

**Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und
Gesichtschirurgie
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München**



**Miniplatten aus Titan zur Fixation von
Gelenkfortsatzfrakturen des Unterkiefers:
Evaluation des biomechanischen Verhaltens mittels der
Finite-Elemente-Analyse**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Paris Georgios Liokatis
aus
Ioannina, Griechenland
Jahr
2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Erster Gutachter: *Priv. Doz. Dr. Wenko Smolka*

Zweiter Gutachter: *Prof. Dr. Dr. Florian A. Probst*

Dritter Gutachter: *Priv. Doz. Dr. Matthias Woiczinski*

ggf. weitere Gutachter:




Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 08.03.2023

In Liebe und Dankbarkeit meiner Nancy gewidmet

Affidavit

	LUDWIG- MAXIMILIANS- UNIVERSITÄT MÜNCHEN	Promotionsbüro Medizinische Fakultät		
Eidesstattliche Versicherung				

Liokatis, Paris Georgios

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Miniplatten aus Titan zur Fixation von Unterkiefer-Kollumfrakturen:

Evaluation des biomechanischen Verhaltens mittels der Finite-Elemente-Analyse

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 23.01.2022

Ort, Datum

Paris Georgios Liokatis

Unterschrift Doktorand

Inhaltverzeichnis

Affidavit	4
Inhaltverzeichnis	5
Abkürzungsverzeichnis	6
Publikationsliste	7
1. Eigenanteil	8
1.1 Beitrag zu Paper I.....	8
1.2 Beitrag zu Paper II.....	8
2. Einleitung	10
2.1 Klassifikation und Epidemiologie der Gelenkfortsatz-frakturen des Unterkiefers	10
2.2 Behandlung von Kiefergelenkfortsatzfrakturen.....	11
2.3 Osteosynthese in der Gelenkfortsatzregion	12
2.4 Finite Elemente Analyse	13
2.5 Mechanische Parameter zur Evaluation der Osteosynthese.....	14
2.6 FEA bei Frakturen in der Gelenkbasisregion.....	15
2.7 Plattenpositionierung und Frakturverlauf als unabhängige Parameter	16
2.8 Ziel dieser Arbeit.....	17
2.9 Limitationen der Arbeit.....	18
3. Zusammenfassung:	19
4. Abstract (English):	21
5. Paper I	23
6. Paper II	24
7. Literaturverzeichnis zur Einleitung	25
Danksagung	30
Lebenslauf	Fehler! Textmarke nicht definiert.

Abkürzungsverzeichnis

FEA	Finite-Elemente-Analyse
AP	Anteroposterior
ORIF	Offene Reposition und interne Fixation
MMF	Mandibulo-maxilläre Fixation

Publikationsliste

Englischsprachige Originalarbeiten

Liokatis P, Tzortzinis G, Gerasimidis S, Smolka W (2021)

Finite Element Analysis of Different Titanium Plates for Internal Fixation of Fractures of the Mandibular Condylar Neck.

Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 2021 Mar;79(3):665.e1-665.e10. doi: 10.1016/j.joms.2020.09.038.

Liokatis P, Tzortzinis G, Gerasimidis S, Smolka W (2022)

Application of the lambda plate on condylar fractures: Finite element evaluation of the fixation rigidity for different fracture patterns and plate placements

Injury. 2022 Jan 21:S0020-1383(22)00055-9. doi: 10.1016/j.injury.2022.01.032.

Wissenschaftliche Vorträge

Smolka W., **Liokatis P.**, Ehrenfeld M.

Finite Element Analysis of Different Titanium Plates for Internal Fixation of Fractures of the Mandibular Condylar Neck. 70. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Juni 2020

1. Eigenanteil

1.1 Beitrag zu Paper I

Herr PD Dr. Dr. Smolka konzipierte das Studiendesign und den Zielpunkt der Studie. Herr Liokatis segmentierte und entwarf das STL-Model des Unterkiefers mit der Software MIMICS-14 (Materialise, Leuven, Belgien) anhand der CT-Daten eines gesunden Unterkiefers. Anschließend entwickelte Herr Liokatis mit der Software 3-Matic (Materialise, Leuven, Belgium) verschiedene Finite-Elemente-Modelle mit diversen Netzcharakteristika (z.B. Anzahl, Geometrie der Elemente), die von Herrn Tzortzinis PhD und Herrn Gerasimidis PhD im Rahmen einer Konvergenzstudie mit der Software ABAQUS (Simulia, Dassault Systemes) getestet wurden. Gemäß den Ergebnissen der Konvergenzstudie entwickelte Herr Liokatis das finale Finite-Elemente-Model. Herr Liokatis definierte die Eigenschaften der Materialien (Knochen, Osteosyntheseplatten und Schrauben) sowie die Belastungsszenarien (Vektoren der Muskelkräfte) und die zu bewertenden Parameter. Herr Tzortzinis PhD und Herr Gerasimidis PhD führten die Finite-Elemente-Analyse mittels der Software ABAQUS (Simulia, Dassault Systemes) und die Verarbeitung der Ergebnisse durch. Herr Liokatis interpretierte die Ergebnisse und erstellte die Grafiken und die Manuskripte.

1.2 Beitrag zu Paper II

Herr PD Dr. Dr. Smolka konzipierte das Studiendesign und den Zielpunkt der Studie. Herr Liokatis segmentierte und entwarf das STL-Model des Unterkiefers mit der Software MIMICS-14 (Materialise, Leuven, Belgien) anhand der CT-Daten eines gesunden Unterkiefers. Anschließend entwickelte Herr Liokatis mit der Software 3-Matic (Materialise, Leuven, Belgium) verschiedene Finite-Elemente-Modelle mit diversen Netzcharakteristika (z.B. Anzahl, Geometrie der Elemente), die von Herrn Tzortzinis PhD und Herrn Gerasimidis PhD im Rahmen einer Konvergenzstudie mit der Software ABAQUS (Simulia, Dassault Systemes) getestet wurden. Gemäß den Ergebnissen der Konvergenzstudie entwickelte Herr Liokatis das finale Finite-Elemente-Model. Herr Liokatis definierte die Eigenschaften der Materialien (Knochen, Osteosyntheseplatten

und Schrauben) sowie die Belastungsszenarien (Vektoren der Muskelkräfte) und die zu bewertenden Parameter. Herr Tzortzinis PhD und Herr Gerasimidis PhD führten die Finite-Elemente-Analyse mittels der Software ABAQUS (Simulia, Dassault Systemes) und die Verarbeitung der Ergebnisse durch. Herr Liokatis interpretierte die Ergebnisse und erstellte die Grafiken und die Manuskripte.

2. Einleitung

2.1 Klassifikation und Epidemiologie der Gelenkfortsatzfrakturen des Unterkiefers

Für den Kliniker wird grundsätzlich jede Fraktur als Fraktur des Gelenkfortsatzes definiert, die oberhalb des Foramen mandibulae liegt und von innerhalb oder oberhalb des Unterkieferwinkels in die Incisura mandibulae oder das Caput mandibulae verläuft [1].

In der Literatur werden verschiedene Klassifikationen und Begriffe zu der Beschreibung der Frakturen der Gelenkfortsatzregion verwendet [2]. In der aktuellen Arbeit werden die Frakturen des Unterkiefergelenkfortsatzes nach dem AO CMF-Klassifikationssystem klassifiziert [1].

Der Gelenkhals des Unterkiefers ist ein klinischer Begriff. Von dorsal betrachtet entspricht er einer trapezförmigen Subregion, die oberhalb des Foramen mandibulae und der Lingula beginnt [1]. Es gibt keine definierte anatomische Grenzlinie zwischen dem Gelenkhals und dem Gelenkkopf [1].

Die so genannte Basis des Gelenkfortsatzes entspricht der Stützzone entlang des hinteren Randes des aufsteigenden Ramus [1]. Der Austrittspunkt des Processus condylaris aus der subkondylären Basisregion ist anatomisch nicht genau definiert [1].

Gemäß der AO CMF Klassifikation werden für die Klassifizierung der Frakturen des Gelenkfortsatzes die drei Subregionen Gelenkkopf, Gelenkhals und Gelenkbasis anhand spezifischer Landmarken und Referenzlinien identifiziert [1]. Eine Gelenkhalsfraktur liegt vor, wenn mehr als ein Drittel der Frakturlinie oberhalb der Linie der Incisura mandibulae (Loukota linie) liegt [3] (beurteilt in der Seitenansicht) und die Linie unterhalb der Gelenkkopf bleibt (beurteilt in der AP-Ansicht). Wenn mehr als zwei Drittel der Frakturlinie in der seitlichen Ansicht unterhalb der Incisura mandibulae verlaufen, betrifft die Fraktur die Gelenkbasis. In dieser Arbeit werden Frakturen des Gelenkhalses und der Gelenkbasis analysiert.

Die Frakturen des Processus condylaris des Unterkiefers sind häufig und machen einen Prozentsatz zwischen 17.5 % und 50 % aller Unterkieferfrakturen aus [4, 5]. Die Ursachen für Unterkieferfrakturen sind je nach Zeit und Ort unterschiedlich und werden auf Altersgruppen, Kultur, Lebensstil, zeitliche Faktoren und sozioökonomischen Status zurückgeführt [6]. Als Hauptursachen werden tätliche Angriffe Verkehrsunfälle, Stürze und sportbedingte Verletzungen genannt [7].

Die meisten Frakturen im Bereich des Processus condylaris werden durch indirekte Kräfte verursacht, die durch die Wirkung einer Kraft an anderer Stelle (z. B. am Kinn) auf diesen schwachen Teil des Unterkiefers einwirken [7]. Aus diesem Grund sind Faktoren wie die Richtung der Kraft, die Position des Unterkiefers während des Aufpralls (offen oder geschlossen) und der Zustand des Gebisses entscheidende Determinanten für das Frakturmuster, das entstehen wird.

2.2 Behandlung von Kiefergelenkfortsatzfrakturen

Bei der Behandlung von Kiefergelenkfortsatzfrakturen des Unterkiefers (KGF) kann eine konservative Behandlung mit geschlossener Reposition oder eine chirurgische Behandlung mit offener Reposition und interner Fixation (ORIF) angewandt werden. Die Behandlung von Kiefergelenkfortsatzfrakturen ist nach wie vor eine Quelle ständiger Kontroversen im Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichtstraumatologie [8]. Für jede Art von Kiefergelenkfortsatzfrakturen muss die Behandlungsmethode unter Berücksichtigung des Vorhandenseins von Zähnen, der Frakturhöhe, der Adaptation der Patient*innen, des Kauystems, der Störung der Okklusionsfunktion und der Abweichung des Unterkiefers gewählt werden [8]. In der Vergangenheit wurde hauptsächlich die geschlossene Reposition und mandibulo-maxillärer Fixation (MMF) mit begleitender aktiver Physiotherapie Therapie während der Erholungsphase angewandt. In den letzten Jahren hat sich allerdings die offene Behandlung von Kiefergelenkfortsatzfrakturen mit rigider interner Fixation durchgesetzt [9].

Die chirurgische Behandlung ist die einzige Möglichkeit, eine korrekte Reposition einer verschobenen Fraktur zu erreichen und eine MMF zu vermeiden. Obwohl sie bessere Ergebnisse als eine geschlossene Behandlung zu liefern scheint [9], bleiben Fragen offen, unter anderem bezüglich des zu verwendenden Osteosynthesematerials [10-12].

2.3 Osteosynthese in der Gelenkfortsatzregion

Die Anatomie des Kiefergelenkfortsatzes kann jedoch aufgrund der geringeren Breite dieser spezifischen Region zu Diskussionen führen: Erstens sind die Zug- und Druckspannungen im Gelenkhals nicht so eindeutig wie in anderen Bereichen des Unterkiefers [13], zweitens ist die Verwendung von vielen Plattendesigns nur in einigen Fällen möglich [14]. Zusätzlich könnte die enge Anatomie des Gelenkhalses auch zu erhöhten Kräften und weiterer Instabilität der Kiefergelenkfrakturen führen [13]. Obwohl die Fixation mit 2 geraden Platten in einer nicht parallelen Konfiguration als der Goldstandard gilt [10], ist aufgrund der oben genannten Besonderheiten der Gelenkregion möglicherweise eine andere Fixationstechnik erforderlich.

Die Besonderheiten bei der Behandlung von Kiefergelenkfrakturen haben zu verschiedenen Plattendesigns geführt, um die Osteosynthese dieser Frakturen zu erleichtern. Die Tatsache, dass es verschiedene Plattensysteme auf dem Markt gibt, die im Kiefergelenksbereich eingesetzt werden können, zeigt, dass es kein ideales Design für alle Frakturmuster gibt. Obwohl viele der Platten sowohl für die Basis- als auch für die Halsregion des Kiefergelenks konzipiert sind, bieten die verschiedenen Plattendesigns bei unterschiedlichen Frakturmustern möglicherweise nicht immer eine ausreichende Stabilität, insbesondere wenn die Positionierung der Platte nicht ideal aufgrund der anatomischen Besonderheiten der Gelenkregion ist [15].

Meyer et al. untersuchten die Spannungen im Unterkiefer und schlugen vor, dass eine rigidere Fixation erreicht werden kann, wenn die Osteosynthese entlang den Kompressions- und Spannungslinien durchgeführt wird [16]. Ihre Ergebnisse empfahlen

die Trapezplatte als beste Fixationstechnik für den Gelenkbasisbereich [10]. De Jesus et al. stellten dagegen fest, dass die geringere Anzahl von Schrauben für die Trapezplatte im Gelenkbasisbereich zu höheren Spannungskonzentrationen im Knochen um die Schrauben herum und zu Schraubenlockerungen führen kann [17]. Die vorhandene Literatur ist widersprüchlich in Bezug darauf, ob die erhöhte Anzahl von Schrauben die Knochenintegrität beeinträchtigt und die Fixationssteifigkeit verbessert [17-19].

2.4 Finite Elemente Analyse

Die Finite-Elemente-Analyse (FEA) ist ein numerisches Verfahren, welches das mechanische Verhalten von belasteten Strukturen simuliert [12, 20]. Um ein Problem zu lösen, unterteilt die FEM ein großes System in kleinere, einfachere Teile, die sogenannten finiten Elemente. Dieser Prozess wird als Diskretisierung bezeichnet [21]. Ferner bezieht sich die Diskretisierung in der angewandten Mathematik auf den Prozess der Übertragung von kontinuierlichen Funktionen, Modellen, Variablen und Gleichungen in diskrete Gegenstücke bzw. Elemente [21]. Zwischen den Millionen kleiner Elemente, die zusammendie Form der zu bewertenden Struktur ergeben, wird ein Netz erstellt. Jedes dieser kleinen Elemente wird Berechnungen unterzogen, wobei diese Netzverfeinerungen zusammen das Endergebnis der gesamten Struktur ergeben [21].

Ursprünglich kam die FEA in begrenzten Bereichen, wie beispielsweise die Struktur- oder Festkörperanalyse, durch Ingenieure zur Anwendung, um die Anzahl an Prototypen bei Experimenten zu verringern [21]. Gleichzeitig ermöglichte sie die Optimierung von Komponenten im Rahmen des Entwurfsprozesses eines Projekts [21, 22]. Mit der Zeit wurde die FEA zunehmend universeller bei vielen physikalischen Problemstellungen eingesetzt werden, unter anderem bei der Wettervorhersage [23] oder bei technischen Problemen in den Branchen Fahrzeugbau [24], Luft- und Raumfahrttechnik [25] oder Maschinenbau [21].

Im Bereich der Medizin wird die FEA insbesondere in der Traumabiomechanik verwendet [21, 26]. Sie stellt ein sehr nützliches Instrument dar, welches Verletzungen

des menschlichen Körpers verringern soll, z.B. durch verbesserte Schutzausrüstung [27-29]. Das entsprechende Verfahren wird häufig in der Medizin benutzt, um mechanische Probleme des Knochengewebes zu analysieren und hat sich als sehr vorteilhaft zum Berechnen des mechanischen Verhaltens des Knochens erwiesen [30]. Des Weiteren kann die FEA auch zur Simulation des Verhaltens von Weichgeweben und Organen erfolgreich eingesetzt werden [31].

In der mund-, kiefer- und gesichtschirurgischen Literatur, wird diese Methode zum Untersuchen von Frakturfixation, Kiefergelenk-Verhalten, Zahnimplantaten und orthognathischen Fällen appliziert [13, 32, 33].

2.5 Mechanische Parameter zur Evaluation der Osteosynthese

Zur Leistungsbewertung der Osteosynthesetechniken bzw. Techniken zur Verplattung von Frakturen wurden folgende Parameter untersucht:

1. Zur Bewertung der Rigidität der Osteosynthese wurden die Magnituden der simulierten Verschiebungen der Elemente entlang des Frakturbereichs berechnet und in einer Farbskala dargestellt. Verschiebungen des proximalen und distalen Fragments in derselben Richtung deuteten auf eine stabile Fixierung hin, da sich beide Oberflächen eher wie ein kompaktes Objekt bewegten. Um die kritische Verschiebungsgrenze entlang der Frakturfläche, die eine adäquate Knochenheilung verhindert, zu detektieren, wurde der Cut-Off Wert von Perren (0.15mm) angenommen [34].
2. Zur Vorhersage eines möglichen Materialversagens in den Platten und Schrauben wurden die von-Mises-Spannungen im Osteosynthesematerial als Maßstab verwendet. [35]. Die Eigenschaften der Titanlegierung Ti-6Al-4V wurden als kritische Versagensgrenze bezüglich Materialbruches, verwendet [35].
3. Zur Bestimmung der Knochenareale, die für eine Knochenresorption anfällig sein könnten, wurde die maximale Hauptdehnung im Knochen verwendet. Studien zufolge [26,27] ist die maximale Hauptdehnung ein guter Indikator für das

mechanische Verhalten des Knochens, wenn sie mit der Finite-Elemente-Methode bewertet wird [36]. Die kritische Dehnungsspannung des menschlichen Kortikalisknochens, die eine Knochenresorption auslösen kann, wird in relevanten Studien auf 0.4 % geschätzt [37].

2.6 FEA bei Frakturen in der Gelenkbasisregion

Die computergestützte FEA wurde ausgiebig für Frakturen im Bereich der Gelenkbasis angewandt, um die Leistungsfähigkeit einer Vielzahl neuer dreidimensionaler Miniplattendesigns zu untersuchen [12, 17, 38]. Viele dieser Plattensysteme werden auch für die Fixation von Frakturen im engen Gelenkhalsbereich verwendet. Manche in dieser Arbeit untersuchten Plattensysteme für die Fixation einer Fraktur im Bereich des schmalen Gelenkhalses wurden zuvor ebenfalls mit FEA vor allem für die Fixation von Gelenkbasisfrakturen getestet, allerdings mit kontradiktorischen Ergebnissen [12, 15, 17, 38, 39].

Darwich et al. and Albogha et al. untersuchten verschiedene Platten und stellten fest, dass die Trapezplatte besseren Ergebnisse im Vergleich zu der Lambda-, Strut- und Gerade Platten im Bereich der Gelenkbasis bietet [11, 12], während de Jesus et al. feststellten, dass die Lambda-Platte eine homogenere Spannungsverteilung sowohl für das Osteosynthesematerial als auch für den Knochen aufweist und möglicherweise eine bessere Methode als die Trapezplatte darstellt [17]. Andererseits betrachten Murakami et al. die Strutplatte als die optimale Methode für Gelenkbasisfrakturen [39]. Obwohl die meisten dieser Studien dieselben Kriterien für Versagen der Materialien anwendeten (von Mises Spannung, maximale Hauptdehnung, Verschiebung entlang der Frakturlinie) waren die angewendeten Kraftbelastungen unterschiedlich. Darwich et al. applizierten eine Belastung von 250 N im Bereich der Molaren [12], Albogha et al. wendeten 150 N im Bereich des Gelenkkopfes an [11], Darwich et al. setzten 500 N im Bereich der Molaren ein [12] und Murakami et al. 478 N ebenfalls im Bereich der Molaren [39]. Diese Unterschiede der Newtonwerte an Kraftbelastungen erschweren den direkten Vergleich o.g. Studien. Darüber hinaus ist es bekannt, dass die postoperativen Kraftbelastungen

bei vielen Patient*innen deutlich reduziert sind (auf Grund von postoperativer Schwellung, mandibulo-maxillärer Fixation) [40], so dass die in den Modellen eingesetzten Kräfte angepasst werden sollen. Dementsprechend konnten viele Studien zeigen, dass bei weniger starken Belastungen die meisten Plattendesigns eine adäquate Rigidität aufwiesen [11, 12, 39]. Ferner ermöglicht die anatomisch bedingte breite und flache Oberfläche des Gelenkbasisbereichs die Anbringung der meisten Platten mit geringer oder ohne Biegung, wodurch die mechanischen Materialeigenschaften der Platten erhalten bleiben [41].

Auf Grund der besonderen anatomischen und biomechanischen Eigenschaften des Gelenkhalses des Kiefergelenks mit den schmalen, gekrümmten Flächen, die eine Biegung der Platten notwendig machen, ist es schwierig oben gezeigte Ergebnisse zu pauschalisieren und unkritisch auf jede klinische Situation zu übertragen, auch wenn das Plattendesign sich nie ändert.

2.7 Plattenpositionierung und Frakturverlauf

In der Literatur sind bereits viele unterschiedliche Osteosyntheseplatten im Hinblick auf Parameter, wie Stabilität der Osteosynthese und ein mögliches Versagen der Frakturfixation, untersucht worden. Allerdings wurden die Plattenpositionierung und der Einfluss des Frakturmusters selten als unabhängige Parameter untersucht [11, 12, 17, 39, 42]. Aquilina et al. berichteten, dass die parallele Ausrichtung von zwei geraden Platten zu geringeren Spannungen und Verschiebungen führt, als die Verwendung derselben Platten in einem versetzt angebrachtem Muster [15]. Andere Studien berichteten über unterschiedlichen Ergebnisse bei gleichem Plattendesign, vermutlich durch Unterschiede in den anatomischen Begebenheiten bedingt [10-12, 17, 39, 43]. Obwohl es aufgrund der unterschiedlichen FEA-Protokolle nicht immer sinnvoll ist, verschiedene FEA-Studien miteinander zu vergleichen, könnten das unterschiedliche Frakturmuster und die veränderte Positionierung der Platten zwischen den Studien eine Rolle bei dieser Diskrepanz spielen [15]. Außerdem deuten klinische und experimentelle Fall-Kontroll-Studien darauf hin, dass die Positionierung der Platte und das

Frakturmuster eine entscheidende Rolle für die Leistung eines Plattendesigns spielen können [43, 44].

2.8 Ziel dieser Arbeit

Obwohl viele Studien mittels der Finite-Elemente-Analyse die Frakturfixation einfacher oder mehrfacher Unterkieferfrakturen im Bereich der Gelenkbasis untersucht haben, gibt es in der Literatur laut unserem Kenntnisstand keine Studie (Datenbank: Pubmed, Suchbegriffe: Finite element analysis, condylar neck fracture, osteosynthesis), die die Rigidität der Frakturfixation mit unterschiedlichen Plattendesigns bei Frakturen im Bereich des Gelenkhalses mittels FEA analysiert hat. Zusätzlich gibt es keine Finite-Elemente-Analyse des biomechanischen Verhaltens von nicht ideal positionierten Platten, was ein klinisch relevantes Problem bei Operationen am Gelenkhals sein kann, da hier sowohl die teils limitierte Übersichtlichkeit bei verschiedenen operativen Zugängen als auch die Größe der knöchernen Fragmente zusätzliche Parameter sein können, die Auswirkung auf die Auswertungen haben könnten. Studien, welche die Plattenpositionierung, das Frakturmuster und die Osteosyntheseleistung als Outcome-Parameter unabhängig vom Plattendesign untersuchen, wurden bisher nicht mittels der FEA-Analyse untersucht.

Ziele der vorliegenden Arbeit sind, unter Verwendung der Finite-Analyse-Methode die Fixationsrigidität und die Knochen- und Plattenintegrität bei Frakturen im Bereich des Gelenkfortsatzhalses, die mittels verschiedener Miniplatten osteosynthetisch versorgt wurden, zu evaluieren. Insbesondere werden in dieser Arbeit folgende Plattendesigns analysiert: Alpha-, Kappa-, Rhomboid- und Trapezplatte (Herstellerfirmen: SynthesBasel Switzerland und KLS Martin Group Germany). Ein zusätzliches Ziel der Studie ist es, die Leistungsfähigkeit des Osteosynthesematerials hinsichtlich der Positionierung der Platte und des Bruchverlaufs zu untersuchen.

2.9 Limitationen der Arbeit

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Modelle sind letztendlich nur Vereinfachungen und Simulationen des sehr komplexen und biomechanisch diversen menschlichen kranio-maxillo-fazialen Systems. Zur Simulation des biomechanischen Verhaltens des Unterkieferknochens wurden die Eigenschaften des Oberschenkelknochens verwendet [45], da für den Unterkiefer keine ausreichenden Daten vorliegen [32, 46]. Außerdem bringt die enge Lagebeziehung des untersuchten Bereichs zum Kiefergelenk weitere Unsicherheiten in die Simulation ein. Aus diesen Gründen ist die kritische Überprüfung und Validierung der FEA-Modelle von großer Bedeutung [21, 47]. Die in dieser Arbeit verwendeten Modelle wurden durch Konvergenzstudien verifiziert. Eine direkte Validierung anhand von physikalischen Experimenten hat jedoch nicht stattgefunden, ebenso ist auf Grund fehlender experimenteller Modelle nur eine indirekte Teilvalidierung von Experimenten und klinischen Beobachtungen zu Gelenkbasisfrakturen, die die Knochenregionen der kranial gelegenen Schrauben als Bereiche höherer Belastung identifizieren, möglich [10, 48]. Zusammenfassend sollten die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit durch experimentelle und klinische Studien validiert werden.

3. Zusammenfassung

Ziel der Studien war es, erstens zu ermitteln, welche Verplattungstechnik die rigideste Fixation und das beste biomechanische Verhalten bietet, und zweitens zu bestimmen, wie sich die Positionierung der Lambda-Platte auf die Rigidität der Fixation auswirkt.

Zur Beurteilung der Rigidität der Osteosynthese wurden die Verschiebungen der Unterkieferfragmente gemessen. Zur Vorhersage eines möglichen Materialversagens in den Platten und Schrauben wurden die von Mises stresses in dem Osteosynthesematerial berechnet. Zusätzlich wurde das maximal principal strain im Knochen verwendet, um potentielle Knochenbereiche anzuzeigen, die für eine Knochenresorption anfällig sein könnten. Alle vier Plattendesigns (Alpha-, Kappa-, Rhomboid- und Trapezplatte) wurden unter denselben Bedingungen untersucht: erstens eine Belastung von 500 N, die die maximale Kaukraft eines gesunden Erwachsenen simuliert und zweitens eine Belastung von 135 N, die der reduzierten Kaukraft innerhalb der 6 postoperativen Wochen entspricht.

Nach unseren Erkenntnissen zeigten alle 4 Platten bei einer Belastung von 135 N eine adäquate Fixation von Halsfrakturen mit einem Risiko zur verzögerten Schraubenlockerung nur, wenn die trapezförmigen und rhomboiden Platten verwendet werden.

Andererseits zeigten die Platten bei einer Belastung von 500 N signifikante Unterschiede. Größere Platten, die mehr Schrauben zur Fixation benötigen, wie die Alpha- und Kappaplaten, führten zu besseren Ergebnissen als die rhomboiden und trapezförmigen Platten, welche die Hälfte des Volumens der Ersten haben, da sie eine höhere Rigidität und eine bessere Stressverteilung im Knochen aufwiesen. Die trapezförmige Platte führte zu einer weniger rigidem Fixation, da die Mikrobewegungen zu einer Pseudoarthrose führen könnten.

Die oben genannten Ergebnisse können abweichen, wenn sich der Verlauf der Frakturlinie oder die Position der Platte ändert. Diese Parameter wurden für die relativ neue Lambda-Platte untersucht, für die es nicht genügend Daten gibt, um Aussagen über Ihre Anwendung zu treffen. Die Rigidität der Osteosynthese mittels der Lambda-Platte wurde bei einer Belastung von 500N untersucht. Nach den Ergebnissen der vorliegenden Studie ergab die Lambda-Platte nur bei Halsfrakturen eine ausreichende Rigidität. Im Gegensatz dazu war die Stabilität der Osteosynthese bei Basisfrakturen unbefriedigend. Darüber hinaus sollte bei Halsfrakturen eine eher kraniale Platzierung der Platte angestrebt werden. Schließlich, wenn die Lambda-Platte für Basisfrakturen verwendet wird, sollte sie mit einer zusätzlichen Platte unter der Incisura mandibulae kombiniert werden.

Die Finite-Elemente-Analyse ist eine Analyse, welche durch Computer errechnet wird. Die Ergebnisse gelten nur für die mit den aktuellen Modellen simulierten Frakturmuster und Osteosynthesematerialien. Weitere Limitationen der vorliegenden Arbeit sind die fehlenden Daten über die biomechanischen Eigenschaften des Unterkieferknochens, die enge Lagebeziehung zum Kiefergelenk und die fehlende direkte Validierung. Die Ergebnisse sollten durch experimentelle oder klinische Studien validiert werden.

4. Abstract (English)

The current publications aimed first to determine which plating technique provides the most rigid fixation and the best biomechanical behavior and second, to examine how the positioning of the lambda plate affects the rigidity of fixation.

To assess the rigidity of the osteosynthesis, the displacements of the condylar fragments were measured. The von Mises stresses in the osteosynthesis material were calculated to predict possible material failure in the plates and screws. In addition, the maximum principal strain in the bone was used to indicate potential bone areas that might be susceptible to bone resorption. All four plate designs (alpha, kappa, rhomboid, and trapezoidal) were tested under the same conditions: a load of 500 N simulating the maximum masticatory force of a healthy adult and a load of 135 N corresponding to the reduced masticatory force within the six postoperative weeks.

According to our findings, all four plates showed adequate fixation of neck fractures at a load of 135 N with a risk for delayed screw loosening only when the trapezoidal and rhomboid plates were used.

On the other hand, the plates showed significant differences when a load of 500 N was applied. Larger plates requiring more screws for fixation, such as the alpha and kappa plates, performed better than the rhomboid and trapezoidal plates, which have half the volume of the former. The alpha and kappa plates showed higher rigidity and better stress distribution in the bone. The trapezoidal plate resulted in less rigid fixation because the micromovements could lead to pseudoarthrosis.

The above results may differ if the course of the fracture line or the position of the plate changes. These parameters were examined in the current study for the relatively new lambda plate, for which there is insufficient data to make any conclusions about its application. The rigidity of osteosynthesis using the lambda plate was studied for a load of 500N. According to the results of the present study, the lambda plate provided adequate rigidity only for neck fractures. In contrast, the stability of osteosynthesis was

unsatisfactory for basal fractures. Furthermore, in condylar neck fractures, a more cranial placement of the plate should be pursued. Finally, if the Lambda plate is used for basal fractures, it should be combined with an additional plate under the sigmoid notch.

The finite element analysis is a computational method, and results apply only to fracture patterns and osteosynthesis materials simulated with current models. The results should be validated by experimental or clinical studies.

5. Paper I

Finite Element Analysis of Different Titanium Plates for Internal Fixation of Fractures of the Mandibular Condylar Neck

Journal of Oral and Maxillofacial Surgery

2021

Paris Liokatis, Georgios Tzortzinis, Simos Gerasimidis, Wenko Smolka

J Oral Maxillofac Surg. 2021 Mar;79(3):665.e1-665.e10. doi:

10.1016/j.joms.2020.09.038

PMID: 33148415

Link: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33148415/>

6. Paper II

Application of the lambda plate on condylar fractures: Finite element evaluation of the fixation rigidity for different fracture patterns and plate placements

Injury

2022

Paris Liokatis, Georgios Tzortzinis, Simos Gerasimidis, Wenko Smolka

Injury. 2022 Jan 21:S0020-1383(22)00055-9. doi:

10.1016/j.injury.2022.01.032.

PMID: 35101256

Link: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35101256/>

7. Literaturverzeichnis zur Einleitung

1. Neff, A., et al., *The Comprehensive AOCMF Classification System: Condylar Process Fractures - Level 3 Tutorial*. Craniomaxillofac Trauma Reconstr, 2014. **7**(Suppl 1): p. S044-58.
2. Kozakiewicz, M., *Classification proposal for fractures of the processus condylaris mandibulae*. Clin Oral Investig, 2019. **23**(1): p. 485-491.
3. Loukota, R.A., et al., *Subclassification of fractures of the condylar process of the mandible*. Br J Oral Maxillofac Surg, 2005. **43**(1): p. 72-3.
4. Ellis, E., 3rd, *Condylar process fractures of the mandible*. Facial Plast Surg, 2000. **16**(2): p. 193-205.
5. Zachariades, N., *Recurrent fractures of the mandible*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1985. **60**(5): p. 562-4.
6. Sawazaki, R., et al., *Incidence and patterns of mandibular condyle fractures*. J Oral Maxillofac Surg, 2010. **68**(6): p. 1252-9.
7. Thapa, S., et al., *Epidemiology of Surgically Managed Mandibular Condylar Fractures at a Tertiary Referral Hospital in Urban Southwest China*. Open Dent J, 2017. **11**: p. 294-300.
8. Choi, K.Y., et al., *Current concepts in the mandibular condyle fracture management part I: overview of condylar fracture*. Arch Plast Surg, 2012. **39**(4): p. 291-300.
9. Kyzas, P.A., A. Saeed, and O. Tabbenor, *The treatment of mandibular condyle fractures: a meta-analysis*. J Craniomaxillofac Surg, 2012. **40**(8): p. e438-52.
10. Meyer, C., et al., *Development and biomechanical testing of a new osteosynthesis plate (TCP) designed to stabilize mandibular condyle fractures*. J Craniomaxillofac Surg, 2007. **35**(2): p. 84-90.
11. Albogha, M.H., Y. Mori, and I. Takahashi, *Three-dimensional titanium miniplates for fixation of subcondylar mandibular fractures: Comparison of five designs using patient-specific finite element analysis*. J Craniomaxillofac Surg, 2018. **46**(3): p. 391-397.
12. Darwich, M.A., et al., *Assessment of the Biomechanical Performance of 5 Plating Techniques in Fixation of Mandibular Subcondylar Fracture Using Finite Element*

-
- Analysis*. J Oral Maxillofac Surg, 2016. **74**(4): p. 794 e1-8.
13. Ramos, A., Y. Nyashin, and M. Mesnard, *Influences of geometrical and mechanical properties of bone tissues in mandible behaviour - experimental and numerical predictions*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2017. **20**(9): p. 1004-1014.
 14. Liokatis, P., et al., *Finite Element Analysis of Different Titanium Plates for Internal Fixation of Fractures of the Mandibular Condylar Neck*. J Oral Maxillofac Surg, 2021. **79**(3): p. 665 e1-665 e10.
 15. Aquilina, P., et al., *Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle*. Br J Oral Maxillofac Surg, 2013. **51**(4): p. 326-31.
 16. Meyer, C., et al., *Clinical experience with osteosynthesis of subcondylar fractures of the mandible using TCP plates*. J Craniomaxillofac Surg, 2008. **36**(5): p. 260-8.
 17. de Jesus, G.P., et al., *Finite element evaluation of three methods of stable fixation of condyle base fractures*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2014. **43**(10): p. 1251-6.
 18. Pilling, E., et al., *Comparative evaluation of ten different condylar base fracture osteosynthesis techniques*. Br J Oral Maxillofac Surg, 2010. **48**(7): p. 527-31.
 19. Lauer, G., et al., *Plate osteosynthesis of the mandibular condyle*. Ann Anat, 2007. **189**(4): p. 412-7.
 20. Liu, W.K., et al., *Immersed finite element method and its applications to biological systems*. Comput Methods Appl Mech Eng, 2006. **195**(13-16): p. 1722-1749.
 21. Betten, J., *Finite Elemente für Ingenieure 1*. 2003: Springer Berlin, Heidelberg.
 22. Yamada, H. and F.G. Evans, *Strength of biological materials*. 1970.
 23. Steppeler, J., *Galerkin and finite element methods in numerical weather prediction*. Bonner meteorologische Abhandlungen,. 1987, Bonn: Dümmler. 4, 116 p.
 24. Zhou, W. and IEEE Computer Society., *Algorithms and architectures for parallel processing : Fifth International Conference on Algorithms and Architectures for Parallel Processing : October 23-25, 2002, Beijing, China*. 2002, Los Alamtos, Calif.: IEEE Computer Society. xviii, 491 p.
 25. Atchley, A.A., et al., *Innovations in nonlinear acoustics : ISNA 17, 17th International Symposium on Nonlinear Acoustics : including the International Sonic Boom Forum*,

-
- 18-22 July 2005. AIP conference proceedings,. 2006, Melville, N.Y.: American Institute of Physics. xix, 677 p.
26. Pachocki, L., et al., *Biomechanics of Lumbar Spine Injury in Road Barrier Collision-Finite Element Study*. Front Bioeng Biotechnol, 2021. **9**: p. 760498.
 27. Giudice, J.S., et al., *Finite Element Model of a Deformable American Football Helmet Under Impact*. Ann Biomed Eng, 2020. **48**(5): p. 1524-1539.
 28. Deng, X., et al., *Finite element analysis of occupant head injuries: parametric effects of the side curtain airbag deployment interaction with a dummy head in a side impact crash*. Accid Anal Prev, 2013. **55**: p. 232-41.
 29. Viano, D.C. and Society of Automotive Engineers., *Seat belts : the development of an essential safety feature*. Pt. 2003, Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers. 991 p.
 30. Iwamoto, M., Y. Nakahira, and H. Kimpara, *Development and Validation of the Total HUMAN Model for Safety (THUMS) Toward Further Understanding of Occupant Injury Mechanisms in Precrash and During Crash*. Traffic Inj Prev, 2015. **16 Suppl 1**: p. S36-48.
 31. Homma, A., et al., *Long-term safety and efficacy of donepezil in patients with severe Alzheimer's disease: results from a 52-week, open-label, multicenter, extension study in Japan*. Dement Geriatr Cogn Disord, 2009. **27**(3): p. 232-9.
 32. O'Mahony, A.M., et al., *Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible*. Clin Oral Implants Res, 2000. **11**(5): p. 415-21.
 33. Fernandez, J.R., et al., *A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates*. J Biomech, 2003. **36**(3): p. 329-37.
 34. Perren, S.M., *Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation*. Clin Orthop Relat Res, 1979(138): p. 175-96.
 35. Yang, D. and Z. Liu, *Quantification of Microstructural Features and Prediction of Mechanical Properties of a Dual-Phase Ti-6Al-4V Alloy*. Materials (Basel), 2016. **9**(8).
 36. Ji, B., et al., *A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2010. **109**(3): p. e21-7.

-
37. Nalla, R.K., J.H. Kinney, and R.O. Ritchie, *Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone*. Nat Mater, 2003. **2**(3): p. 164-8.
 38. Albogha, M.H., et al., *Maximum principal strain as a criterion for prediction of orthodontic mini-implants failure in subject-specific finite element models*. Angle Orthod, 2016. **86**(1): p. 24-31.
 39. Murakami, K., et al., *Computed Tomography-Based 3-Dimensional Finite Element Analyses of Various Types of Plates Placed for a Virtually Reduced Unilateral Condylar Fracture of the Mandible of a Patient*. J Oral Maxillofac Surg, 2017. **75**(6): p. 1239 e1-1239 e11.
 40. Tate, G.S., E. Ellis, 3rd, and G. Throckmorton, *Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations*. J Oral Maxillofac Surg, 1994. **52**(7): p. 734-6.
 41. Parr, W.C.H., et al., *Fatigue implications for bending orthopaedic plates*. Injury, 2021. **52**(10): p. 2896-2902.
 42. Vieira, E.O.T.R., et al., *Finite Element Evaluation of Stable Fixation in Combined Mandibular Fractures*. J Oral Maxillofac Surg, 2017. **75**(11): p. 2399-2410.
 43. Meyer, C., L. Serhir, and P. Boutemi, *Experimental evaluation of three osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible*. J Craniomaxillofac Surg, 2006. **34**(3): p. 173-81.
 44. Smolka, W., P. Liokatis, and C.P. Cornelius, *Open Reduction and Internal Fixation of Unilateral Mandibular Condylar Base and Neck Fractures Using a Lambda Plate: Selection Criteria for Application*. J Oral Maxillofac Surg, 2020.
 45. Cong, A., J.O. Buijs, and D. Dragomir-Daescu, *In situ parameter identification of optimal density-elastic modulus relationships in subject-specific finite element models of the proximal femur*. Med Eng Phys, 2011. **33**(2): p. 164-73.
 46. Misch, C.E., Z. Qu, and M.W. Bidez, *Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement*. J Oral Maxillofac Surg, 1999. **57**(6): p. 700-6; discussion 706-8.
 47. Viceconti, M., et al., *Extracting clinically relevant data from finite element simulations*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2005. **20**(5): p. 451-4.

-
48. Smolka, W., P. Liokatis, and C.P. Cornelius, *Evaluation of Complications After Open Reduction and Internal Fixation of Mandibular Condylar Base and Neck Fractures Using Trapezoidal Plates*. J Craniofac Surg, 2020.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich recht herzlich bei allen Personen bedanken, die mich während dieser Arbeit unterstützt und begleitet haben.

An erster Stelle gilt mein ganz besonderer Dank meinem Doktorvater Herrn PD Dr. med. Dr. med. dent. Wenko Smolka. Seine Anleitung im wissenschaftlichen Arbeiten und seine stets unkomplizierte und geduldige Betreuung haben mir geholfen, die Arbeit fertig zu stellen. Vielen Dank für die gute Betreuung.

Ebenso gilt mein Dank Frau Despoina Spai, die mir bei der sprachlichen Korrektur meiner Manuskripte zur Seite gestanden hat.

Mein besonderer Dank gilt meiner Nancy, die mich stets motiviert und unterstützt hat.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei den Menschen bedanken, die dies alles ermöglicht haben: meine Eltern Foteini Rarra und Nikitas Liokatis, die mich stets unterstützt haben sowie meine Schwester Ioanna Liokati.

