihrer ausreichenden Konstruktion entsprechend, den Anspruch der post-operativen Belastungskräfte des Unterkiefers und des Kieferwinkels.

Die Grundlage dieses Schraubenosteosynthesesystems in Bezug auf das biomechanische Verhalten für den Gebrauch im Kieferwinkel konnte mit dieser Untersuchung gezeigt werden. Folglich kann von einer regelrechten Anwendung

der *Herbert-Knochen-Schraube* in der Behandlung von Frakturen des Kieferwinkels ausgegangen werden. Weitere In vivo- Untersuchungen für eine standardisierte Anwendung sind jedoch zur zusätzlichen Beurteilung dieses Osteosynthesystems im klinischen Bereich notwendig.

9 Literaturverzeichnis

- (1) Waldeyer A, Mayet A, Waldeyer U. Kopf und Hals, der Schädel, der Gesichts- oder Viszeralschädel, die knöchernen Begrenzungen der Mundhöhle, der Unterkiefer. In: de Gruyter W, editor. Anatomie des Menschen: Kopf und Hals, Auge, Ohr, Gehirn, Arm, Brust. 14. Auflage ed. Berlin, New York: de Gruyter; 1979. p. 43-47.
- (2) Schumacher GH. Statik und Aufbau des Gesichtsschädels unter Berücksichtigung des Frakturmechanismus. Fortschr Kiefer Gesichtschir 1975;19(3).
- (3) Schmidt HM. Kopf und Hals. In: Drenckhan D, Zenker W, editors. Anatomie. 15th ed. München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg; 1994.
- (4) Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM. Kopf und Hals. In: Urban & Fischer, editor. Gray's Anatomie: für Studenten München: Urban & Fischer; 2007. p. 240.
- (5) Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ. Zahnärztliche Propädeutik. 11th ed. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2008.
- (6) Rüter A, Trentz O, Wagner M. Unfallchirurgie. 2nd ed. München, Wien, Baltimore: Urban & Fischer in Elsevier; 2003.
- (7) Howaldt H, Schmelzeisen R. Einführung in die Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie. 1st ed. München: Urban und Fischer; 2002.
- (8) Seibt W. Physik für Mediziner. 6th ed. Stuttgart: Thieme; 2009.
- (9) Hüter-Becker A, Dölken M, Klein D, Laube W. Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre. 2nd ed. Stuttgart: Thieme; 2011.
- (10) Austermann KH. Frakturen des Gesichtsschädels. In: Schweszer N, Ehrenfeld M, editors. Spezielle Chirurgie, Bd 2: Zahn-Mund-Kieferheilkunde. Lehrbuch zur Aus- und Fortbildung. 3. aktualisierte und erweiterte Auflage ed. Stuttgart, New York: Thieme; 2002. p. 275-365.

- (11)** Neff A, Pautke C, Horch HH. Traumatologie des Gesichtsschädels. In: Horch HH, editor. Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. 4.Auflage ed. München: Elsevier, Urban&Fischer; 2007. p. 58-177.
- (12)** Champy M, Blez P. Anatomical Aspects and Biomechanical Considerations. In: Härle F, Champy M, Terry B, editors. Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis Stuttgart: Thieme; 1999.
- (13)** Schenk R, Willenegger H. Zur Histologie der primären Knochenheilung. Langenbecks Arch Klin Chir Ver Dtsch Z Chir 1964;308(1):440-452.
- (14)** Frost HM. Defining osteopenias and osteoporoses: another view (with insights from a new paradigm). Bone 1997 May;20(5):385-391.
- (15)** Frost HM. The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs. J Bone Miner Metab 2000;18(6):305-316.
- (16)** Meyer U, Meyer T, Schlegel W, Scholz H, Joos U. Tissue differentiation and cytokine synthesis during strain-related bone formation in distraction osteogenesis. Br J Oral Maxillofac Surg 2001 Feb;39(1):22-29.
- (17)** Willenegger H, Perren SM, Schenk R. Primary and secondary healing of bone fractures. Chirurg 1971 Jun;42(6):241-252.
- (18)** Rahn BA. Morphology of fracture healing and its relationship to biomechanics. In: Krüger E, Schilli W, editors. Oral and maxillofacial traumatology Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo: Quintessenz; 1982. p. 134.
- (19)** Adler CP. Knochenkrankheiten. 1. Auflage ed. Berlin, Heidelberg: Thieme; 1983.
- (20)** Krüger E. Lehrbuch der chirurgischen Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Berlin: Quintessenz; 1993.
- (21)** Waiss W, Gosau M, Koyama K, Reichert TE. Maxillary and mandibular fractures. Treatment concepts in maxillofacial surgery. HNO 2011 Nov;59(11):1079-1087.

- (22)** Gassner R, Tuli T, Hachl O, Rudisch A, Ulmer H. Cranio-maxillofacial trauma: a 10 year review of 9,543 cases with 21,067 injuries. *J Craniomaxillofac Surg* 2003 Feb;31(1):51-61.
- (23)** Gassner R, Tuli T, Hachl O, Moreira R, Ulmer H. Craniomaxillofacial trauma in children: a review of 3,385 cases with 6,060 injuries in 10 years. *J Oral Maxillofac Surg* 2004 Apr;62(4):399-407.
- (24)** Ellis E,3rd, Walker L. Treatment of mandibular angle fractures using two noncompression miniplates. *J Oral Maxillofac Surg* 1994 Oct;52(10):1032-6; discussion 1036-7.
- (25)** Hlawitschka M, Eckelt U. Klinische, radiologische und axiographische Untersuchungen nach konservativ funktioneller Behandlung diakapitulärer Gelenkfrakturen. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2002;6:241.
- (26)** Müller ME, Allgöwer M, Scheider R, Willenegger H. *Manual of Internal Fixation*. 3. erweiterte und vollständig überarbeitete Auflage ed. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo: Springer; 1991.
- (27)** Stacey D, Doyle J, Mount D, Snyder M, Gutowski K. Management of Mandible Fractures. *Plast Reconstr Surg* 2006;117(3):48e-60e.
- (28)** Spiessl B. *Osteosynthese des Unterkiefers*. Manual der AO Prinzipien. Berlin, Heidelberg: Springer; 1987.
- (29)** Spiessl B. Maxillofacial injuries in polytrauma. *World J Surg* 1983 Jan;7(1):96-100.
- (30)** Moritz M, Niederdellmann H, Dammer R. Solitary lag screw fixation in the treatment of angle fractures in the mandible: state of the art. *Acta Stomatol Belg* 1994 Mar;91(1):29-34.
- (31)** Ellis E3. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28(4):243-252.

- (32)** Heibel H, Alt K, Wächter R, Bähr W. Kortikalisdicke am Unterkiefer unter besonderer Berücksichtigung der Miniplattenosteosynthese. *Mund Kiefer GesichtsChir* 2001;5:180.
- (33)** Reitzik M, Lownie JF, Cleaton-jones P, Austin J. Experimental fractures of monkey mandibles. *Int J Oral Surg* 1978 Apr;7(2):100-103.
- (34)** Safdar N, Meechan JG. Relationship between fractures of the mandibular angle and the presence and state of eruption of the lower third molar. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995 Jun;79(6):680-684.
- (35)** Tscherne H, Trentz O. Chirurgie. In: Heberer G, Köle W, Tscherne H, editors. *Allgemeine Frakturlehre* Berlin, Heidelberg, New York: Springer; 1980. p. 551-ff.
- (36)** Luhr HG. Compression osteosynthesis in treatment of mandibular fractures-experimental principles and clinical experiences. *Dtsch Zahnarztl Z* 1972 Jan;27(1):29-37.
- (37)** Luhr HG. The development of modern osteosynthesis. *Mund Kiefer GesichtsChir* 2000 May;4 Suppl 1:S84-90.
- (38)** Champy M, Lodde JP, Grasset D, Muster D, Mariano A. Mandibular osteosynthesis and compression. *Ann Chir Plast* 1977;22(2):165-167.
- (39)** Michelet FX, Deymes J, Dessus B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. *J Maxillofac Surg* 1973 Jun;1(2):79-84.
- (40)** Michelet FX, Moll A. Surgical treatments of fractures of the corpus mandibulae without blockage, with diminutive screwed plates inserted via the endobuccal route. *Rev Odontostomatol Midi Fr* 1971;29(2):87-105.
- (41)** Champy M, Lodde J, Jaeger J, Wilk A. Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. I. Biomechanical bases. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1976;77(3):569-576.
- (42)** Champy M, Lodde J, Jaeger J, Wilk A, Gerber J. Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. II. Presentation of new material. Results. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1976;77(3):577-582.

- (43)** Champy M, Wilk A, Schnebelen J. Treatment of mandibular fractures by means of osteosynthesis without intermaxillary immobilization according to F.X. Michelet's technic. *Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl* 1975;63(4):339-341.
- (44)** Champy M, Lodde JP, Jaeger JH, Wilk A, Gerber JC. Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. Justification of new material. Results. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1976 Jan-Feb;77(1):252-255.
- (45)** Champy M, Lodde JP, Muster D, Wilk A, Gastelo L. Osteosynthesis using miniaturized screws on plates in facial and cranial surgery. Indications and results in 400 cases. *Ann Chir Plast* 1977;22(4):261-264.
- (46)** Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg* 1978 Feb;6(1):14-21.
- (47)** Worthington P, Champy M. Monocortical miniplate osteosynthesis. *Otolaryngol Clin North Am* 1987 Aug;20(3):607-620.
- (48)** Ernst F. Die zahnärztliche Behandlung der Unterkieferbrüche. In: Kirschner M, Nordmann O, editors. *Die Chirurgie* Berlin, Wien: Urban & Schwarzenberg; 1927. p. 842-ff.
- (49)** Schuchardt K. Ein Vorschlag zur Verbesserung der Drahtschienenverbände. *Dtsch Zahn- Mund- Kieferheilkunde* 1965;24:39-44.
- (50)** Baker AW, McMahon J, Moos KF. Current consensus on the management of fractures of the mandibular condyle. A method by questionnaire. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998 Aug;27(4):258-266.
- (51)** Brandt MT, Haug RH. Open versus closed reduction of adult mandibular condyle fractures: a review of the literature regarding the evolution of current thoughts on management. *J Oral Maxillofac Surg* 2003 Nov;61(11):1324-1332.
- (52)** Haase S, Sieron J, Hüls A. Häufigkeit und Ergebnisse der konservativen und operativen Behandlung von Unterkieferfrakturen. *Dtsch zahnärztliche Z* 1983;38:376-ff.

- (53)** Niederdellmann H, Marmulla R. Traumatologie. Unterkieferfrakturen exklusive Gelenksfortsatzfrakturen. Mund Kiefer Gesichtschir 2000;4(1):103.
- (54)** Joos U, Piffko J, Meyer U. Neue Aspekte in der Versorgung von Unterkieferfrakturen. Mund Kiefer Gesichtschir 2001;5(2).
- (55)** Nasser M, Pandis N, Fleming P, Fedorowicz Z, Ellis E, Ali K. Interventions for the management of mandibular fractures. Cochrane Database Syst Rev 2013(7):1-61.
- (56)** Champy M, Lodde J, Jaeger J, Wilk A, Gerber J. Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. Justification of new material. Results. Rev Stomatol Chir Maxillofac 1976;77(1):252-255.
- (57)** Champy M. Biomechanische Grundlage der Strassburger Miniplattenosteosynthese. Dtsch zahnärztliche Z 1983;38:358-ff.
- (58)** Luhr HG. Entwicklung der modernen Osteosynthese. Mund Kiefer Gesichtschir 2000;4(1):84.
- (59)** Luhr HG. Plattenosteosynthese in der Traumatologie des Mittelgesichts- ein Fortschritt? Fortschr Kiefer Gesichtschir 1991;36(30).
- (60)** Becker R, Machtens E, Lenz J. Möglichkeiten und Grenzen der Kompressionsosteosynthese. Fortschr Kiefer Gesichtschir 1975;19(87).
- (61)** Steinmann S. Korrosion, Verträglichkeit und mechanische Eigenschaften von metallischen Allenthesen. In: Schuchardt K, editor. Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie. 1st ed.: Thieme; 1975. p. 50.
- (62)** Spiessl B. Application of rigid osteosynthesis to the field of dentofacial orthopedic surgery. Acta Stomatol Belg 1975;72(4):653-656.
- (63)** Claudi B, Spiessl B. Results in conservative and surgical treatment of mandibular fractures (without collum fractures). Fortschr Kiefer Gesichtschir 1975;19:73-74.

- (64)** Spiessl B. Functionally stable osteosynthesis in mandibular fractures-problems and technic. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1975;19:68-72.
- (65)** Spiessl B. Rigid internal fixation of fractures of the lower jaw. *Reconstr Surg Traumatol* 1972;13:124-140.
- (66)** Ellis E,3rd. A prospective study of 3 treatment methods for isolated fractures of the mandibular angle. *J Oral Maxillofac Surg* 2010 Nov;68(11):2743-2754.
- (67)** Härle F. Principles of Application of Lag Screws. In: Champy M, Terry BC, editors. *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis*. 1st ed. Stuttgart: Thieme; 1999.
- (68)** Perren SM, Russenberger M, Steinemann S, Muller ME, Allgower M. A dynamic compression plate. *Acta Orthop Scand Suppl* 1969;125:31-41.
- (69)** Ellis E,3rd, Ghali GE. Lag screw fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1991 Mar;49(3):234-243.
- (70)** Brons R, Boering G. Fractures of the mandibular body treated by stable internal fixation: a preliminary report. *J Oral Surg* 1970 Jun;28(6):407-415.
- (71)** Krenkel C. Biomechanics and Osteosynthesis of Condylar Neck Fractures of the Mandible. *Quintessence* 1994;1.
- (72)** Niederdellmann H, Shetty V. Solitary lag screw osteosynthesis in the treatment of fractures of the angle of the mandible: a retrospective study. *Plast Reconstr Surg* 1987 Jul;80(1):68-74.
- (73)** Schaaf H, Kaubruegge S, Streckbein P, Wilbrand JF, Kerkmann H, Howaldt HP. Comparison of miniplate versus lag-screw osteosynthesis for fractures of the mandibular angle. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011 Jan;111(1):34-40.
- (74)** Schuller-Gotzburg P, Krenkel C, Reiter TJ, Plenk H,Jr. 2D-finite element analyses and histomorphology of lag screws with and without a biconcave washer. *J Biomech* 1999 May;32(5):511-520.

- (75) Eckelt U. Gelenksfortsatzfrakturen. Mund Kiefer Gesichtschir 2000;4(1):110.
- (76) Tagliatalata Scafati C. Anchor screw, a valuable technique in facial fractures and cranio-maxillofacial surgery. J Craniomaxillofac Surg 2005 Oct;33(5):331-333.
- (77) Champy M, Lodde JP, Wilk A. Fronto-malar osteosynthesis by means of screwed plates. Rev Stomatol Chir Maxillofac 1975 Sep;76(6):483-488.
- (78) Rahn BA, Gallinaro P, Baltensperger A, Perren SM. Primary bone healing. An experimental study in the rabbit. J Bone Joint Surg Am 1971 Jun;53(4):783-786.
- (79) Ellis E3, Walker L. Treatment of mandibular angle fractures using one noncompression miniplate. J Oral Maxillofac Surg 1996;54(7):864-871.
- (80) Gear A, Apasova E, Schmitz J, Schubert W. Treatment modalities for mandibular angle fractures. J Oral Maxillofac Surg 2005;63(5):655-663.
- (81) Yazdani J, Taheri Talesh K, Kalantar Motamedi M, Khorshidi R, Fekri S, Hajmohammadi S. Mandibular Angle Fractures: Comparison of One Miniplate vs. Two Miniplates. Trauma Mon 2013;18(1):17-20.
- (82) Chrcanovic BR. Fixation of mandibular angle fractures: in vitro biomechanical assessments and computer-based studies. Oral Maxillofac Surg 2013 Dec;17(4):251-268.
- (83) Potter J, Ellis E3. Treatment of mandibular angle fractures with a malleable noncompression miniplate. J Oral Maxillofac Surg 1999;57(3):288-292.
- (84) Cawood JI. Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. Br J Oral Maxillofac Surg 1985 Apr;23(2):77-91.
- (85) Leach J, Truelson J. Traditional methods vs. rigid internal fixation of mandible fractures. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1995 Jul;121(7):750-753.
- (86) Barry CP, Kearns GJ. Superior border plating technique in the management of isolated mandibular angle fractures: a retrospective study of 50 consecutive patients. J Oral Maxillofac Surg 2007 Aug;65(8):1544-1549.

- (87)** Feller KU, Schneider M, Hlawitschka M, Pfeifer G, Lauer G, Eckelt U. Analysis of complications in fractures of the mandibular angle—a study with finite element computation and evaluation of data of 277 patients. *J Craniomaxillofac Surg* 2003 Oct;31(5):290-295.
- (88)** Ewers R, Harle F. Experimental and clinical results of new advances in the treatment of facial trauma. *Plast Reconstr Surg* 1985 Jan;75(1):25-31.
- (89)** Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med* 2003 Mar;52(1):21-24.
- (90)** Ellis E,3rd, Graham J. Use of a 2.0 mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2002 Jun;60(6):642-5; discussion 645-6.
- (91)** Alpert B, Gutwald R, Schmelzeisen R. New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *Keio J Med* 2003 Jun;52(2):120-127.
- (92)** Herford AS, Ellis E,3rd. Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1998 Nov;56(11):1261-1265.
- (93)** Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010 Nov;39(11):1109-1114.
- (94)** Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and non-locking plates. *J Oral Maxillofac Surg* 2002 Nov;60(11):1319-1326.
- (95)** Ellis E,3rd. Management of fractures through the angle of the mandible. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2009 May;21(2):163-174.
- (96)** Luhr HG, Hausmann DF. Results of compression osteosynthesis with intraoral approach in 922 mandibular fractures. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1996;41:77-80.

- (97)** Ehrenfeld M, Roser M, Hagenmaier C, Mast G. Treatment of mandibular fractures with different fixation techniques-results of a prospective fracture study. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1996;41:67-71.
- (98)** Niederhagen B, Anke S, Hultenschmidt D, Appel T. AO and miniplate osteosynthesis of the mandible in an 8-year comparison. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1996;41:58-60.
- (99)** Ellis E,3rd, Sinn DP. Treatment of mandibular angle fractures using two 2.4 mm dynamic compression plates. *J Oral Maxillofac Surg* 1993 Sep;51(9):969-973.
- (100)** Regev E, Shiff J, Kiss A, Fialkov J. Internal Fixation of Mandibular Angle Fractures: A Meta-Analysis. *Plast Reconstr Surg* 2010;125(6):1753-1760.
- (101)** Haug RH, Serafin BL. Mandibular Angle Fractures: A Clinical and Biomechanical Comparison-the Works of Ellis and Haug. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr* 2008 Nov;1(1):31-38.
- (102)** Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2001 Oct;59(10):1199-1210.
- (103)** Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med* 2003 Mar;52(1):21-24.
- (104)** Choi BH, Yoo JH, Kim KN, Kang HS. Stability testing of a two miniplate fixation technique for mandibular angle fractures. An in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg* 1995 Apr;23(2):123-125.
- (105)** Kroon FH, Mathisson M, Cordey JR, Rahn BA. The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg* 1991 Jul;19(5):199-204.
- (106)** Raveh J, Vuillemin T, Ladrach K, Roux M, Sutter F. Plate osteosynthesis of 367 mandibular fractures. The unrestricted indication for the intraoral approach. *J Craniomaxillofac Surg* 1987 Oct;15(5):244-253.

- (107)** Becker R. Stable compression plate fixation of mandibular fractures. *Br J Oral Surg* 1974 Jul;12(1):13-23.
- (108)** Alkan A, Celebi N, Ozden B, Bas B, Inal S. Biomechanical comparison of different plating techniques in repair of mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007 Dec;104(6):752-756.
- (109)** Levy FE, Smith RW, Odland RM, Marentette LJ. Monocortical miniplate fixation of mandibular angle fractures. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1991 Feb;117(2):149-154.
- (110)** Danda AK. Comparison of a single noncompression miniplate versus 2 noncompression miniplates in the treatment of mandibular angle fractures: a prospective, randomized clinical trial. *J Oral Maxillofac Surg* 2010 Jul;68(7):1565-1567.
- (111)** Schierle HP, Schmelzeisen R, Rahn B, Pytlik C. One- or two-plate fixation of mandibular angle fractures? *J Craniomaxillofac Surg* 1997 Jun;25(3):162-168.
- (112)** Kimsal J, Baack B, Candelaria L, Khraishi T, Lovald S. Biomechanical analysis of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2011 Dec;69(12):3010-3014.
- (113)** Ellis E,3rd. Outcomes of patients with teeth in the line of mandibular angle fractures treated with stable internal fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 2002 Aug;60(8):863-5; discussion 866.
- (114)** Ueki K, Hashiba Y, Marukawa K, Alam S, Nakagawa K, Yamamoto E. Skeletal stability after mandibular setback surgery: bicortical fixation using a 2.0 mm locking plate system versus monocortical fixation using a non-locking plate system. *J Oral Maxillofac Surg* 2008 May;66(5):900-904.
- (115)** Kumar I, Singh V, Singh A, Arora V, Bajaj A. Comparative evaluation of 2.0 mm locking plate system vs. 2.0 mm non-locking plate system for mandibular fractures-a retrospective study. *Oral Maxillofac Surg* 2013 Dec;17(4):287-291.

- (116)** Saikrishna D, Shetty SK, Marimallappa TR. A comparison between 2.0 mm standard and 2.0 mm locking miniplates in the management of mandibular fractures. *J Maxillofac Oral Surg* 2009 Jun;8(2):145-149.
- (117)** Prabhakar C, Shetty JN, Hemavathy OR, Guruprasad Y. Efficacy of 2 mm locking miniplates in the management of mandibular fractures without maxillomandibular fixation. *Natl J Maxillofac Surg* 2011 Jan;2(1):28-32.
- (118)** Shaik M, Subba Raju T, Rao NK, Reddy CK. Effectiveness of 2.0 mm Standard and 2.0 mm locking Miniplates in Management of Mandibular Fractures: A Clinical Comparative Study. *J Maxillofac Oral Surg* 2014 Mar;13(1):47-52.
- (119)** Sauerbier S, Kuenz J, Hauptmann S, Hoogendijk CF, Liebehenschel N, Schon R, et al. Clinical aspects of a 2.0 mm locking plate system for mandibular fracture surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 2010 Oct;38(7):501-504.
- (120)** Goyal M, Marya K, Chawla S, Pandey R. Mandibular Osteosynthesis: A Comparative Evaluation of Two Different Fixation Systems Using 2.0 mm Titanium Miniplates and 3D locking Plates. *J Maxillofac Oral Surg* 2011 Mar;10(1):32-37.
- (121)** Singh V, Kumar I, Bhagol A. Comparative evaluation of 2.0 mm locking plate system vs. 2.0 mm non-locking plate system for mandibular fracture: a prospective randomized study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011 Apr;40(4):372-377.
- (122)** Miller EI, Acquaviva AE, Eisenmann DJ, Stone RT, Kraus KH. Perpendicular pull-out force of locking versus non-locking plates in thin cortical bone using a canine mandibular ramus model. *Vet Surg* 2011 Oct;40(7):870-874.
- (123)** Kirkpatrick D, Gandhi R, Van Sickels JE. Infections associated with locking reconstruction plates: a retrospective review. *J Oral Maxillofac Surg* 2003 Apr;61(4):462-466.
- (124)** Chritah A, Lazow SK, Berger JR. Transoral 2.0 mm locking miniplate fixation of mandibular fractures plus 1 week of maxillomandibular fixation: a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2005 Dec;63(12):1737-1741.

- (125)** Niederdellmann H, Akuamoah-Boateng E, Uhlig G. Lag-screw osteosynthesis: a new procedure for treating fractures of the mandibular angle. *J Oral Surg* 1981 Dec;39(12):938-940.
- (126)** Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 1997 Jul;15(4):577-584.
- (127)** Krenkel C. Axial 'anchor' screw (lag screw with biconcave washer) or 'slanted-screw' plate for osteosynthesis of fractures of the mandibular condylar process. *J Craniomaxillofac Surg* 1992 Dec;20(8):348-353.
- (128)** Kallela I, Soderholm AL, Paukku P, Lindqvist C. Lag-screw osteosynthesis of mandibular condyle fractures: a clinical and radiological study. *J Oral Maxillofac Surg* 1995 Dec;53(12):1397-404; discussion 1405-6.
- (129)** Shetty V, Caputo A. Biomechanical validation of the solitary lag screw technique for reducing mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1992 Jun;50(6):603-607.
- (130)** Seemann R, Schicho K, Wutzi A, Koinig G, Poeschl WP, Krennmair G, et al. Complication rates in the operative treatment of mandibular angle fractures: a 10-year retrospective. *J Oral Maxillofac Surg* 2010 Mar;68(3):647-650.
- (131)** Tams J, van Loon JP, Otten E, Rozema FR, Bos RR. 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* 1997 Oct;26(5):383-388.
- (132)** Tate GS, Ellis E, 3rd, Throckmorton G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac Surg* 1994 Jul;52(7):734-736.
- (133)** Suuronen R, Pohjonen T, Vasenius J, Vainionpaa S. Comparison of absorbable self-reinforced multilayer poly-L-lactide and metallic plates for the fixation of mandibular body osteotomies: an experimental study in sheep. *J Oral Maxillofac Surg* 1992 Mar;50(3):255-262.

- (134)** Gutwald R, Schon R, Gellrich NC, Schramm A, Schmelzeisen R, Pistner H. Bioresorbable implants in maxillo-facial osteosynthesis: experimental and clinical experience. *Injury* 2002 Aug;33 Suppl 2:B4-16.
- (135)** Landes C, Ballon A. Indications and Limitations in Resorbable P(L70/30DL)LA Osteosyntheses of Displaced Mandibular Fractures in 4.5-Year Follow-Up. *Plast Reconstr Surg* 2006;117(2):577-587.
- (136)** Pektas ZO, Bayram B, Balcik C, Develi T, Uckan S. Effects of different mandibular fracture patterns on the stability of miniplate screw fixation in angle mandibular fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012 Mar;41(3):339-343.
- (137)** Iizuka T, Lindqvist C, Hallikainen D, Paukku P. Infection after rigid internal fixation of mandibular fractures: a clinical and radiologic study. *J Oral Maxillofac Surg* 1991 Jun;49(6):585-593.
- (138)** Wagner WF, Neal DC, Alpert B. Morbidity associated with extraoral open reduction of mandibular fractures. *J Oral Surg* 1979 Feb;37(2):97-100.
- (139)** James RB, Fredrickson C, Kent JN. Prospective study of mandibular fractures. *J Oral Surg* 1981 Apr;39(4):275-281.
- (140)** Passeri LA, Ellis E,3rd, Sinn DP. Complications of nonrigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1993 Apr;51(4):382-384.
- (141)** Iizuka T, Lindqvist C. Rigid internal fixation of fractures in the angular region of the mandible: an analysis of factors contributing to different complications. *Plast Reconstr Surg* 1993 Feb;91(2):265-71; discussion 272-3.
- (142)** Sarmiento A, Schaeffer JF, Beckerman L, Latta LL, Enis JE. Fracture healing in rat femora as affected by functional weight-bearing. *J Bone Joint Surg Am* 1977 Apr;59(3):369-375.
- (143)** Rosen H. Compression treatment of long bone pseudarthroses. *Clin Orthop Relat Res* 1979 Jan-Feb;(138)(138):154-166.

- (144)** Mayer G, Wolf E. Animal experiments to examine the histology of fracture healing in osteosynthesis with external fixation and compression. *Arch Orthop Trauma Surg* 1983;101(2):111-120.
- (145)** Haug RH, Barber JE, Reifeis R. A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996 Sep;82(3):257-263.
- (146)** Alpert B, Engelstad M, Kushner GM. Invited review: small versus large plate fixation of mandibular fractures. *J Craniomaxillofac Trauma* 1999 Fall;5(3):33-9; discussion 40.
- (147)** Neff A, Kolk A, Deppe H, Horch HH. Kleinfragmentschrauben vs. Plattenosteosynthese bei Gelenkwalzenfrakturen - Vergleich funktioneller mit MRT und Achsiographie. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2005;9(80).
- (148)** Shetty V, McBrearty D, Fourny M, Caputo AA. Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. *J Oral Maxillofac Surg* 1995 Jul;53(7):791-801; discussion 801-2.
- (149)** Gerlach KL, Schwarz A. Load resistance of mandibular angle fractures treated with a miniplate osteosynthesis. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2003 Jul;7(4):241-245.
- (150)** Fedok FG, Van Kooten DW, DeJoseph LM, McGinn JD, Sobota B, Levin RJ, et al. Plating techniques and plate orientation in repair of mandibular angle fractures: an in vitro study. *Laryngoscope* 1998 Aug;108(8 Pt 1):1218-1224.
- (151)** Kordaß B. Orofaziales System. In: Reitemeier B, Schwenzler N, Ehrenfeld M, editors. *Zahn-Mund-Kieferheilkunde: Einführung in die Zahnmedizin* Stuttgart: Thieme; 2006. p. 68-131.
- (152)** Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S. Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 2000 Apr;58(4):370-3; discussion 373-4.

- (153)** Proffit WR, Turvey TA, Fields HW, Phillips C. The effect of orthognathic surgery on occlusal force. *J Oral Maxillofac Surg* 1989 May;47(5):457-463.
- (154)** Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E,3rd. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1996 Sep;54(9):1080-1086.
- (155)** Gerlach KL, Schwarz A. Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002 Aug;31(4):345-348.
- (156)** Gerlach KL, Pape HD, Nussbaum P. Load bearing capacity after miniplate osteosynthesis of mandibular fractures. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* 1984 Sep-Oct;8(5):363-366.
- (157)** Schmoker R, Spiessl B. Excentric-dynamic compression plate. Experimental study as contribution to a functionally stable osteosynthesis in mandibular fractures. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1973 Dec;83(12):1496-1509.
- (158)** Schmoker R, Spiessl B, Tschopp HM, Prein J, Jaques WA. Functionally stable osteosynthesis of the mandible by means of an excentric-dynamic compression plate. Results of a follow-up of 25 cases. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1976 Feb;86(2):167-185.
- (159)** Madsen MJ, McDaniel CA, Haug RH. A biomechanical evaluation of plating techniques used for reconstructing mandibular symphysis/parasymphysis fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2008 Oct;66(10):2012-2019.
- (160)** Negreiros Lyrio MC, Monnazzi MS, De Moraes M, Hochuli-Vieira E, Nunes Reis JM, Pereira-Filho VA. Comparison of compressive strength between three different plates for mandibular angle fractures fixation. *J Craniomaxillofac Surg* 2014 Jul;42(5):e277-80.
- (161)** Augat P, Margevicius K, Simon J, Wolf S, Suger G, Claes L. Local tissue properties in bone healing: influence of size and stability of the osteotomy gap. *J Orthop Res* 1998 Jul;16(4):475-481.

- (162)** Claes L, Grass R, Schmickal T, Kisse B, Eggers C, Gerngross H, et al. Monitoring and healing analysis of 100 tibial shaft fractures. *Langenbecks Arch Surg* 2002 Jul;387(3-4):146-152.
- (163)** Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 1997 Jul;15(4):577-584.
- (164)** Markel MD, Bogdanske JJ. The effect of increasing gap width on localized densitometric changes within tibial osteotomies in a canine model. *Calcif Tissue Int* 1994 Feb;54(2):155-159.
- (165)** Shetty V, Caputo A. Biomechanical validation of the solitary lag screw technique for reducing mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1992 Jun;50(6):603-607.
- (166)** Shetty V, Caputo AA, Kelso I. Torsion-axial force characteristics of SR-PLLA screws. *J Craniomaxillofac Surg* 1997 Feb;25(1):19-23.
- (167)** Haug RH. The effects of screw number and length on two methods of tension band plating. *J Oral Maxillofac Surg* 1993 Feb;51(2):159-162.
- (168)** Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 2005 Nov;63(11):1620-1625.
- (169)** Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 2005 Sep;63(9):1317-1324.
- (170)** Herbert TJ, Fisher WE. Management of the fractured scaphoid using a new bone screw. *J Bone Joint Surg Br* 1984 Jan;66(1):114-123.
- (171)** Herbert TJ, Fisher WE, Leicester AW. The Herbert bone screw: a ten year perspective. *J Hand Surg Br* 1992 Aug;17(4):415-419.
- (172)** Herbert TJ. Open volar repair of acute scaphoid fractures. *Hand Clin* 2001 Nov;17(4):589-99, viii.

- (173)** Krimmer H, Schmitt R, Herbert T. Scaphoid fractures-diagnosis, classification and therapy. *Unfallchirurg* 2000 Oct;103(10):812-819.
- (174)** Filan S, Herbert T. Herbert Screw Fixation of Scaphoid Fractures. *J Bone Joint Surg* 1996;78(4):519-529.
- (175)** Taleisnik A. Fractures of the carpal bone. In: Green DP, Wolfe SW, editors. *Green's operative hand surgery*. 6th ed. New York, Philadelphia: Churchill Livingstone in Elsevier; 2011. p. 809-ff.
- (176)** Barton NJ. The Herbert screw for fractures of the scaphoid. *J Bone Joint Surg Br* 1996 Jul;78(4):517-518.
- (177)** Christodoulou LS, Kitsis CK, Chamberlain ST. Internal fixation of scaphoid non-union: a comparative study of three methods. *Injury* 2001 Oct;32(8):625-630.
- (178)** Assari S, Darvish K, Ilyas AM. Biomechanical analysis of second-generation headless compression screws. *Injury* 2012 Jul;43(7):1159-1165.
- (179)** Trumble TE, Gilbert M, Murray LW, Smith J, Rafijah G, McCallister WV. Displaced scaphoid fractures treated with open reduction and internal fixation with a cannulated screw. *J Bone Joint Surg Am* 2000 May;82(5):633-641.
- (180)** Slade JF,3rd, Jaskwhich D. Percutaneous fixation of scaphoid fractures. *Hand Clin* 2001 Nov;17(4):553-574.
- (181)** Adams BD, Blair WF, Reagan DS, Grundberg AB. Technical factors related to Herbert screw fixation. *J Hand Surg Am* 1988 Nov;13(6):893-899.
- (182)** Toby EB, Butler TE, McCormack TJ, Jayaraman G. A comparison of fixation screws for the scaphoid during application of cyclical bending loads. *J Bone Joint Surg Am* 1997 Aug;79(8):1190-1197.
- (183)** Ford D, Khoury G, el-Hadidi S, Lunn P, Burke F. The Herbert screw for fractures of the scaphoid. A review of results and technical difficulties. *J Bone Joint Surg Br* 1987;69(1):124-127.

- (184)** Rankin G, Kuschner SH, Orlando C, McKellop H, Brien WW, Sherman R. A biomechanical evaluation of a cannulated compressive screw for use in fractures of the scaphoid. *J Hand Surg Am* 1991 Nov;16(6):1002-1010.
- (185)** Shaw JA. Biomechanical comparison of cannulated small bone screws: a brief follow-up study. *J Hand Surg Am* 1991 Nov;16(6):998-1001.
- (186)** Bailey CA, Kuiper JH, Kelly CP. Biomechanical evaluation of a new composite bioresorbable screw. *J Hand Surg Br* 2006 Apr;31(2):208-212.
- (187)** Murray RC, Gaughan EM, Debowes RM, Hoskinson JJ. Biomechanical comparison of the Herbert and AO cortical bone screws for compression of an equine third carpal bone dorsal plane slab osteotomy. *Vet Surg* 1998 Jan-Feb;27(1):49-55.
- (188)** Wheeler DL, McLoughlin SW. Biomechanical assessment of compression screws. *Clin Orthop Relat Res* 1998 May;(350)(350):237-245.
- (189)** Lange RH, Vanderby R,Jr, Engber WD, Glad RW, Purnell ML. Biomechanical and histological evaluation of the Herbert screw. *J Orthop Trauma* 1990;4(3):275-282.
- (190)** Herbert TJ, Filan SL. Proximal scaphoid nonunion-osteosynthesis. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 1999 May;31(3):169-173.
- (191)** DeMaagd RL, Engber WD. Retrograde Herbert screw fixation for treatment of proximal pole scaphoid nonunions. *J Hand Surg Am* 1989 Nov;14(6):996-1003.
- (192)** Trumble TE, Gilbert M, Murray LW, Smith J, Rafijah G, McCallister WV. Displaced scaphoid fractures treated with open reduction and internal fixation with a cannulated screw. *J Bone Joint Surg Am* 2000 May;82(5):633-641.
- (193)** Leslie IJ, Dickson RA. The fractured carpal scaphoid. Natural history and factors influencing outcome. *J Bone Joint Surg Br* 1981 Aug;63-B(2):225-230.
- (194)** Dias JJ, Wildin CJ, Bhowal B, Thompson JR. Should acute scaphoid fractures be fixed? A randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am* 2005 Oct;87(10):2160-2168.

- (195)** Slade JF,3rd, Gillon T. Retrospective review of 234 scaphoid fractures and nonunions treated with arthroscopy for union and complications. *Scand J Surg* 2008;97(4):280-289.
- (196)** Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ. Biomechanics of locked plates and screws. *J Orthop Trauma* 2004 Sep;18(8):488-493.
- (197)** Feichtinger M, Schultes G, Karcher H. The use of a 3D navigation system in the treatment of mandibular angle fractures by minimally invasive insertion of Herbert screws for osteosynthesis. *Comput Aided Surg* 2008 Jan;13(1):47-54.
- (198)** Lo IK, King GJ, Milne AD, Johnson JA, Chess DC. A biomechanical analysis of intrascaphoid compression using the Herbert scaphoid screw system. An in vitro cadaveric study. *J Hand Surg Br* 1998 Apr;23(2):209-213.
- (199)** Beadel GP, Ferreira L, Johnson JA, King GJ. Interfragmentary compression across a simulated scaphoid fracture-analysis of 3 screws. *J Hand Surg Am* 2004 Mar;29(2):273-278.
- (200)** Adla DN, Kitsis C, Miles AW. Compression forces generated by Mini bone screws-a comparative study done on bone model. *Injury* 2005 Jan;36(1):65-70.
- (201)** Gruszka D, Burkhart K, Nowak T, Achenbach T, Rommens P, Müller L. The Durability of the Intrascaphoid Compression of Headless Compression Screws: In Vitro Study. *J Hand Surg* 2012;37(6):1142-1150.
- (202)** Shaw JA. A biomechanical comparison of scaphoid screws. *J Hand Surg Am* 1987 May;12(3):347-353.
- (203)** Hausmann JT, Mayr W, Unger E, Benesch T, Vecsei V, Gabler C. Interfragmentary compression forces of scaphoid screws in a sawbone cylinder model. *Injury* 2007 Jul;38(7):763-768.
- (204)** Chacon GE, Dillard FM, Clelland N, Rashid R. Comparison of strains produced by titanium and poly D, L-lactide Acid plating systems to in vitro forces. *J Oral Maxillofac Surg* 2005 Jul;63(7):968-972.

- (205)** Adeyemo WL, Iwegbu IO, Bello SA, Okoturo E, Olaitan AA, Ladeinde AL, et al. Management of mandibular fractures in a developing country: a review of 314 cases from two urban centers in Nigeria. *World J Surg* 2008 Dec;32(12):2631-2635.
- (206)** 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* 1999 Aug;27(4):243-251.
- (207)** Meyer C, Kahn JL, Lambert A, Boutemy P, Wilk A. Development of a static simulator of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 2000 Oct;28(5):278-286.
- (208)** Faulkner MG, Hatcher DC, Hay A. A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading. *J Biomech* 1987;20(10):997-1002.
- (209)** Karoglan M, Schutz K, Schieferstein H, Horch HH, Neff A. Development of a static and dynamic simulator for osteosyntheses of the mandible. *Technol Health Care* 2006;14(4-5):449-455.
- (210)** Assael LA. Evaluation of rigid internal fixation of mandible fractures performed in the teaching laboratory. *J Oral Maxillofac Surg* 1993 Dec;51(12):1315-1319.
- (211)** Bayram B, Araz K, Uckan S, Balcik C. Comparison of fixation stability of resorbable versus titanium plate and screws in mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2009 Aug;67(8):1644-1648.
- (212)** Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000 Nov;90(5):574-580.
- (213)** Fisher IT, Cleaton-Jones PE, Lownie JF. Relative efficiencies of various wiring configurations commonly used in open reductions of fractures of the angle of the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990 Jul;70(1):10-17.

10 Anhang

Die nachstehenden Messprotokolle beinhalten, entsprechend einem Originaldatenkollektiv, die in der Studie gemessenen und erhobenen Werte. Dieses Datenkollektiv wurde ebenfalls zur Berechnung der Ergebnisse und Resultate herangezogen. Die freien Felder stellen die fehlenden Messwerte auf Grund des Material- /Systemversagens unter Belastung dar.

Präparat	1 (C24)		2 (C168)	
Seite	1R	1L	2R	2L
Material	Platte	Schraube (20 mini st)	Platte	Schraube (21 mini st)
Breite * (mm)	12	15	12	13
Höhe ** (mm)	28	31	21	23
	Auslenkung (mm)		Auslenkung (mm)	
50 N	1,5	1,4	2,4	2,7
100 N	2,4	2,7	3,6	3,8
150 N	3,8	4	5,3	4,9
200 N	5,2	5,9	7,1	
max. N / max. mm	245 / 6,9	208 / 6,1	237 / 7,5	153 / 5,6
Präparat	3 (C11)		4 (C29)	
Seite	3R	3L	4R	4L
Material	Platte	Schraube (20 mini st)	Schraube (24 mini st)	Platte
Breite * (mm)	13	12	11	10
Höhe ** (mm)	21	19	26	24
	Auslenkung (mm)		Auslenkung (mm)	
50 N	0,9	1,1	1,8	1,4
100 N	1,6	2,2	2,5	2
150 N	2,7	3	4,7	3,9
200 N			7,7	6,3
max. N / max. mm	189 / 4,5	154 / 3,5	213 / 8,3	261 / 7,8
Präparat	5 (C28)		6 (C26)	
Seite	5R	5L	6R	6L
Material	Platte	Schraube (24 mini st)	Platte	Schraube (20 mini st)
Breite * (mm)	10	11	14	15
Höhe ** (mm)	21	21	21	21
	Auslenkung (mm)		Auslenkung (mm)	
50 N	1,6	2,3	2,1	1,1
100 N	4,9	4,1	3,7	3,5
150 N	5,4	5,7	5,2	5,9
200 N	7,2	8,4	6,8	7,4
max. N / max. mm	264 / 9,1	216 / 10,6	240 / 8,9	210 / 8

Präparat	7 (B244)		8 (B243)	
Seite	7R	7L	8R	8L
Material	Platte	Schraube (26 mini st)	Schraube (28 mini st)	Platte
Breite * (mm)	14	13	15	19
Höhe ** (mm)	24	21	26	27
	Auslenkung (mm)		Auslenkung (mm)	
50 N	1,7	1,4	1,4	1,6
100 N	3,5	2,8	2,8	3,8
150 N	5,4	3,8	4,3	5,3
200 N	8,1		6	7,7
max. N / max. mm	298 / 13,9	178 / 4,4	222 / 7,7	292 / 12,3
Präparat	9 (C08)		10 (A155)	
Seite	9R	9L	20R	20L
Material	Schraube (24 mini st)	Platte	Schraube (25 mini st)	Platte
Breite * (mm)	10	13	16	17
Höhe ** (mm)	29	26	24	23
	Auslenkung (mm)		Auslenkung (mm)	
50 N	2,8	2,4	1,6	1,4
100 N	3,6	2,8		2,1
150 N	5,3	4,9		
200 N	7,2	6,7		
max. N / max. mm	226 / 8,4	203 / 6,9	52 / 2,7	103 / 2,3
Präparat	11 (C09)		12 (A238)	
Seite	10R	10L	11R	11L
Material	Schraube (22 mini st)	Platte	Schraube (27 mini st)	Platte
Breite * (mm)	11	10	14	16
Höhe ** (mm)	17	18	27	25
	Auslenkung (mm)		Auslenkung (mm)	
50 N	1,7	0,9	2,3	1,6
100 N	2,8	1,8	4,6	3,5
150 N	3,6	2,5	5,4	4,8
200 N	5,3	4,1		
max. N / max. mm	292 / 7,8	326 / 6,9	156 / 5,8	163 / 5,1
Präparat	13 (B181)		14 (185)	
Seite	12R	12L	13R	13L
Material	Platte	Schraube (22 mini st)	Schraube (27 mini st)	Platte
Breite * (mm)	12	11	17	18
Höhe ** (mm)	23	21	31	29
	Auslenkung (mm)		Auslenkung (mm)	
50 N	2,4	2,6	2,6	3,1
100 N	2,8	3,4	3,3	3,9
150 N	3,6	4,1	4,2	4,3
200 N	4,9		5,6	6,3
max. N / max. mm	225 / 6,7	178 / 5	362 / 9,3	249 / 8,3

Präparat	15 (B216)		16 (B229)	
	Seite	14R	14L	15R
Material	Platte	Schraube (25 mini st)	Schraube (24 mini st)	Platte
Breite * (mm)	13	14	19	16
Höhe ** (mm)	23	21	21	23
	Auslenkung (mm)		Auslenkung (mm)	
50 N	0,8	1,1	3,4	2,8
100 N	1,6	2,5	4,8	4,1
150 N	3,3	4,4		7,3
200 N	5,2	6,3		
max. N / max. mm	427 / 11,4	231 / 7,9	142 / 6,4	164 / 8,2
Präparat	17 (Z233)		18 (C84)	
	Seite	16R	16L	17R
Material	Platte	Schraube (16 mini st)	Platte	Schraube (22 mini st)
Breite * (mm)	18	17	14	14
Höhe ** (mm)	28	26	26	26
	Auslenkung (mm)		Auslenkung (mm)	
50 N	1,9	2,5	2	2,6
100 N	3,1	3,9	4,7	5
150 N	6,8	7,7	5,9	6,4
200 N	8,4	9,5	6,8	
max. N / max. mm	256 / 10,2	213 / 10,6	287 / 7,3	162 / 6,8
Präparat	19 (B169)		20 (C85)	
	Seite	18R	18L	19R
Material	Schraube (29 mini st)	Platte	Platte	Schraube (22 mini st)
Breite * (mm)	16	18	10	10
Höhe ** (mm)	23	21	26	27
	Auslenkung (mm)		Auslenkung (mm)	
50 N	1,2	1,3	0,7	1
100 N	2,3	2,5	1,9	2,5
150 N	3,4	3,8	2,5	4
200 N	4,4	4,9	4,1	5,7
max. N / max. mm	210 / 4,8	208 / 5,5	271 / 7,8	207 / 9,2

* : bikortikale Breite

** : Länge der Osteosyntheselinie

max. N : maximale Belastung

max. mm : maximale Auslenkung

N : Newton, Belastung

mm : Millimeter

L : Links

Platte : 4-Loch, *Trilock*; *MedArtis*

Präparat : Unterkiefer

R : Rechts

Schraube : *HBS 2*, *Mini*, *Short thread*; *KLS*

Seite : randomisiert

st : *Short thread*