

Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften der
Technischen Universität München

Experimentelle Analyse des menschlichen Kausystems

Heinrich Schieferstein
(Dipl.-Ing.)

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor-Ingenieurs
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. M. Zäh
Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr.-Ing. G. Reinhart
2. Univ.-Prof. Dr. med., Dr. med. dent., Dr. h.c. N. Schwenzer,
Eberhard Karls Universität Tübingen (emeritiert)

Die Dissertation wurde am 24.01.2003 bei der Technischen Universität München eingereicht
und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 18.03.2003 angenommen.

Forschungsberichte

iwb

Band 180

Heinrich Schieferstein

***Experimentelle Analyse
des menschlichen Kausystems***

herausgegeben von
Prof. Dr.-Ing. Michael Zäh
Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart

Herbert Utz Verlag



Forschungsberichte iwb

Berichte aus dem Institut für Werkzeugmaschinen
und Betriebswissenschaften
der Technischen Universität München

herausgegeben von

Prof. Dr. Ing. Michael Zäh
Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart

Technische Universität München
Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften (iwb)

Bibliografische Information Der Deutschen Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation
in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte
bibliografische Daten sind im Internet über
<http://dnb.ddb.de> abrufbar.

Zugleich: Dissertation, München, Techn. Univ., 2003

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch
begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des
Nachdrucks, der Entnahme von Abbildungen, der
Wiedergabe auf photomechanischem oder ähnlichem Wege
und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen bleiben,
auch bei nur auszugsweiser Verwendung, vorbehalten.

Copyright © Herbert Utz Verlag GmbH 2003

ISBN 3-8316-0251-4

Printed in Germany

Herbert Utz Verlag GmbH, München

Tel.: 089/277791-00 · Fax: 089/277791-01

Geleitwort der Herausgeber

Die Produktionstechnik ist für die Weiterentwicklung unserer Industriegesellschaft von zentraler Bedeutung, denn die Leistungsfähigkeit eines Industriebetriebes hängt entscheidend von den eingesetzten Produktionsmitteln, den angewandten Produktionsverfahren und der eingeführten Produktionsorganisation ab. Erst das optimale Zusammenspiel von Mensch, Organisation und Technik erlaubt es, alle Potentiale für den Unternehmenserfolg auszuschöpfen.

Um in dem Spannungsfeld Komplexität, Kosten, Zeit und Qualität bestehen zu können, müssen Produktionsstrukturen ständig neu überdacht und weiterentwickelt werden. Dabei ist es notwendig, die Komplexität von Produkten, Produktionsabläufen und -systemen einerseits zu verringern und andererseits besser zu beherrschen.

Ziel der Forschungsarbeiten des iwb ist die ständige Verbesserung von Produktentwicklungs- und Planungssystemen, von Herstellverfahren sowie von Produktionsanlagen.

Betriebsorganisation, Produktions- und Arbeitsstrukturen sowie Systeme zur Auftragsabwicklung werden unter besonderer Berücksichtigung mitarbeiterorientierter Anforderungen entwickelt. Die dabei notwendige Steigerung des Automatisierungsgrades darf jedoch nicht zu einer Verfestigung arbeitsteiliger Strukturen führen. Fragen der optimalen Einbindung des Menschen in den Produktentstehungsprozess spielen deshalb eine sehr wichtige Rolle.

Die im Rahmen dieser Buchreihe erscheinenden Bände stammen thematisch aus den Forschungsbereichen des iwb. Diese reichen von der Entwicklung von Produktionssystemen über deren Planung bis hin zu den eingesetzten Technologien in den Bereichen Fertigung und Montage. Steuerung und Betrieb von Produktionssystemen, Qualitätssicherung, Verfügbarkeit und Autonomie sind Querschnittsthemen hierfür. In den iwb-Forschungsberichten werden neue Ergebnisse und Erkenntnisse aus der praxisnahen Forschung des iwb veröffentlicht. Diese Buchreihe soll dazu beitragen, den Wissenstransfer zwischen dem Hochschulbereich und dem Anwender in der Praxis zu verbessern.

Vorwort

Die vorliegende Dissertation entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften (iwb) der Technischen Universität München.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart und Herrn Prof. Dr.-Ing. Michael Zäh, den Leitern dieses Instituts, gilt mein besonderer Dank für die wohlwollende Förderung und großzügige Unterstützung meiner Arbeit.

Bei Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Dr. Dr. h.c. Norbert Schwenzer, ehem. Leiter des Lehrstuhls für Kiefer- und Gesichtschirurgie an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen und ärztlichen Direktor der gleichlautenden Klinik und Poliklinik, möchte ich mich für die Übernahme des Korreferates und die aufmerksame Durchsicht der Arbeit sehr herzlich bedanken.

Darüber hinaus bedanke ich mich bei allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des Instituts sowie allen Studenten, die mich bei der Erstellung meiner Arbeit unterstützt haben, recht herzlich.

München, im Januar 2003

Heinrich Schieferstein

amicis familiaeque

Inhaltsverzeichnis

0	Glossar.....	i
0.1	Orientierung am Körper	i
0.1.1	Ebenen.....	ii
0.1.2	Achsen.....	ii
0.1.3	Richtungen	ii
0.2	Abkürzungen und weitere Fachausdrücke	iii
1	Einleitung	1
1.1	Das Kausystem	3
1.2	Indikationen für Osteosynthesen mit und ohne Platten.....	11
2	Stand der Technik.....	17
2.1	Mathematische Modelle der Statik und Kinematik des Kausystems	20
2.2	Experimentelle Untersuchungen des Kausystems an Versuchsaufbauten	27
2.3	Experimentelle Untersuchungen am Kausystem von Probanden	40
2.4	Zusammenfassung (theoretischer und experimenteller Untersuchungen des Kausystems)	44
3	Mandibulator (Experimentelle Untersuchung des Kausystems).....	47
3.1	Sonderforschungsbereich 438	47
3.2	Aufgabenstellung	49
3.3	Konzept und Realisierung	53
3.4	Spezifische Standardisierungen.....	67
3.4.1	Varierung der Mundöffnung	68
3.4.2	Lasteinleitung in den Kiefer.....	73
4	Anwendung des Mandibulators in speziellen Fragestellungen	79
4.1	Plattenlose Osteosynthesen an der Gelenkwalze	79
4.2	Osteosynthesen aus Reintitan vs. Formgedächtnismaterial	90
4.3	In-vitro-Versuche am Humanpräparat im Vergleich zur FE-Simulation in silico ...	97
5	Zusammenfassung	103
6	Ausblick	104
7	Anhang	105
7.1	Literaturverzeichnis.....	105
7.2	Herstellerverzeichnis	113
7.3	Formelverzeichnis	115
7.4	Tabellenverzeichnis.....	115
7.5	Abbildungsverzeichnis	115
7.6	Danksagung.....	119

0 Glossar

Dieser Abschnitt dient der Erklärung medizinischer wie technischer Fachausdrücke.

0.1 Orientierung am Körper

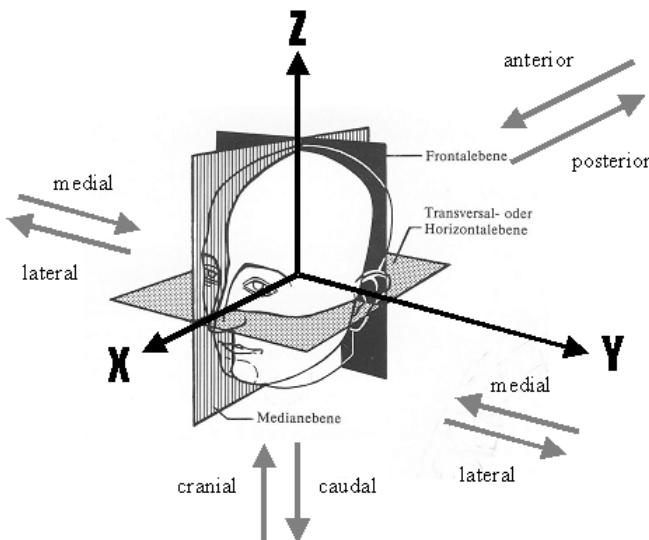


Abbildung 0.1 Achsen, Ebenen und Richtungen am Kopf (modifiziert nach [78])

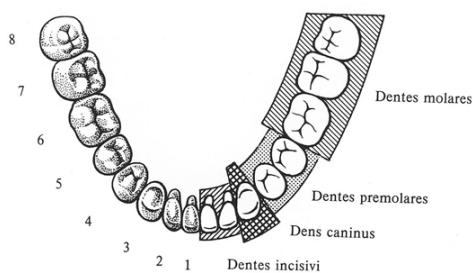


Abbildung 0.2 Zähne des Unterkiefers

Abbildung 0.2 und Tabelle 0.1 zeigen die permanenten ("zweiten") Zähne des Unterkiefers und deren Anordnung. Entsprechend abgeleitet sind die Bezeichnungen *incisal* (die Schneidezähne betreffend), *premolar* und *molar* (analog).

Tabelle 0.1 Zähne des Unterkiefers

<i>lateinisch</i>	<i>Nummer</i>	<i>Bezeichnung</i>
Dentes incisivi	1, 2	Schneidezähne
Dens caninus	3	Eckzahn
Dentes premolares	4, 5	vordere Backenzähne
Dentes molares	6, 7, 8	Backenzähne

0.1.1 Ebenen

- Frontalebene Ebene, die den Körper in vorderen und hinteren Teil teilt, auch deren Parallellebenen (Mandibulator: y-z-Ebene)
- Sagittalebene zur Medianebene planparallele Ebene, die den Körper in linke und rechte Hälften teilt, auch deren Parallellebenen (Mandibulator: x-z-Ebene)
- Transversalebene Horizontalebene (Mandibulator: x-y-Ebene)

siehe dazu Abbildung 0.1

0.1.2 Achsen

- vertikale senkrecht zur Transversalebene
- sagittale pfeilartig (Sagitta, lat.: Pfeil) (Mandibulator: x-Achse)
- transversale senkrecht zur Sagittalebene (Mandibulator: y-Achse)

0.1.3 Richtungen

- anterior vorn, nach vorn, von vorn
- caudal hier: nach unten (ursprünglich: zum Schwanz gerichtet)
- cranial hier: nach oben (ursprünglich: zum Kopf gerichtet)
- distal vom Körper/Rumpf weg gerichtet, vgl.: proximal
- dorsal zum Rücken gerichtet
- incisal an den Schneidezähnen
- lateral seitlich, außen, vgl. medial
- medial in der Mitte, zur Mitte hin
- posterior hinten, nach hinten
- proximal zum Körper/Rumpf hin gerichtet, vgl.: distal
- ventral zum Bauch gerichtet

Anm.: Die Begriffe caudal und cranial stammen aus der Veterinärmedizin.

0.2 Abkürzungen und weitere Fachausdrücke

CT	Computertomographie
Corticalis	Knochenrinde (der harte Knochen)
Distraction	missgebildeter Knochen, bspw. zu kurz gewachsener Unterkiefer, wird mittels Sägeschnitt getrennt. In der Heilungsphase werden die Segmente mittels eines Distraktors fixiert und täglich in etwa Zehntelmillimeterschritten auseinandergeschoben. Nach der Heilung ist der Knochen verlängert.
Dysfunktion	Funktionsstörung
EMG	Elektromyografie (auf der Haut werden Spannungen in Abhängigkeit zur Aktivität des darunter befindlichen Muskels gemessen)
FEM	Finite-Elemente-Methode
Histologie (Histomorphologie)	Untersuchung der Gewebestruktur, meist unter Verwendung verschiedener Färbeverfahren
in silico	"in Silizium", d.h. im Rechner
in vitro	"im Glas", d.h. unter Laborbedingungen
in vivo	im lebenden Organismus
incisal	an den Schneidezähnen
isometrisch	unter gleichbleibendem Abstand
isotonisch	unter gleichbleibender Kraft
Kondylus	Gelenkkörper, in der Regel der konvexe Teil eines Gelenkes
Mazerieren	Einweichen über längere Zeit in Wasser oder Lauge
MKG-Chirurgie	Mund-, Kiefer, und Gesichtschirurgie
Okklusion	Aneinanderliegen der Kauflächen der Bezahlung von Ober- und Unterkiefer
sagittale Spaltung	Der Unterkiefer wird, beispielweise falls zu kurz gewachsen, operativ verlängert. Dazu wird er im Bereich des Winkels in einer sagittalen Ebene gespalten. Die Spaltflächen werden gegeneinander verschoben und unter Überlagerung wieder refixiert. Vgl. Distraction
Spongiosa	Knochengewebe in Schwammstruktur

1 Einleitung

Die erfolgreiche operative Versorgung von Frakturen im Gesichtsschädelbereich erfordert eine exakte anatomische Reposition der Knochenbruchfragmente, deren funktionsstabile Fixierung unter Erhaltung der Blutzirkulation sowie die Möglichkeit der frühzeitigen aktiven Mobilisierung zur Verminderung funktioneller Einschränkungen. In den letzten Jahren hat sich in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie die Verwendung von Osteosyntheseplatten und -schrauben aus Reintitan durchgesetzt. Die Entwicklung dieser Systeme begann Ende des 19. Jahrhunderts nach empirischen Vorstellungen. Auf Grund einfacher mechanischer Belastungsversuche wurden starre Osteosyntheseplatten entwickelt, um eine primär stabile Fixierung unter physiologischen Belastungen zu erzielen. In den 1970er Jahren entstanden zwei gegensätzliche Auffassungen bezüglich Entwicklung und Durchführung von Osteosyntheseverfahren. Die Vertreter der einen Richtung propagierten massiv dimensionierte Kompressionsplatten, während die zweite Gruppe sich auf die Miniaturisierung der Plattsensysteme zur stabilen internen Fixierung konzentrierte. Die für eine optimale Knochenbruchheilung geforderten biomechanischen Eigenschaften, gewebeschonende Applikation bei gleichzeitiger Stabilität, werden jedoch in der Summe von keinem der bisher zur Verfügung stehenden Osteosyntheseverfahren erfüllt.

Die Weiterentwicklung der bestehenden Osteosyntheseverfahren erfolgte bei beiden Richtungen bisher weitgehend mittels einfacher biomechanischer Modelle und mechanischer Experimente basierend auf klinischen Erfahrungen. Elementare Fragen wie die Verteilung des Kompressionsdruckes über die Bruchspaltfläche und deren Folgen sollten mit diesen methodischen Ansätzen geklärt werden. Zur Überprüfung und Optimierung der bestehenden Verfahren bedarf es jedoch aufwändiger biomechanischer, theoretischer wie experimenteller Untersuchungen. Die bis heute verwendeten biomechanischen Experimentalmodelle müssen dazu grundlegend überarbeitet und konsequent weiterentwickelt werden.

Das Kausystem des Menschen unterstützt zwei wesentliche Funktionen: Ernährung und Kommunikation. Kauen und Sprechen sind multifaktorielle Vorgänge, deren Simulation, sei sie experimentell oder theoretisch, eingehende Kenntnis der Physiologie und Biomechanik zugrunde legt. Die meisten bisher verwendeten Modelle sind statischer Natur.

Dagegen findet im Bereich der unteren Extremität künstlicher Gelenkersatz seit einem halben Jahrhundert Einsatz, demzufolge sind hier Forschungen und Erkenntnisse bezüglich der Implantatbelastungen weit entwickelt. Dauerfestigkeitsnachweise und andere Bauteilprüfungen sind standardisiert. Im Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie liegen solche Standards nicht vor. Ziel dieser Arbeit ist es, ein experimentelles Werkzeug zu

schaffen, das die Prüfung mathematischer Modelle und die Definition charakteristischer Belastungssituationen ermöglicht.

Für eine zeitgemäße Produktentwicklung sind Methoden der Modellierung von zentraler Bedeutung. Diese Modelle bedürfen experimenteller Verifikation, die zusätzlich entwicklungsbegleitende Bauteilprüfungen ermöglicht. Die Bereitstellung eines solchen Werkzeuges ist Gegenstand dieser Arbeit. In den Kapiteln 1.1 und 1.2 sind die Physiologie und wichtige Fragestellungen aus der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie dargelegt. Hierbei handelt es sich größtenteils um die operative Versorgung beschädigter Teilsysteme, häufig des Unterkiefers. Es wurden viele mathematische und experimentelle Ansätze gemacht, die in Kapitel 2 vorgestellt und diskutiert werden. Ein interdisziplinäres Forschungsprojekt (Sonderforschungsbereich 438 der Deutschen Forschungsgemeinschaft, siehe Kapitel 3.1) benötigt zur Validierung mathematischer Modelle einen Spezialprüfstand (Kapitel 3.3). Dieser wird für verschiedene klinisch relevante Fragen, sowie für Anforderungen des Teilprojektes B1 (Numerische Modellierung und Optimierung neuer Osteosyntheseverfahren mit Formgedächtnismaterialien: Experimentelle Verifikation und Anwendung in der Traumatologie und wiederherstellenden Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie) des Sonderforschungsbereiches 438 (Mathematische Modellierung, Simulation und Verifikation in materialorientierten Prozessen und intelligenten Systemen), realisiert und angewendet (Kapitel 4).

1.1 Das Kausystem

Das Kausystem ist beteiligt an der Sprachbildung und hat die Aufgabe, die Nahrung für die Verdauung vorzubereiten. Bei der Zerkleinerung der Speisen durch die Zähne handelt es sich vorwiegend um ein Zerquetschen, wobei das Kaugut durch Zunge und Wange immer wieder zwischen die Zahnräihen befördert wird. Gleichzeitig wird die Nahrung durch den Speichel gleitfähig gemacht. Lippen, Zunge und Zähne sind hochempfindliche Tastorgane, zusätzlich ist die Zunge Träger des Geschmackssinnes.

Bei der detaillierten Betrachtung von Anatomie und Funktion darf einerseits nicht vergessen werden, dass das Kausystem als funktionelle Einheit des Gesamtorganismus stets mit diesem im Zusammenhang betrachtet werden muss. Das Kausystem ist in den Bewegungsapparat durch knöcherne oder muskuläre Elemente eingebunden. Der Unterkiefer ist über die Mundbodenmuskulatur mit der Schulterregion verbunden, ebenso der Oberkiefer über die Schädelknochen und die Nackenmuskulatur (Abbildung 1.2 zeigt sieben am Unterkiefer ansetzende Muskeln). Abbildung 1.1 zeigt ein rein statisches Modell, der Schultergürtel stellt hier die Verbindung zum restlichen menschlichen Bewegungsapparat dar. Zur Modellbildung und experimentellen Nachstellung sind Vereinfachungen wie das Abschneiden und Ausblenden gewisser Einheiten jedoch unabdingbar. Abbildung 1.1 verdeutlicht dies: die Kaumuskulatur ist in dieser zweidimensionalen Darstellung unidirektional dargestellt; der Schultergürtel als Balken.

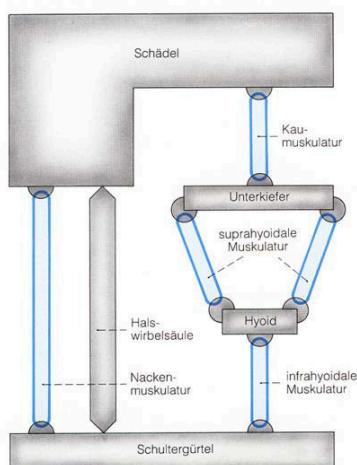


Abbildung 1.1 Abstrahiertes Schema der Kopf-Hals-Region nach Brodie [22]

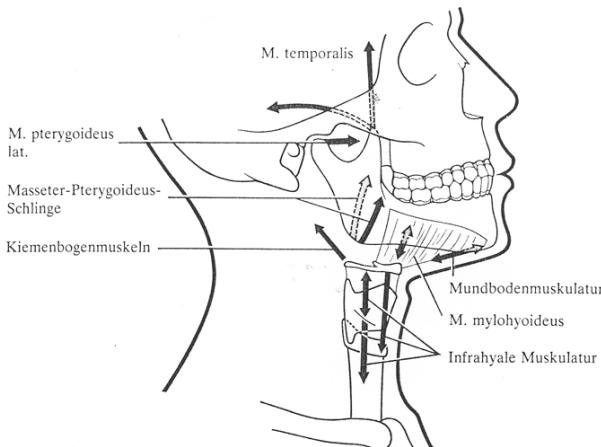
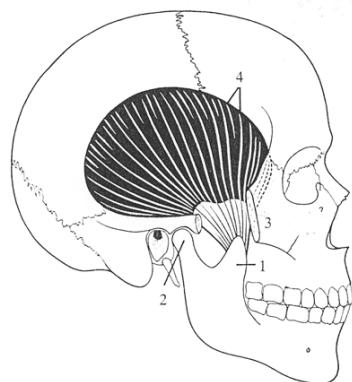


Abbildung 1.2 Funktionell-anatomische Darstellung der Muskeln am Unterkiefer [73]

Anatomische und physiologische Grundlagen

Wesentlicher Bestandteil des Kausystems ist die Mundhöhle mit ihren Organen. Die Mundhöhle wird begrenzt durch Lippen, Wangen, Gaumen und Mundboden. Dieser Raum wird von den Zahnreihen und der Zunge eingenommen. Die Zahnreihen teilen den Mundvorhof von der Mundhöhle im engeren Sinne ab, welche sich innerhalb der Zahnreihen befindet. Daneben gehören zum Kausystem (*Mandibulo-Maxilläres System*) auch die Kieferknochen (*Mandibula* = Unterkiefer, *Maxilla* = Oberkiefer) und das Kiefergelenk (*Articulatio temporo-mandibularis*). Auch die Kaumuskulatur und die mimische Muskulatur sowie die Speicheldrüsen werden zum Kauorgan gerechnet. In die Betrachtungsweise muss auch die Versorgung des Systems mit Blutgefäßen und Nerven einbezogen werden. Sie bilden im wesentlichen die Verbindung zum Gesamtorganismus. Durch sie erfolgen Energieversorgung und Steuerung der Kaumuskulatur.

Abbildung 1.3 stellt die wichtigsten Kaumuskeln dar, welche in Tabelle 1.1 nochmals zusammen mit der Funktion und den Muskelansatzpunkten beschrieben werden.

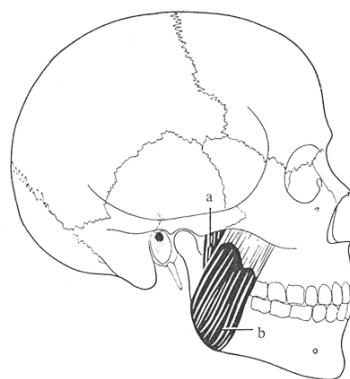
**M. temporalis**

U.: Facies temporalis des Stirn- und Scheitelbein (Linea temporalis inf.)

A.: Proc. coronoideus mandibulae

Fkt.: 1. Vertikale Fasern – Schließen
2. Horizontale Fasern – Rückführen
des Unterkiefers

Inn.: Nn. temporales prof. des
N. mandibularis (N. V₃)

**M. masseter**

U.: Arcus zygomaticus

A.: Außenfläche des Ramus mandibulae
(Tuberositas masseterica)

Fkt.: 1. Schließen
2. Vorschieben des Unterkiefers
(geringgradig)

Inn.: N. massetericus aus dem
N. mandibularis (N. V₃)

Abbildung 1.3 Wichtigste Mundschließer: *Musculus temporalis* (o.) und *Musculus masseter* (u.) [73]

Die in Abbildung 1.4 dargestellten *Musculi pterygoidei laterales* und *mediales* verlaufen entgegen der o.g. *Musculi masseteres* und *temporales* nicht hauptsächlich lateral und vertikal, sondern oral (innerhalb der Mundhöhle, unter der Mundschleimhaut) diagonal, um dreidimensionale Bewegungen zu ermöglichen [8].

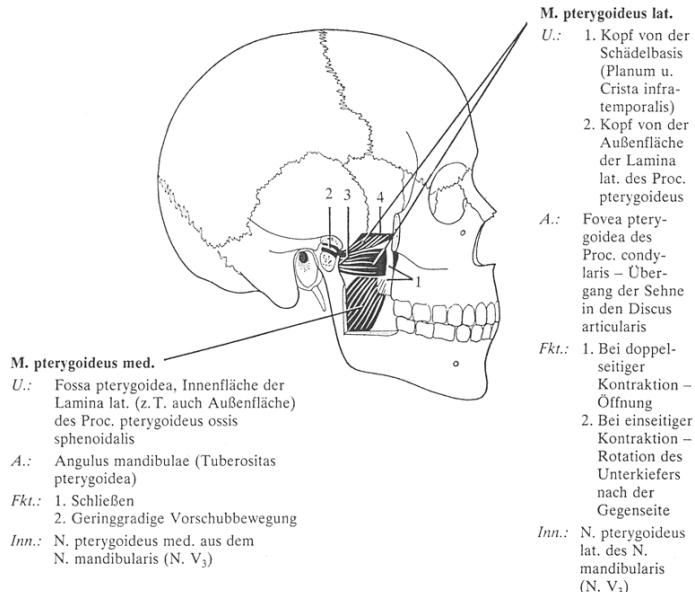


Abbildung 1.4 *Musculi pterygoidei medialis und lateralis*. Sichtbar durch das rechteckige Fenster [73]

Tabelle 1.1 Die eigentliche Kaumuskulatur

<i>Musculus temporalis</i> <i>(Pars anterior, Pars posterior)</i>	Ursprung	Facies temporalis, Innenseite des Arcus zygomaticus, Fascia temporalis profunda
	Ansatz	Processus muscularis mandibulae
	Funktion	Kieferschluss (insbesondere Pars anterior), Rückschub des Unterkiefers (Pars posterior) Kieferschluss (insbesondere Pars anterior), Rückschub des Unterkiefers (Pars posterior)
<i>Musculus masseter</i> <i>(Pars superficialis, Pars profunda)</i>	Ursprung	Unterrand des Arcus zygomaticus
	Ansatz	Tuberositas masseterica
	Funktion	Kieferschluss. Protrusion des Unterkiefers (Pars superficialis), Laterotrusion des Unterkiefers (einseitige Kontraktion der Pars superficialis)
<i>Musculus pterygoideus</i> <i>medialis</i>	Ursprung	Fossa pterygoidea
	Ansatz	Tuberositas pterygoidea

	Funktion	Kieferschluss und Protrusion des Unterkiefers, Laterotrusison des Unterkiefers (bei einseitiger Kontraktion)
<i>Musculus pterygoideus lateralis (zweiköpfiger Muskel)</i>	Ursprung	Facies infratemporalis des Keilbeins sowie an der Lamina lateralis des Processus pterygoideus
	Ansatz	Kapsel und Diskus des Kiefergelenkes, Fovea pterygoidea des Gelenkfortsatzes
	Funktion	Mundöffnung, Protrusion des Unterkiefers, Laterotrusison des Unterkiefers (bei einseitiger Kontraktion)

Die in Tabelle 1.2 aufgeführten Muskeln sind zwar Bestandteil des Kausystems, werden aber zunächst nicht behandelt. Um das Kausystem in seiner Komplexität zu umreißen, kann der Vollständigkeit halber nicht auf die Nennung verzichtet werden.

Tabelle 1.2 Die obere Zungenbeinmuskulatur

<i>Musculus mylohyoideus</i>	Ursprung	Linea mylohyoidea
	Ansatz	Raphe mylohyoidea und Zungenbeinkörper
<i>Musculus geniohyoideus</i>	Ursprung	Spina mentalis
	Ansatz	Zungenbeinkörper
<i>Musculus digastricus</i>	Ursprung	Venter anterior: Fossa digastrica der Mandibula, Venter posterior: Sulcus digastricus des Processus mastoideus
	Ansatz	Cornu minus des Zungenbeins
<i>Musculus stylohyoideus</i>	Ursprung	Processus styloideus
	Ansatz	Cornu minus des Zungenbeins

Alle Muskeln, welche die Kaumuskulatur unterstützen, werden als akzessorische Kaumuskeln bezeichnet. Im weiteren Sinne kann man die Zungenbeinmuskulatur, die Muskeln der Wangen, der Lippen und der Zunge mit einbeziehen. Die Mundöffnung wird vor allem durch die oberen Zungenbeinmuskeln unterstützt. Sie sind in der Lage, den Unterkiefer gegen das Zungenbein zu bewegen, wenn dieses durch die untere Zungenbeinmuskulatur in seiner Lage fixiert ist.

Funktion und Mechanik des Mandibulo-Maxillären Systems

Die beiden wichtigsten Knochenelemente stellen Unter- (*Mandibula*) und Oberkiefer (*Maxilla*) dar. Beide sind bezahnt, die Zähne sind im Alveolarfortsatz verankert und halbelliptisch bzw. parabolisch vorn angeordnet (Abbildung 1.5 rechts).

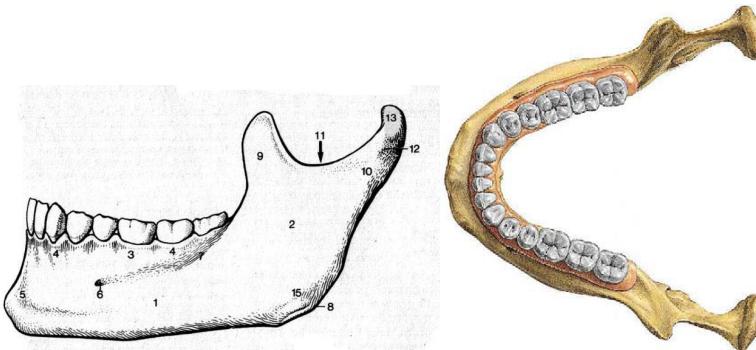


Abbildung 1.5 Mandibula: laterale [69] und vertikale [85] Ansicht

Abbildung 1.5 links zeigt wichtige Gliederungsmerkmale der Mandibula: 1. *Corpus mandibulae* (Körper); 3./4. Aveolarkamm (dient der Aufnahme der Zähne); 8. *Angulus mandibulae* (Kieferwinkel); 9. *Processus coronoideus* (Ansatz des *Musculus masseter*); 10. *Processus condylaris* (aufsteigender Ast); 12./13. Gelenkkopf.

Der Unterkiefer ist über das Kiefergelenk (genauer: über Gelenkkapsel, Bänder und Muskeln) beweglich an der Schädelbasis aufgehängt. Dabei ist der Gelenkkopf (*Caput mandibulae*) des Unterkiefers über einen Knorpelkörper (*Discus articularis*) in der Pfanne (*Fossa mandibularis*) gelagert, die Bewegung ist nach vorne durch einen Höcker (*Tuberculum articulare*) bestimmt (Abbildung 1.6 rechts). Das Gelenk ist von Gelenkkapsel und Bändern umgeben.

Bedingt durch diese physiologischen Gegebenheiten handelt es sich beim Kiefergelenk um das einzige *Doppelgelenk* im (menschlichen) Körper [80]: z.B. führt jede Bewegung des linken Gelenkkopfes durch die starre Verbindung durch den Unterkiefer auch zu einer Bewegung des rechten Gelenkkopfes. Zusätzlich wird die Schlussbewegung bzw. Okklusion durch die Formen der Zähne beeinflusst.

Das Zusammenwirken beider Gelenke bestimmt die Bewegung des Unterkiefers als Einheit relativ zum Oberkiefer. Es lassen sich drei Hauptbewegungen unterscheiden:

1. Scharnierbewegung (Rotation um die Mittelpunkte beider Gelenkköpfe)
2. Schlittenbewegung (beide Gelenkköpfe gleiten in der Pfanne bzw. am Höcker)
3. Mahlbewegung bzw. Rotation (Ein Gelenkkopf gleitet in der Pfanne, der andere übt lediglich eine geringe seitliche Bewegung aus)

Ähnlich dem Knie wird das Kiefergelenk als Dreh-Gleit-Gelenk bezeichnet. Alle alltäglichen funktionellen Bewegungen stellen Kombinationen der o.g. Bewegungen dar.

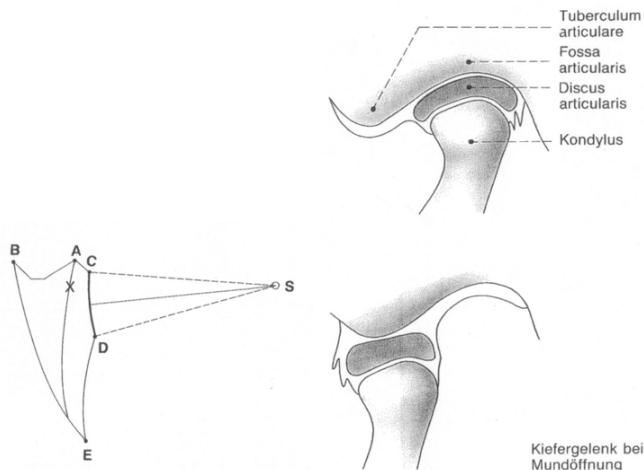


Abbildung 1.6 Beschreibung der Unterkieferbewegungen anhand der medialen Ecken der Schneidezähne (li.) bzw. anhand des Gelenkkopfes (re.) [42]

Anhand des Incisalpunktes (Spitze der unteren Schneidezähne) zeigt Abbildung 1.6 links die Bewegungen des Unterkiefers: *A* habituelle Schlussposition; *B* maximale Translation mit Zahnkontakt; reine Rotation *C-D* um *S*; *E* maximale Öffnung; *X* Ruheschwebelage. *B*, *C* und *E* sind *Grenzpositionen*, *B-C*, *B-E* und *C-E* *Grenzbewegungen*.

Tabelle 1.3 Unterkieferbewegungen und Kaumuskulatur

Mundöffnung	<i>Musculus pterygoideus lateralis</i> , unterstützt durch die suprathyale Muskeln bei fixierter infrahyaler Muskulatur
Kieferschluss	<i>Musculus temporalis (insbesondere Pars anterior)</i> , <i>Musculus masseter</i> , <i>Musculus pterygoideus medialis</i>
Vorschub des Unterkiefers (Protrusion)	<i>Musculus pterygoideus lateralis</i> , <i>Musculus masseter (Pars superficialis)</i> , <i>Musculus pterygoideus medialis</i>
Seitschub des Unterkiefers (Laterotrusion)	Einseitige Kontraktion des <i>Musculus pterygoideus lateralis</i> , <i>Musculus masseter (Pars superficialis)</i> , <i>Musculus pterygoideus medialis</i>
Rückschub des Unterkiefers (Retrusion)	<i>Musculus temporalis (Pars posterior)</i> , unterstützt durch die suprathyale Muskulatur.

Schlussfolgerung

Die Muskeln und Bewegungen lassen sich nicht trivial einander zuordnen. Die Muskeln haben verschiedene Wirkungsrichtungen, die sich in Abhängigkeit von der Mundöffnung verändern. Jede Bewegung entsteht aus der Kombination vieler einzelner Muskelaktivitäten zusammen mit der Geometrie des Gelenks und der Zahnhöcker.

1.2 Indikationen für Osteosynthesen mit und ohne Platten

Osteosynthese (*Osteon*, gr.: Knochen; *Synthese*, gr.: Zusammenfügung) hat den Zweck, die Fragmente eines gebrochenen Knochens in optimaler Position zu fixieren. Wesentlicher Bestandteil des Konzeptes ist die Reposition der Bruchflächen. Die Gebirgsstrukturen des Bruches können ineinander greifen und so - je nach Anordnung erheblich - zum Funktionieren des Verbundes (Knochen und Osteosyntheseimplantat) beitragen. Dabei soll die Funktion des Körperteils nach Möglichkeit nicht oder wenig beeinträchtigt werden, Blutgefäße und Nerven (Abbildung 1.7) dürfen nicht beispielsweise durch Schrauben und Löcher beschädigt werden.

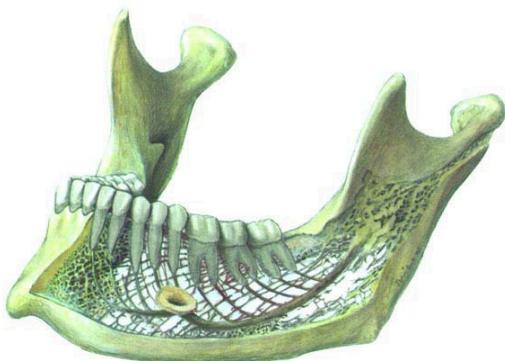


Abbildung 1.7 Gefäße und Nerven der Mandibula [15]

Bei der Konstruktion dieser Implantate wird angestrebt, die funktionellen Kräfte zu berücksichtigen: angreifende Muskeln (siehe Kapitel 1.1) und die Bezahlung führen zu einer komplexen Belastung. Von Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen werden die Linien maximaler Spannungsgradienten als Trajektorien (Abbildung 1.8) bezeichnet.

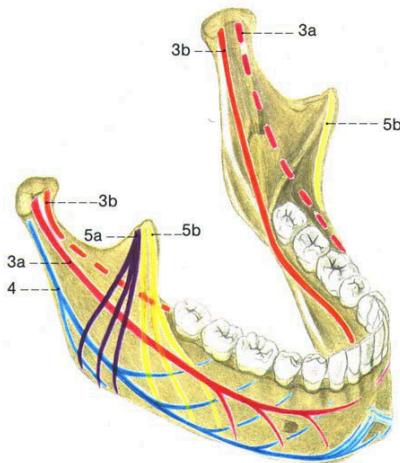


Abbildung 1.8 Trajektorien bzw. Hauptspannungsgradienten (3a, 3b, 4) [81]

Die meisten Frakturen treten meist in stumpfen Winkeln zu den Trajektorien auf, beispielsweise vom Backenzahnbereich über die Linien 3a und 4 (Abbildung 1.8) nach posterior um Kieferwinkel (Abbildung 1.9) oder im Eckzahnbereich (Regio 3, siehe auch Kap. 4.2, Seite 90).



Abbildung 1.9 Auswahl typischer Frakturverläufe

Zudem soll die Osteosynthese mindestens *übungsstabil* sein, um eine Immobilisation des Apparates zu vermeiden, der durch postoperative Bewegungs-/Belastungseinschränkung verursacht werden würde. *Belastungs-* bzw. *funktionsstabile* Osteosynthesen sollen (im

Gegensatz zu übungsstabilen Versorgungen) direkt nach dem Eingriff eine komplikationsfreie funktionelle Belastung erlauben.

Ungeachtet des operativen Eingriffs stellen Osteosyntheseimplantate im Gegensatz zum *Fixateur Externe* eine Verbesserung hinsichtlich der Bewegungsfreiheit und damit des Wohlbefindens des Patienten dar.

Neben der Tumor-Chirurgie ist das typische Anwendungsgebiet die wiederherstellende Chirurgie. Während bei der letztgenannten die positionssichere Fixierung der Fragmente während der Heilungsphase ausschlaggebend ist, muss bei der Behandlung zum Beispiel von Knochentumoren der Knochen ganz oder teilweise entfernt und die resultierende Fehlstelle durch Ersatzstücke (eigener oder fremder Knochen oder anderer Materialien) gefüllt werden (Abbildung 1.10 links). In Extremfällen müssen Fehlstellen durch das Implantat *dauerhaft* überbrückt werden, d.h. es wird kein Transplantat oder anderes Material zur Defektüberbrückung eingesetzt, die in Abbildung 1.11 gezeigte Rekonstruktionsplatte wäre neben den Weichteilen die einzige Verbindung der beiden Unterkieferteile.

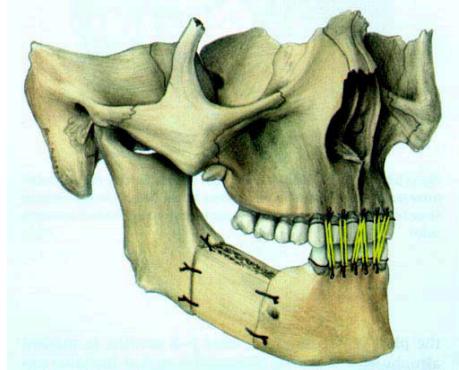


Abbildung 1.10 Überbrückung eines Defekts mittels drahtfixiertem Transplantat (links), maxillo-mandibuläre Fixation (rechts) [15]

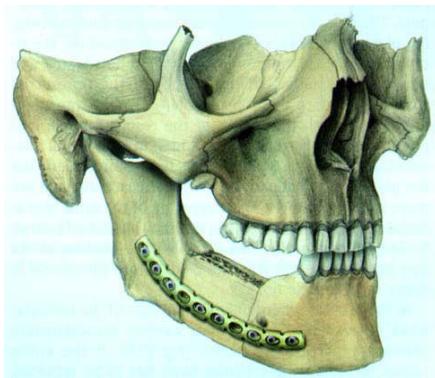


Abbildung 1.11 Defektüberbrückung mittels Rekonstruktionsplatte [15]

Frakturen des Corpus mandibulae werden mit Osteosyntheseplatten aus Reintitan oder NiTi-Klammern versorgt, wogegen Kiefergelenke nur mit Schrauben repariert werden. Allerdings war bisher die operationsfreie (*konservative*) Behandlung vorherrschend: Chirurgen beginnen dieser Tage wieder, Frakturen des Gelenkkopfes operativ zu versorgen (siehe dazu auch Kapitel 4.1, Seite 79); Anfang des vorigen Jahrhunderts schlugen diese Versuche größtenteils fehl [56], was zur Einstellung führte. Neue Werkstoffe und Fertigungsverfahren stellen Implantate zur Verfügung, die den damaligen überlegen sind: während zur Fixierung früher Drähte durch eigens angebrachte Bohrungen gezogen und verdrillt wurden (wie am zur Defektüberbrückung eingesetzten Material in Abbildung 1.10 gezeigt), werden heute einfach und komplex gestaltete Platten mit speziellen Schrauben verwendet. Diese Schrauben und Platten bestehen in der Kopfregion zunehmend aus Materialien, die im Verlauf von Wochen vom Körper abgebaut werden und einen Eingriff zur Entfernung ersparen.

Der Anteil der Unterkieferfrakturen an Gesichtsschädelverletzungen liegt bei ca. 65 % bis 70 % [22], die *Mandibula* ist in etwa der Hälfte der Fälle isoliert betroffen. Neuere Statistiken zeigen eher eine Zunahme der Kiefergelenkfortsatzfrakturen, die in etwa ein Drittel aller Mandibulafrakturen ausmachen. Häufigste Ursachen sind Verkehrsunfälle und Gewaltdelikte. Es folgen Stürze und Sportunfälle, wobei Fahrradunfälle derzeit eine deutlich steigende Tendenz zeigen [22], [12].

Nichtresorbierbares Osteosynthesematerial muss in der Regel nach Verheilung der Fraktur explantiert werden, da sonst wegen der Elastizitätsunterschiede zwischen biologischem und

technischem Material Komplikationen vorprogrammiert sind. Zum Beispiel werden Schrauben durch die verglichen mit dem Knochen steifere Osteosynthesesteckplatte aus dem Knochen gehobelt [59], in Extremfällen kommt es zu Dauerbrüchen der Platte [79]. Weitere Komplikationen können durch die zwischen gelockerten oder gebrochenen Osteosyntheseimplantaten entstehenden Abriebpartikel verursacht werden. Da es sich bei metallischen meist um temporäre Implantate handelt und eine maxillo-mandibulare Fixierung postoperativ (siehe Abbildung 1.10) zu vermeiden ist, stellt die Primärstabilität eine Schlüsselrolle bzw. Entscheidungshilfe bei der Bewertung von Tabelle 1.4 dar.

Resorbierbare Materialien zeichnen sich dadurch aus, dass der Eingriff zur Entnahme erspart bleibt. Diesem Vorteil stehen jedoch ungünstige Effekte gegenüber. Bei der Versorgung der Fraktur der Gelenkwalze (siehe dazu Kapitel 4) muss anstelle einer Reintitanschraube mit einem Durchmesser von 1,2 mm bei Verwendung von beispielsweise Lactosorb¹ der Durchmesser von 2,0 mm verwendet werden. Am Kiefergelenk werden normalerweise zwei bis drei Schrauben verwendet, dadurch bedeuten Schrauben größeren Durchmessers eine Perforierung und Schwächung des Sitzes. Ferner belasten die Abbauprodukte des Materials den Organismus [95]. Die Problematik wird in Kapitel 4 noch detailliert behandelt.

Tabelle 1.4 Auswahl Osteosynthesematerial

Osteosynthesematerial	Vorteil	Nachteil
Titan	Stabilität	erfordert Eingriff zur Entfernung
bioresorbierbares Material, z.B. Lactosorb	erspart Eingriff zur Entfernung	größere Implantatabmessungen verursachen größere Knochendefekte, Übersäuerung, Entzündung [95]

Unterschiedliche Diagnosen erfordern unterschiedliche Operationsmethoden, die wiederum von Krankenhaus zu Krankenhaus variieren können. Während bei der Versorgung von Frakturen des Corpus mandibulae der Chirurg den Situs in der Regel direkt unter Haut und Gesichtsmuskulatur - bzw. bei intra-oralem Eingriff unter der Mundschleimhaut - erreicht, stellt der Zugang zur gebrochenen Gelenkwalze hohe Anforderungen an den Chirurgen und seine Technik, inklusive verwendeter Instrumentarien und Implantate.

¹ Dieses Material wird in einer Anwendung in Kapitel 4 besprochen.

2 Stand der Technik

Die meisten operativen Versorgungen stellen heutzutage Routine im klinischen Alltag dar.

In der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, insbesondere der Traumatologie der *Mandibula*, besteht jedoch weiterhin Bedarf an speziellen Lösungen.

In den letzten fünf bis zehn Dekaden wurden Anstrengungen unternommen, Implantate für das Kausystem zu entwickeln und zu verbessern. Eine Vielzahl verschiedener experimenteller Aufbauten und mathematischer Modelle wurden publiziert. Die Entwicklung von Implantaten als solche bleibt, abgesehen von Fallstudien bei der klinischen Einführung, verborgen, da die Entwickler und Hersteller verständlicherweise nicht an der Verbreitung ihres Wissens interessiert sind: die mechanischen Belastungen, die bei der Auslegung und experimentellen Erprobung *in vitro* angenommen werden, differieren stark soweit sie dokumentiert sind.

Bei experimentellen Untersuchungen können folgende Hauptgruppen unterschieden werden: zunächst zwischen dem Versuch im lebenden Körper (*in vivo*), in der Regel Tiere, oder am Modell (*in vitro*). *In vitro* kommt unvitales biologisches Material (unterschiedlicher Herkunft und Vorbehandlung: Gattung; frisch oder konserviert) oder technische Materialien (z.B. Kunststoffe) zum Einsatz. Es liegt nahe, dass alle diese Ansätze sich von den natürlichen, vor allem humanen Gegebenheiten in einzelnen Aspekten unterschiedlich stark unterscheiden. Besonders die Geometrie des "Knochens" und die mit davon abhängende Belastung und Beanspruchung stellt die mechanische Vergleichbarkeit in Frage. Abbildung 2.1 verdeutlicht dies anhand der Größen und Proportionen.



Abbildung 2.1 Humane Unterkiefer und porciner² Unterkiefer im Vergleich; Maßstab ca. 1:2

In-vitro-Versuche mit biologischem Material können allenfalls eine Momentaufnahme liefern, da das Material mangels Vitalität unter anderem nicht mehr die Fähigkeit des Heilens besitzt und bezogen auf Osteosynthese - die Frische, also das Nichtvorhandensein konservierender Prozesse des Präparates vorausgesetzt - der Moment (respektive der erste Tag) post operationem nachgeahmt wird.

Die Identifikation der mechanischen Unterkieferbelastung bei speziellen Kau- oder Sprechbewegungen und damit die Definition sinnvoller Lastkollektive für entwicklungsbegleitende Bauteilprüfungen aus Messungen in vivo war bisher im Gegensatz zur Lokalisation Hüftgelenk [4] nicht durchführbar: Die Bewegungen der unteren Extremität sind eingehend erforscht mittels Bewegungsanalyse und Bodenreaktionskraftmessung, die Anzahl der beim Setzen, Aufstehen, Gehen, sogar Stolpern auftretenden Einzelbewegungen

² Herkunft: Hausschwein, Alter ca. 4 Monate.

sind statistisch erfasst. Die entsprechenden Modelle (Mehr-Körper-Simulation) lassen Rückschlüsse auf die Belastungen im Bein bzw. auf Knochen und Gelenke zu. Der Auslegung und realitätsnahen Prüfung (für Hüftgelenktalersatz beispielsweise DIN ISO 7206 ff.) stehen somit adäquate Parameter zur Verfügung. Hinsichtlich Verschleiß- oder Korrosionsprüfung gibt es hier auch Standards, die eine trockene Prüfung oder in speziellen Prüfmedien (Ringerlösung³, Rinderblut, o.ä.) vorschreiben.

³ Isotonische Kochsalzlösung (Natrium-, Kalium- u. Calciumchlorid, Natriumbicarbonat) nach S.R. Ringer.

2.1 Mathematische Modelle der Statik und Kinematik des Kausystems

Neben dem Experiment (in vivo oder in vitro) wird der Ansatz verfolgt, das Kausystem mathematisch darzustellen. Verschiedene Gruppen haben in den letzten drei Dekaden verschiedene Ansätze gemacht, das Kausystem durch zweckmäßige Vereinfachungen zu beschreiben.

Baragar et al. [3] machen einen Ansatz zur Voraussage von Kondylen⁴-Bewegungen. Hier werden die Bewegungen (Translation und Rotation) der einzelnen Kondylen in Abhängigkeit einer bestimmten Kieferbewegung angegeben. Schädel und Kiefer werden als starre Körper angesehen. Anatomische Gegebenheiten wie Sehnen und Bezahlung, sowie die Topografie zum Beispiel von Kondylus und Gelenkpfanne, stellen permanente oder optionale Begrenzungen (*constraints*) dar. Aufgrund der Verwendung starrer und elastischer Bahnbeschränkungen besteht das mathematische Modell größtenteils aus Ungleichungen: Der Kontaktpunkt von Kondylus und Pfanne bewegt sich innerhalb des Arbeitsraumes, der durch die maximale Länge der Bänder (lig. temporomandibulare, lig. sphenomandibulare und lig. stylomandibulare, siehe Abbildung 2.2) und Gelenkpfanne beschrieben wird:

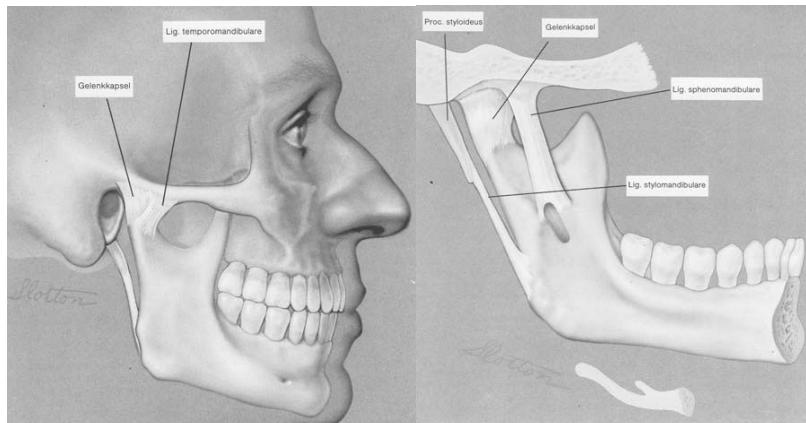


Abbildung 2.2 Bandapparat des Kiefergelenks: lig. temporomandibulare, lig. sphenomandibulare und lig. stylomandibulare [52]

⁴ Gelenkknochen. Meist wird der konvexe zweier artikulierender Gelenkkörper als Kondylus bezeichnet.

$$0 \leq (r' - r) \cdot t + \Omega \cdot (r \times (r' - r)) \leq \frac{l^2 - |r' - r|^2}{2}$$

Gleichung 2.1 Bewegungsraum des Unterkiefers relativ zum Schädel [3]

Der Bandansatz wird durch den Ortsvektor r beschrieben, Ω beschreibt die Rotation, t die Translation; gestrichene Vektoren beziehen sich auf den Unterkiefer, nicht gestrichene auf den Schädel.

Eine geforderte bestimmte Öffnung des Kiefers als Eingabe in diese Simulation erzeugt Ergebnisbereiche für einzelne Translationen (bis 1 cm) und Rotationen (bis 23 °) in entsprechenden Ebenen des Kiefers bzw. der beiden Kondylen. Variiert werden dabei die Steifigkeiten/Nachgiebigkeiten der Bänder. Durch die anatomisch gegebene und sich in Abhängigkeit von der Öffnungssituation ändernde Wirkungsrichtung bedeutet dies eine Gewichtung der *constraints* die bei der Vorgabe von bspw. 15 ° Öffnungswinkel eine Translation von 5 mm bewirkt.

Dieses Modell liefert insgesamt unter lokaler Vernachlässigung des Gelenkknorpels (und globaler Vernachlässigung des gesamten Weichteil- bzw. Muskelapparates) schlüssige Ergebnisse, die - im Rahmen der Messmöglichkeiten - mit klinischen Beobachtungen im Einklang stehen. Da es sich um rein kinematische Größen (Wege und Winkel) ohne deren zeitliche erste und zweite Ableitung handelt, gibt das Modell von Baragar [3] lediglich theoretisch den Arbeitsraum für einen durch Federn (Bandapparat) und (knöcherne) Anschläge definierten Starrkörper wieder.

Van Eijden et al. [11] stellen 1988 ein zweidimensionales Modell des Kauapparates (in Projektion auf die Medianebene) auf. Dabei werden sechs Hauptmuskelgruppen hinsichtlich ihrer Hauptwirkungsrichtungen untersucht. Als geometrische Grundlage dient ein menschliches Präparat. Ausgehend von Kräften an der Dentition (siehe Kapitel 2.3) werden die erforderlichen Muskel- und resultierenden Gelenkkkräfte errechnet. Auch hier wird vom *statischen* Gleichgewicht aller Kräfte am Hebel Unterkiefer ausgegangen. Das Modell variiert die Richtung der Gelenkreaktionskraft und die Gewichtung der Muskeln. Daneben wird zwischen vorderem (anteriorem) und hinterem (posteriorem) Muskelstrang unterschieden. Es ergeben sich aufgrund der Hebellängen Minima einzelner Muskelkräfte bei gegebener Zahnkraft.

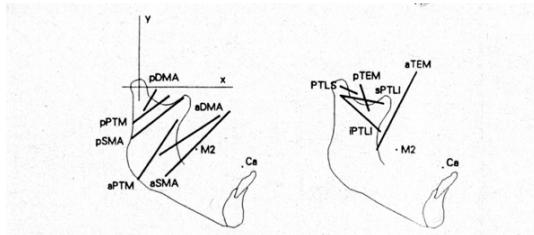


Abbildung 2.3 Projektion in Mediane Ebene der Wirkungsrichtungen der Hauptkaumuskeln [3]

Die Muskeln und ihre Wirkungsrichtung werden in Abbildung 2.3 in die Mediane Ebene projiziert: Musculus masseter (SMA, DMA), Musculus temporalis (TEM), Musculus pterygoideus medialis (PTM), Musculus pterygoideus *lateralis* (PTL, PTS). Ca und M2 kennzeichnen den Eckzahn bzw. zweiten Backenzahn, an denen das Modell Kräfte berechnet. Der Musculus temporalis entspringt der Schädelwand in einem breiten Fächer, dies wird am vorgestellten a (anterior - vorn) und p (posterior - hinten) im rechten Bild berücksichtigt. So wird dieser Muskel je nach Mundöffnung eher im anterioren oder posterioren Teil rekrutiert (Abbildung 2.4 zeigt die Bisskräfte als Funktion der Kieferöffnung sortiert nach den o.g. Muskeln).

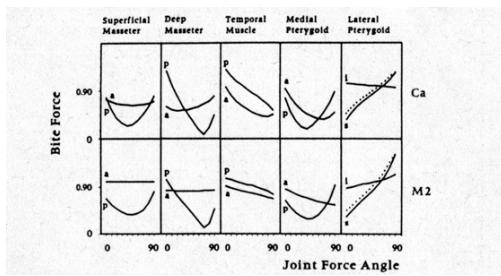


Abbildung 2.4 Verhältnis einzelner Muskelkräfte zur Bisskraft am Eck- (Ca) bzw. Backenzahn (M2) in Abhängigkeit zum Winkel der Gelenkreaktionskraft [3]

Die Einbeziehung vieler Muskelgruppen in das Modell zeigt einerseits, dass zur Erzeugung hoher Bisskräfte die einzelnen Muskeln geringere Kräfte aufbringen müssen, andererseits wird deutlich, dass aufgrund der unterschiedlichen Muskelarbeitsrichtungen der Unterkiefer in toto sowohl komplexen als auch nennenswerten Belastungen unterworfen ist.

Faulkner et al. [13] zeigen anhand eines mathematischen Modells, dass trotz des längeren Hebels jenes Gelenk, das der Lastseite (bezogen auf eine Bisskraft) abgewandt ist, stärker belastet wird, als das nähere mit dem kürzeren Hebel. Kräfte an den Backenzähnen und Gelenken werden relativ zur angenommenen Muskelkraft angegeben. Bei asymmetrischer Belastung beträgt die Belastung der contralateralen Seite das doppelte der ipsilateralen.

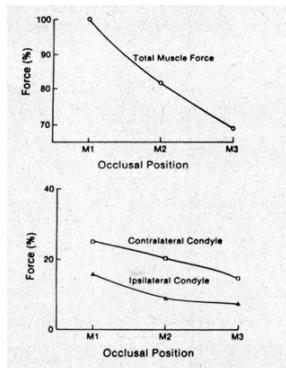


Abbildung 2.5 Verhältnis von Gelenkreaktionskräften zu Bisskräften bei konstanter Kieferöffnung [13]

Koolstra veröffentlicht 1988 einen komplexen Ansatz [33]. Bestehend aus 16 Muskeln und zwei Gelenkkräften stellt es das umfangreichste Modell unter Nichtberücksichtigung der Mundbodenmuskulatur dar. Anhand anatomischer Daten eines humanen Präparates werden die Querschnitte und Ansatzflächen der Muskeln ermittelt. Ihr Querschnitt bestimmt das Arbeitsvermögen. Aufgabe des Modells ist, aus einer maximal zu erreichenden Bisskraft die erforderlichen Muskel- und resultierenden Gelenkkräfte zu errechnen. Dabei wird ein statisches Gleichgewicht der Kräfte und Momente zugrunde gelegt:

$$\sum_{i=1}^N \bar{F}_i + \sum_{j=2}^2 \bar{F}_j + \bar{F}_b = 0 \quad \text{und} \quad \sum_{i=1}^N \bar{M}_i + \sum_{j=1}^2 \bar{M}_j + \bar{M}_b = 0$$

Gleichung 2.2 Statisches Gleichgewicht der Kräfte und Momente von Muskeln, Zähnen und Gelenken

Es wird eine Optimierungsrechnung durchgeführt, mit dem Ziel, den Einsatz einzelner Muskeln bei gegebener Bisskraft zu minimieren.

$$f(F_i) = \underset{1 \leq i \leq N}{\operatorname{Max}} \left(\frac{F_i}{F_{i,\max}} \right)$$
 ist linear und kann geschrieben werden $f(F_i) = \mu$ oder $\frac{F_i}{F_{i,\max}} \leq \mu$

Gleichung 2.3 Optimierendes Funktional

Je posteriorer die Lasteinleitung angenommen wird, desto asymmetrischer werden die Gelenkkräfte zulasten des der Lasteinleitung abgewandten Gelenkes. Das Modell verdeutlicht die Vielzahl möglicher Kombinationen von Muskelbetätigungen. Unterstrichen wird dabei die Funktionsumkehr zwischen öffnender und schließender Wirkung des Musculus pterygoideus medialis. Dass der Einfluss von Muskeln und Knochen größer als der von Bändern und Kapselgewebe ist, wird 1992 [29] an mit einem isotonischen aber dynamischen Modell gezeigt. Die wechselnde Aufgabe (Öffnen bzw. Schließen des Kiefers) des Musculus pterygoideus *lateralis* wird dabei bestätigt. Widerlegt wird die weit verbreitete Ansicht, dass der Musculus pterygoideus medialis eine Kieferbewegung nach anterior verursachen kann. Deutlich hingewiesen wird auf den Einfluss von Gelenken und gelenkeigener Reibung. Wird der Kondylus in der Pfanne gelüftet, verschwindet die Gelenkkraft. Die (am Unterkiefer) resultierende Kraft wird zwangsläufig solange zu einer Starrkörperbewegung führen, bis die Energie verbraucht ist bzw. wieder Gelenkkontakt besteht.

Das bisher bei einem Großteil von experimentellen und mathematischen Untersuchungen hauptsächlich zugrunde gelegte (triviale) statische Kräftegleichgewicht steht extrem im Widerspruch zum Konzept der Energiebilanz, da der Energieverbrauch auf verschiedene Arten geschehen kann: Zerkleinerung von Nahrung, Reibung im contralateralen Gelenk, Dämpfung durch Muskeln.

Der dynamische Aspekt wird 1996 [31] in einem Modell nachgestellt, welches unter Akquirierung unterschiedlicher Muskeln die gleichen Bewegungen ausführt: Die Musculi temporales und masseteres können anhand ihrer Ursprünge am Schädel und Ansätzen am Unterkiefer beide zusammen oder getrennt ein Schließen bewirken. Je nach Aktivierungsreihenfolge und Besetzung wird das Öffnen bzw. Schließen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen ausgeführt; besonders die Einbeziehung der Musculi pterygoidei mediales und *laterales* bzw. eine Differenzierung des Musculus temporalis in anterioren oder posterioren Anteil bestimmt, ob sich das Schließen aus gleichzeitiger oder aufeinanderfolgender Rotation und Translation des Gelenkkopfes in bzw. über die Pfanne hinaus zusammensetzt. Diese Simulation widerlegt damit eine Redundanz der Muskelgruppen (und macht den Bedarf an detaillierten Experimenten deutlich). Letztlich kommen Koolstra et al. 1999 [32] unter erstmaliger Einbeziehung der

Mundbodenmuskulatur zu dem Schluss, dass die Kondylen im Zusammenspiel mit den Pfannen entscheidend die Kieferbewegung beeinflussen. Muskeln und Kapseln wirken und verteilen sich räumlich weit verstreut. Daher werden die Modellparameter beschränkt: Beispielsweise Muskelarbeitsfähigkeit wird proportional zum Querschnitt angenommen, Muskeln wirken nur unidirektional, das bedeutet, dass sie nicht vorhanden falls nicht aktiv sind. Das Modell und seine Rand- bzw. Gültigkeitsbedingungen verdeutlicht, dass das mastikatorische System und seine Prozessparameter nur schwer zu erfassen sind.

Später ermitteln Koolstra et al. [28] mit einem Modell, das die Gelenkbahnen und die dazu benötigten Muskeln ausgehend von einer angestrebten Position ermittelt. Passive Elemente (inaktive Muskeln zum Beispiel als Feder-Dämpfer-Elemente) wurden dabei außer acht gelassen. Den statischen oder energiebilanzierenden Modellen wird hiermit ein bahnorientiertes Modell gegenübergestellt.

Korioth et al. [35] stellen ein weiteres statisches Modell vor. Anhand zu erzeugender Bisskräfte wurden wie bei [28] die Muskelkräfte und Gelenkkräfte errechnet. Auch hier stellte sich eine signifikant asymmetrische Kondylenbelastung ein. Die Gewichtung der Muskelanteile erfolgte analog zu den oben beschriebenen Modellen.

Osborn et al. [63] präsentieren ein Modell, das die von 26 Muskeln aufzubringende Kraft minimiert, um eine gegebene Kaukraft zu erzeugen. Das Modell arbeitet dreidimensional jedoch ohne Mundbodenmuskulatur. Diese Muskeln werden unterteilt in Arbeits- und Kontrollmuskeln. Die Kontrollmuskeln verhindern gemäß dieses Modells unphysiologisch große Auslenkungen der Gelenke durch die Arbeitsmuskeln. In einem folgenden Modell von Osborn [62] wird gezeigt, dass der Musculus pterygoideus lateralis eindeutig seine Tätigkeit ändert. Diese muskelspezifische Multifunktionalität hängt ab vom Öffnungswinkel und dem superioren und inferioren Muskelanteil. Diese Muskelansätze haben entscheidenden Einfluss auf den Ast des Kiefers, dieser ist verglichen mit dem Rest des Knochens dünner und prädestiniert für Frakturen. Solche Effekte müssen experimentell am nativen und versorgten Kiefer analysiert werden.

Schlussfolgerung (Mathematische Modelle der Statik und Kinematik des Kausystems)

Die Komplexität des Kausystems hinsichtlich "Konstruktion" und Funktion zwingt zu Vereinfachungen. Die Modelle stehen teils in Einklang und teils im Widerspruch zu

klinischen Beobachtungen. So müssen Betrag und Richtung angreifender Muskelkräfte sowie Gelenkreaktionskräfte immer angenommen werden. Die unterschiedliche Gewichtung der einzelnen Muskelanteile und das Weglassen verändert folglich die Ergebnisse. Tabelle 2.1 bietet einen Überblick über die Modelle. Wichtige Unterschiede, wie die Anzahl der Muskeln, die zumindest zu quantitativen Abweichungen führen, sind ersichtlich.

Tabelle 2.1 Übersicht publizierter mathematischer Modelle

Autor	Dim.	Anz. Muskeln		Fragstellung in Kürze, ggf. Besonderheiten
Baragar	3D	-	kinematisch	Einfluss der Knochen und Bänder auf Bewegungsablauf
Eijden	2D	10	statisch	Bisskraft - Muskelkräfte - Gelenkkräfte
Faulkner	3D	12	statisch	Bisskraft - Muskelkräfte - Gelenkkräfte
Koolstra 1988	3D	16	statisch	Bisskraft - Muskelkräfte - Gelenkkräfte
Koolstra 1992	3D	12	statisch	Bisskraft - Muskelkräfte - Gelenkkräfte, Vergleich mit EMG-Messungen
Koolstra 1996	3D	7	dynamisch	Bisskraft - Muskelkräfte - Gelenkkräfte
Koolstra 1999, 2001	3D	10, davon 4 Mundboden	dynamisch	Bisskraft - Muskelkräfte - Gelenkkräfte
Korioth	3D	15	statisch	Bisskraft - Muskelkräfte - Gelenkkräfte
Osborn 1985	3D	26, davon 2 Mundboden	statisch	Bisskraft - Muskelkräfte - Gelenkkräfte
Osborn 1995	3D	20	statisch	Funktion des Musculus pterygoideus medialis bei Öffnen und Schließen

Lediglich die an der Bezahlung auftretenden Kräfte können verlässlich gemessen werden (Kapitel 2.3). Die im folgenden Kapitel 2.2 beschriebenen Experimente dienen einerseits der Nachbildung der hier besprochenen Modelle, aber auch dem Festigkeitsnachweis von Implantaten. Je nach Fragestellung ist zu klären, welche Vereinfachung zur Beantwortung der Frage erlaubt und welche zur Realisierung zwingend erforderlich ist.

2.2 Experimentelle Untersuchungen des Kausystems an Versuchsaufbauten

Es gibt zahlreiche Untersuchungen am Tiermodell. Zum Beispiel validieren Ahn et al. [1] Plattenosteosynthesen am Schwein. Die Tiere wurden acht Wochen postoperativ geopfert und die Stelle des Eingriffes biomechanisch und histomorphologisch⁵ untersucht. Problematisch an solchen Untersuchungen ist die stark abweichende Physiologie (siehe Abbildung 2.1). Grundsätzlich entbehren Tierexperimente subjektiven Rückmeldung und bisher einer Messung relevanter Größen (Kraft, Weg, Verformung). Dennoch dienen tierexperimentelle Studien generell als Vorläufer für klinische Studien; hier werden beispielsweise das Einwachsverhalten von Implantaten unterschiedlicher Oberflächenstruktur oder -beschichtung betrachtet.

Je nach Klientel klinischer Studien können auch diese selten einen repräsentativen Standard wiedergeben. Häufig nehmen Patienten teil, bei denen von keiner natürlichen Kaubewegung auszugehen ist. Durch Traumata oder tumorbedingte Eingriffe ist der Muskelapparat in der Regel schon zu sehr geschwächt. Auch wenn man einräumt, dass der Empfänger von Osteosynthesen per se gesundheitlich beeinträchtigt ist, muss ein Standard gesucht werden, der a priori - wie beim künstlichen Gelenkersatz der unteren Extremität (Hüfte, Knie) - die Bewertung der mechanischen Festigkeit eines Osteosynthesebauteils außerhalb des Verbundes mit dem Organismus erlaubt.

Die Hersteller von Osteosynthesematerial führen selbstverständlich firmenspezifische Bauteilprüfungen durch. Hier wird beispielsweise eine Rekonstruktionsplatte auf etwa einem Drittel ihrer Länge an einem Kunststoffblock befestigt und dann einem Dauerbiegeversuch unterzogen, wobei die Lasteinleitung entsprechend dem höheren Widerstandsmoment erfolgt. Es handelt sich bei solchen Ermüdungsversuchen für mandibuläre Rekonstruktionsplatten häufig um modifizierte Prüfnormen für Wirbelsäulenimplantate⁶ [24]. Berücksichtigt man die Betrachtungen zur Biomechanik in Kapitel 1.1, erkennt man, dass der Unterkiefer in vivo einer mehrachsigen Beanspruchung unterliegt. Je nach Fixierung wird sich die Belastung eines Implantates ebenfalls auf eine Überlagerung aus Biegung und Torsion erstrecken. Diese komplexe Belastung wird im Zusammenspiel mit den konstruktionsbedingten Kerben (zum

⁵ Histologie: Lehre von den Geweben des Körpers. I.d.R. werden dünne Schlitte entnommener Proben zur Identifizierung einzelner Gewebearten oder Fremdstoffe chemisch gefärbt.

⁶ ASTM-PS5-94: Provisional Standard Test Method for Static and Dynamic Spinal Implants Assembly in a Corpectomy Model.

Beispiel Schraubenlöcher) die Zeit- und Dauerfestigkeit beeinflussen. Die Ergebnisse solcher In-house-Tests werden zum einen in der Regel nicht veröffentlicht und entsprechen mangels Vorhandenseins bis dato keiner einheitlichen Norm. Die Erarbeitung entsprechender realitätsnaher Prüfverfahren für Implantate am Unterkiefer, wie Osteosynthese- oder Rekonstruktionsplatten, ist offenbar erforderlich und eines der Ziele, denen der in Kapitel 3.2 ff. beschriebene Prüfstand dient.

Zahlreiche Forscher prüfen daher den nativen oder versorgten Unterkiefer experimentell unter Zugrundelegung individueller Parameter. Dabei kommen Präparate von Menschen und Tieren, Kunststoffmodelle in Standardprüfmaschinen oder in speziellen Aufbauten zum Einsatz. Meist beschränkt sich die Aussagekraft auf qualitative Vergleiche verschiedener Konzepte, eine quantitative Aussage entbehrt wegen der natürlichen interindividuellen Streuung der Substrate jeder Grundlage.

Choi et al. [5] vergleichen an zehn humanen Präparaten vier verschiedene Osteosynthesen. Die Unterkiefer werden standardisiert osteotomiert und mit Platten versorgt. Anschließend erfolgt die Einspannung des Unterkiefers im Bereich der Schneidezähne und die Belastung durch eine Standardprüfmaschine (siehe Abbildung 2.6). Die Autoren führen hier einen Test bis zum Versagen durch. In Unkenntnis der realen Gelenkreaktionskräfte wird bei allen Konzepten die Kraft-Weg-Kurve des Maschinenstempels gezeichnet, der anschließende Vergleich stellt also einen qualitativen Vergleich dar. Choi definiert den Übergang der Kurve vom elastischen in den plastischen Bereich die Versagensgrenze. Der Aufbau gleicht dem von Ziccardi [97], bei dem jedoch Kunststoffmodelle [L] eingesetzt werden.

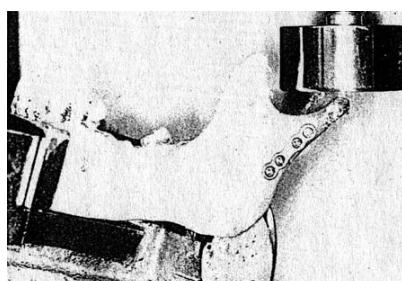


Abbildung 2.6 Versuchsaufbau nach Choi [5]: Mandibula ist incisal eingespannt und wird am Gelenk durch den Stempel einer Standardprüfmaschine belastet

Foley et al. [14] untersuchen an Unterkiefern von Schafen die Primärstabilität von drei verschiedenen Osteosynthesemethoden nach sagittaler Spaltung des Unterkiefers.

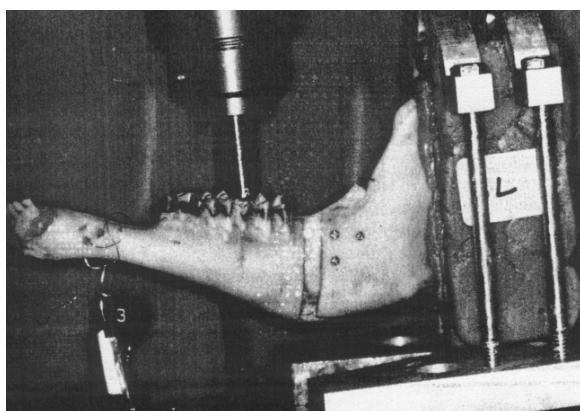


Abbildung 2.7 Experimenteller Aufbau nach Foley

Anstatt der drei als kopfstehendes L angeordneten Schrauben kommen zwei weitere Methoden zum Einsatz, um eine verlängernde Operation mittels sagittaler Spaltung durchzuführen. Abbildung 2.7 zeigt den Stempel einer Standardprüfmaschine der in vertikaler Richtung die Bezahlung belastet. Horizontale Kräfte, wie sie beim Zermahlen von Nahrung auftreten, werden hier nicht berücksichtigt.

Hatcher et al. [18] untersuchen speziell die Kiefergelenkbelastung am Präparat. An einem instrumentierten Schädel wurden die Gelenkkräfte gemessen. Die Mundöffnung beträgt 2 mm. Drei Muskelgruppen werden durch Seile angebracht: Musculi masseteres, temporales und pterygoidei mediales. Je posteriorer eine molare Belastung angebracht wird, desto asymmetrischer wird die Gelenkbelastung, wobei die contralaterale Seite 136% bis zu 300% der ipsilateralen zu tragen hat. Die Messung an den Gelenken erfolgt mit DMS-instrumentierten Balken, an denen die Gelenkgruben hängen. Als Eingabegrößen dienen die Muskelkräfte (!), relativ hierzu werden die Biss- und Gelenkkräfte ausgegeben.

Haug et al. [19] verwenden Kunststoffmodelle des Unterkiefers (Synbone, Landquart, CH) zum Vergleich verschiedener Osteosynthesemethoden bei Frakturen des Kieferwinkels. Der Unterkiefer wird dabei kopfüber in eine Standardprüfmaschine eingebaut. Durch die

Fixierung mittels Stange (M, siehe Abbildung 2.8, Seite 30), die bilateral durch den Korpus geführt wird, und den Anschlag (G) des resezierten Gelenkfortsatzes am Maschinentisch wird letztlich eine vertikale Belastung verursacht. Diese, durch die Maschine incisal oder kontralateral aufgebrachten, vertikalen Zugkräfte bewirken eine Bauteilbelastung, die der von Hammer und Kroon vergleichbar ist. Durch die Stange ist allerdings eine aufbaubedingte Rotationsbehinderung gegeben, die den Verbund aus Kiefermodell und Osteosynthesematerial stabilisiert. Abbildung 2.8 zeigt die Stange M, die beim Versuch nach Kroon [36] bzw. Hammer [16] die muskuläre Aufhängung nachbildet, den incisal ziehenden Stempel S und die als Anschlag dienenden resezierten Gelenkfortsätze G.

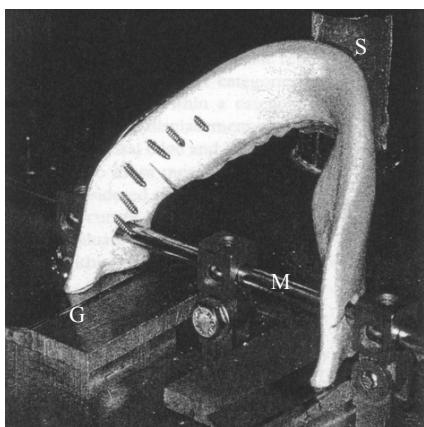


Abbildung 2.8 Versuch nach Haug et al. [19]

Joos et al. [23] führen an zwölf humanen Frischpräparaten vergleichende Untersuchungen zwischen der nativen Stabilität und der nach incisaler Fraktur versorgten Stabilität durch. Die Präparate werden mit DMS instrumentiert und simplifiziert belastet. Zum einen greift eine dem Musculus temporalis entsprechende Kraft an, während an verschiedenen Stellen der Bezahlung Kräfte eingeleitet werden. Variiert wird außerdem die Frakturlokalisation. Nachgewiesen wird, dass beim Konzept der Plattenosteosynthese die exakte Reposition der Frakturflächen eine essentielle Bedingung für die Primärstabilität ist. Die Tragfähigkeit des Verbundes hängt dann hauptsächlich vom interfragmentären Kontakt ab, die Platte hält die Fragmente hauptsächlich in Position. Diese Studie belegt anhand der Frakturspaltänderungsmessungen, dass das Hauptproblem von Osteosyntheseplatten in der Anpassung und Anbringung *in situ* liegt. Das Anformen erfordert viel Erfahrung seitens des

Chirurgen, Ausmaß und Anzahl der erforderlichen Anläufe bis zum Erreichen der gewünschten Form beeinflussen entscheidend die Lebensdauer des Implantates. Abbildung 2.9 zeigt den instrumentierten Unterkiefer in einer Standardprüfmaschine. Dieser Aufbau belastet die Mandibula ähnlich des von Kober [27] und Meyer [51] berechneten *Kinnhakens* (links: Gesamtansicht; rechts: Detail Kiefer).

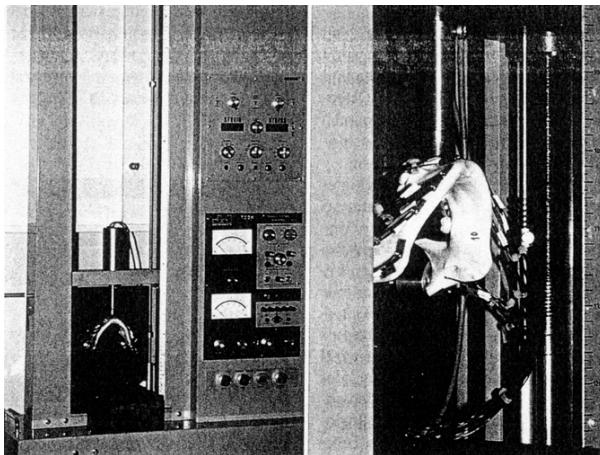


Abbildung 2.9 Versuch nach Joos et al. [23]

Kroon et al. [36] experimentieren anhand eines Kunststoffmodells mit dem Einfluss unterschiedlicher Lasteinleitungslokalisierungen auf plattenosteosynthetisch versorgte Frakturen im Bereich des Eck- oder Backenzahns⁷. Das Modell ist an den Processus coronoideus (entspricht dem Musculus temporalis) aufgehängt und ruht mit den Kondylen in Pfannen. Die Belastung erfolgt incisal oder molar. Die Änderung des Spaltes wird anhand sog. Omegasensoren gemessen. Aufgrund der Messtechnik konnten die Vergleiche nur qualitativ, nicht quantitativ erfolgen. Hammer et al. [16] verwenden die selbe Apparatur zum Vergleich der Primärstabilität verschiedener Refixierungsmethoden nach einer sagittalen Kieferastspaltung. Durch die Aufhängung am Processus coronoideus unterscheidet sich dieser Aufbau von anderen, welche die Resultierende (Kraft) aus den Musculi temporales, masseteres und pterygoidei mediales eher am dorso-caudalen Bereich nahe des Kieferwinkels einordnen.

⁷ Diese Positionen werden gewöhnlich anhand der Nummerierung von "1" (mittlerer Schneidezahn) bis "7" bzw. "8" (Backenzahn) angegeben. Nach Bedarf wird eine weitere Ordnungsziffer genannt, die den Quadranten bzw. linken oder rechten Ober-/Unterkiefer angibt.

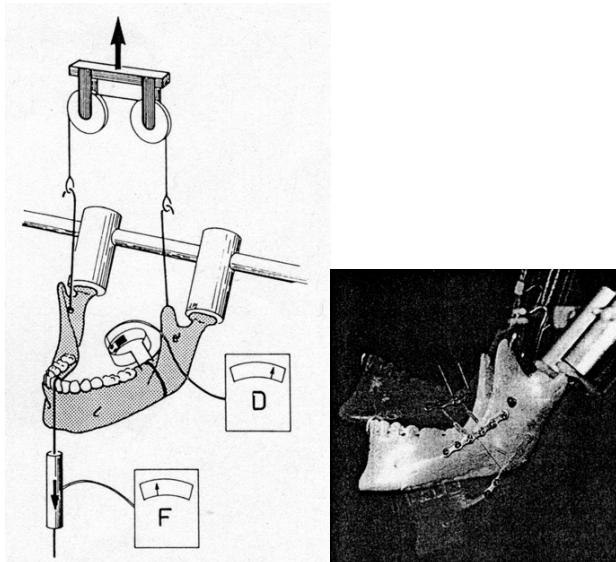


Abbildung 2.10 Versuchsaufbau nach Kroon et al. [36]

C. Meyer et al. [50] stellen einen statischen komplexeren Versuchsaufbau für den Unterkiefer vor. Im Gegensatz zu anderen Aufbauten werden hier nicht Musculi temporales und/oder masseteres - sonst meist zu einer Einheit zusammengefasst - sondern elf Muskeln einzeln mittels Seilen simuliert. Hier werden die Muskelkraftbeträge untereinander anhand von EMG-Messungen an Probanden quantifiziert. Mittels DMS werden resultierende intra-artikulare Kräfte (gemessen), die auch dem Vergleich mit dem mathematischen Modell dienen. Es kamen frische Präparate zum Einsatz welche in bestimmten Positionen mit den "physiologischen" Lasten zerstört werden.

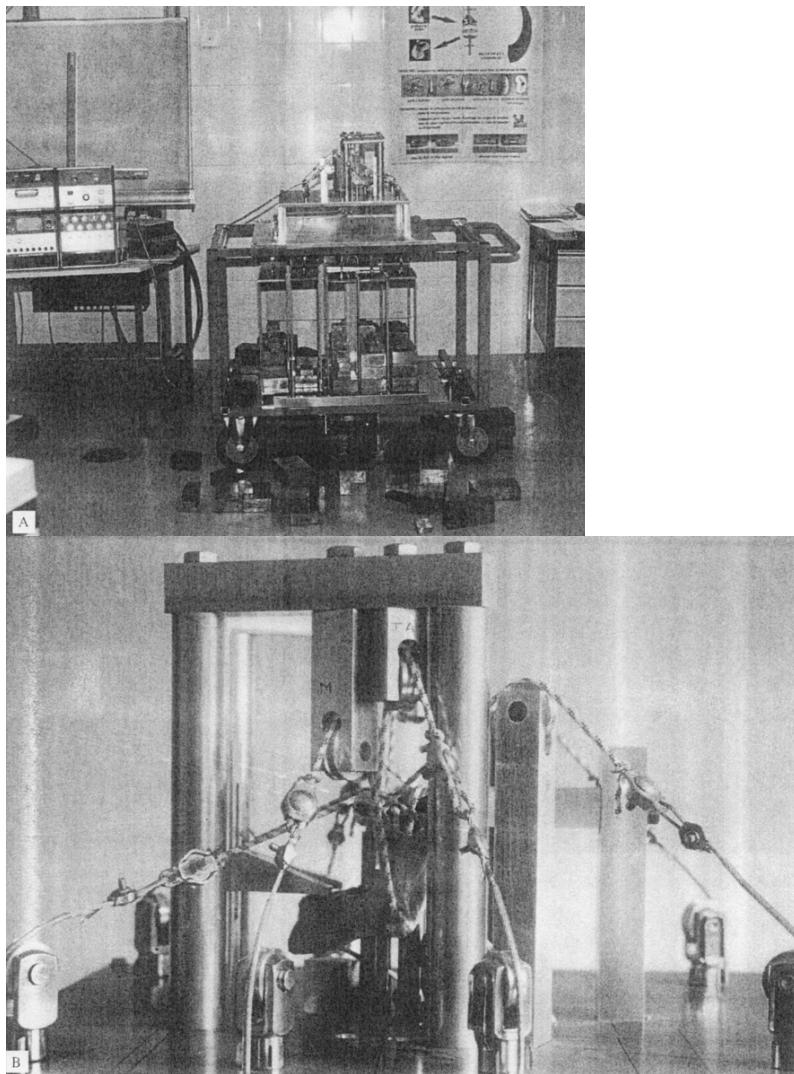


Abbildung 2.11 Versuchsaufbau nach Meyer et al. [50]: oben Gesamtansicht; unten: Kiefer im Detail

U. Meyer et al. [51] instrumentieren einen humanen Unterkiefer mit DMS und spannen ihn in eine Standardprüfmaschine ein. Diese Studie mit Humanpräparaten dient in erster Linie der Validierung eines FE-Modells. Die Prüflasten entsprechen hier weniger denen, die sonst als physiologisch angenommen werden: die Mandibula wird hier wie bei [27] in antero-

posteriorer Richtung, sog. *Kinnhaken*, anstatt in vertikaler Richtung belastet. Dennoch waren sie im Sinne der Aufgabenstellung, einer statischen Strukturanalyse zur Evaluierung des FE-Modells, sinnvoll. Die Gittergewinnung der FE-Modelle geschieht, wie hier später (Kap. 6.2) beschrieben, über die Erhebung und Verarbeitung von computertomografischen Daten. Als Grenze für idealelastisches Verhalten werden 170 N angegeben. Es wird experimentell gezeigt, dass die Grobgeometrie das Bauteilverhalten entscheidend beeinflusst, und zwar mehr als die Bezahlung. Die Dehnungen waren dort am größten, wo klinisch am häufigsten Frakturen festgestellt werden. Versuchsaufbau siehe Abbildung 2.9, Seite 31.

Righi et al. [72] berichten von einer stark simplifizierten Apparatur zur zerstörenden Prüfung von Osteosyntheseplatten im Vergleich zu FE-Berechnungen. Rinderknochen werden gesägt und mittels verschiedener Osteosyntheseplatten miteinander verschraubt. Planparallel zur Osteotomie wird ein Scherversuch durchgeführt.

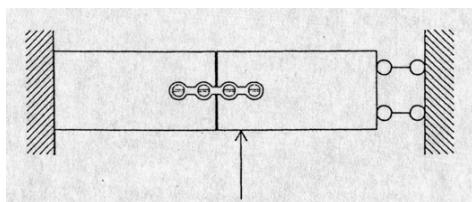


Abbildung 2.12 Belastung nach Righi et al. [72]

Shetty et al. [82] definieren anhand der Auslenkung um die transversale (Θ_1), sagittale (Θ_3) und vertikale (Θ_2) Achse des Verbundes aus Kiefermodell und Osteosyntheseplatte den Instabilitätsfaktor (siehe auch Abbildung 2.13 links):

$$\Theta = \sqrt{\Theta_1^2 + \Theta_2^2 + \Theta_3^2}$$

Gleichung 2.4 Instabilitätsfaktor nach Shetty et al. [82]

Dafür werden 18 Abgüsse eines humanen Unterkiefers verwendet. Der Versuchsaufbau setzt sich zusammen aus einer Standardprüfmaschine, in der das Modell durch eine Vorrichtung in künstlichen Gelenkpflanzen arretiert wird (Abbildung 2.13 rechts). Mit dem Maschinenstempel werden die Backenzähne ipsi- bzw. contra-lateral oder der ispilaterale Eckzahn vertikal belastet. Die Auslenkungen wurden mit Ohm'schen Winkelgebern gemessen.

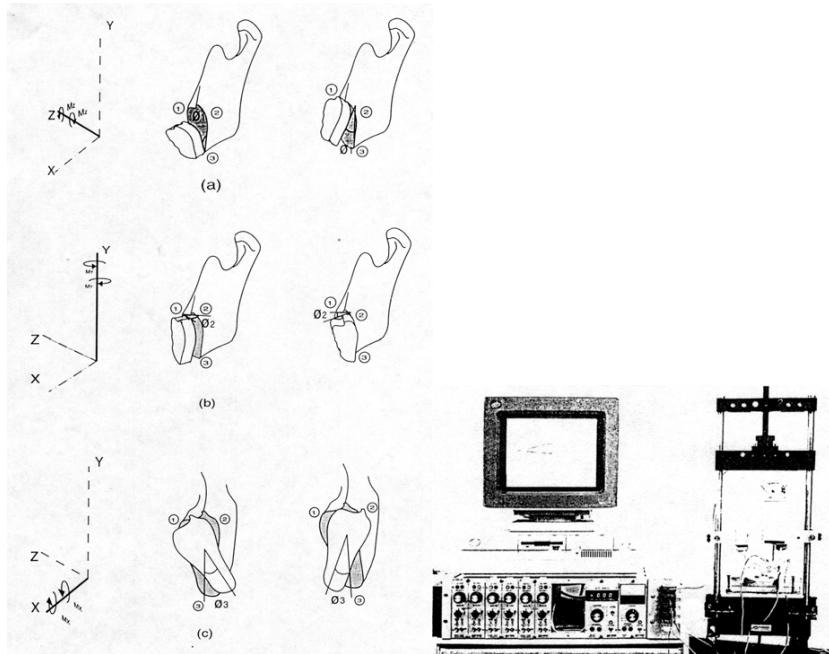


Abbildung 2.13 Messungen und Apparatur von Shetty [82]

Sikes et al. [84] vergleichen in einem einfachen abstrakten Modell die Stabilität verschiedener Plattsensysteme. Hier werden Rippenknochen von Rindern geteilt und mittels Platte verbunden in einer Standardprüfmaschine getestet.

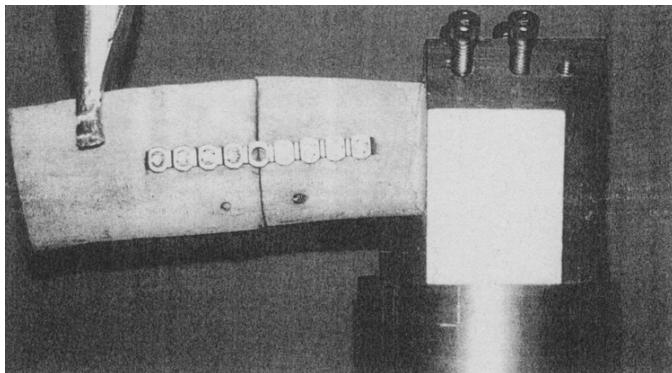


Abbildung 2.14 Versuch nach Sikes [84] an Rippenknochen

Sonnenburg et al. [86] verwenden spannungsoptisches Material zur Analyse von Osteosynthesen: Dabei werden Platten, Drähte (Anm.: Diese Art der Osteosynthese findet nur noch selten Einsatz) und ein Fixateur Externe verglichen. Die Fraktur befindet sich prämolar, belastet wird incisal, ipsi- oder kontralateral (siehe Abbildung 2.15 unten). Bei diesem Modell werden Spaltklaffung und Verschiebung gemessen. Die Interpretation der Spannungsdifferenzen erscheint hinsichtlich der klinisch unrealistischen glatten Frakturflächen irrelevant, da die Platte hauptsächlich der Positionsstabilisierung der an sich gut ineinandergeriegenden Frakturgebirge und -täler dient, welche letztlich durch Form- und Reibschluss die Kräfte zwischen den Fragmenten übertragen.

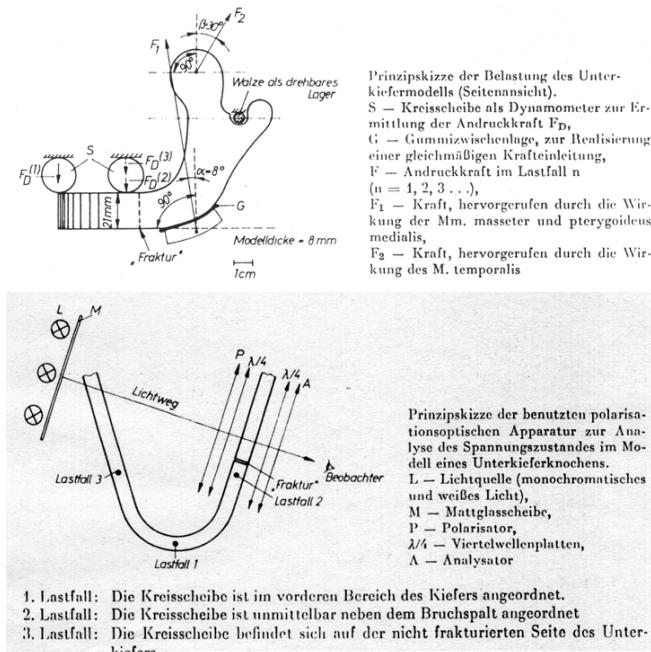


Abbildung 2.15 Versuch nach Sonnenburg et al. [86]

Mit Abgüssen von menschlichen Präparaten aus spannungsoptischem Material zeigen Standlee et al. [87] ebenfalls Dehnungsdifferenzen, welche wie viele andere Untersuchungen und Simulationen den aufsteigenden Ast (siehe Abbildung 1.5) als besonders beanspruchten Abschnitt präsentieren. Die in einer früheren Studie verwendete Apparatur diente speziell Studien der Lastverteilung am Kondylus.

Tams et al. [89] untersuchen ähnlich wie Shetty et al. [82] die Stabilität von Osteosynthesen im Eckzahnbereich. Es wird gezeigt, dass eine contralaterale Belastung ein größeres Moment auf die Frakturstelle bringt als eine ipsilaterale oder incisale.

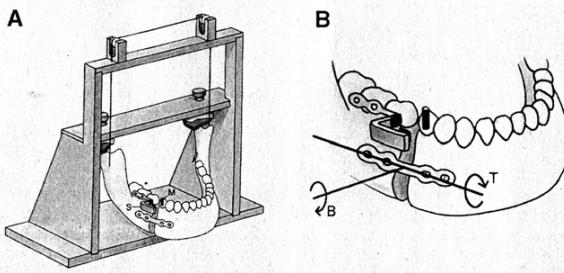


Abbildung 2.16 Belastung und Messung nach Tams et al. [89]

In einem Lastrahmen wird das Modell an den Kronfortsätzen aufgehängt, die Gelenke dienen als Anschlag am Rahmen (Abbildung 2.16 A), ein induktiver Weggeber erfasst sagittale Rotation T und transversale Biegung B (Abbildung 2.16 B).

Schlussfolgerung (Experimentelle Untersuchungen des Kausystems an Versuchsaufbauten)

Wie auch die in Kapitel 2.1 beschriebenen mathematischen Modelle müssen auch und besonders die Experimente je nach Fragestellungen erheblich abstrahieren und von der Physiologie abweichen. Wie in Kapitel 4.2 gezeigt wird, kommt es jedoch bei biomechanischen Prüfungen darauf an, auch stabilisierende Gegebenheiten nachzubilden. So können überdimensionierte Implantate und die einhergehenden Komplikationen vermieden werden. Der Einsatz von biologischem Material (Präparate) oder Kunststoffmodellen ist im Einzelfall zu prüfen, bei Tests an Implantaten ist auf eine definierte oder realistische Montage zu achten. Abgesehen vom seltenen Einsatz von Messtechnik im Tierversuch können Experimente nur die unmittelbar postoperativ gegebene Situation, *Primärstabilität*, erfassen.

Tabelle 2.2 bietet eine Übersicht über die oben angesprochenen Versuche. Abgesehen von wenigen Aufbauten (Hammer bzw. Kroon, Tams) weisen Versuche zur Primärstabilität von Osteosynthesen unzulässige stabilisierende Elemente auf oder stellen a priori stark abstrahierte Situationen nach (Righi, Sikes), bzw. erheben keinen Anspruch auf Nachbildung des Kausystems. Andere verfolgen analytische Ziele (Spannungsoptik: Sonnenburg, Standlee), oder versuchen mathematische Modelle nachzustellen (Hatcher, C. Meyer).

Tabelle 2.2 Übersicht publizierter experimenteller Untersuchungen

<i>Autor</i>	<i>Objekt (Kiefer falls nicht anders bezeichnet: Kiefer; in vitro)</i>	<i>Fragestellung (falls nicht anders bezeichnet: Stabilität von...)</i>
Ahn	Maxilla, porcin, <i>in vivo</i>	Osteosyntheseplatten resorbierbar vs. Titan
Choi	Präparat, human	Osteosynthese am Ast
Foley	Präparat, porcin	Refixierung nach sagittaler Spaltung
Hammer	Modell, human	Osteosynthese am Kieferwinkel
Hatcher	Präparat, human, instrumentiert	Nachbildung des Modells von Koolstra: Zusammenspiel Muskelkraft-Bisskraft- Gelenkkraft
Haug	Modell, human	Osteosynthese am Kieferwinkel
Joos	Präparat, human	incisale Osteosynthese
Kroon	Modell, human	Osteosynthese am Kieferwinkel
Meyer, C.	Präparat, human	Nachbildung des Modells von Koolstra: Zusammenspiel Muskelkraft-Bisskraft- Gelenkkraft
Meyer, U.	Präparat, human, instrumentiert	Vergleich zu FE-Modell
Righi	Präparat, bovin, Rippe (!)	Abscherverhalten verschiedener Osteosyntheseplatten
Shetty	Modell, human	Osteosynthese am Kieferwinkel
Sikes	Präparat, bovin, Rippe (!)	Abscherverhalten verschiedener Osteosyntheseplatten
Sonnenburg	abstrahiertes Modell, human	Spannungsverteilung (Spannungsoptik) am unversehrten und versorgten Kiefer
Standlee	Modell (Abguss), human	Spannungsverteilung (Spannungsoptik) am unversehrten Kiefer
Tams	Modell (Abguss), human	Osteosynthese am Ast
Ziccardi	Modell, human	Osteosynthese am Ast

Anm.: *porcin* - vom Schwein stammend; *bovin* - vom Rind stammend

2.3 Experimentelle Untersuchungen am Kausystem von Probanden

J. Edwards et al. [8] weisen durch Messungen in vivo nach, dass alleine die Aufgabe, Konsonanten zu erzeugen, den Kondylus nicht nur rotieren sondern auch nach vorne wandern lässt. Die zur Kieferbewegung führende resultierende Kraft am Kiefer stellt eine vektorielle Summe der am Kiefer angreifenden Muskeln dar. Die Mandibula ist also als ganze und, wie in dieser Studie gezeigt, am Gelenk belastet.

Koolstra et al. [30] vergleichen EMG⁸-Messungen mit dem eigenen mathematischen Modell (Kapitel 2.1) zur Voraussage von Muskelaktivität. Die Autoren berichten von Unstimmigkeiten zwischen Patientenstudie und Modell, begründen diese mit den sich häufigen generellen Bedenken gegenüber EMG. Andererseits wird postuliert, dass die Muskeln nicht bis zum Erreichen neurologischer Grenzen (zum Beispiel Schmerz), sondern voll eingesetzt werden, um maximalen Effekt hinsichtlich der resultierenden der Bezahlungsbelastung zu erreichen. Mit abnehmender Anzahl betrachteter Muskeln und mit abnehmender Abweichung von der Orthogonalität des zu erzielenden Bisskraftvektors auf der Okklusionsebene wird die Verlässlichkeit des Modells als steigend valide angegeben.

Manns et al. [45] versuchen den Zusammenhang von Aktivität des Musculus masseter und Mundöffnung experimentell zu ermitteln. Bei isotonischer Belastung incisal wird festgestellt, dass die Aktivität proportional zur Last ist und bei 15 mm incisaler Öffnung minimal ist.

Mao et al. [46] zeigen mittels EMG und Kraftsensoren, dass der Kauapparat reproduzierbar arbeitet. Probanden beißen in bestimmten Richtungen auf einen Sensor, dieser Versuch wird einige Tage später wiederholt. Dagegen berichten Neeman et al. [55], dass beim Ausführen der gleichen Bewegung drei mal hintereinander Trajektorien und EMG-Schriebe nicht signifikant zusammenhängen.

C. Meyer et al. [49] kombinieren ein 2D-Modell des Unterkiefers mit Messungen in vivo um die Belastung des Unterkiefers zu ermitteln. Dabei werden EMG als verlässlich und ebenso wie der physiologische Muskelquerschnitt proportional zur Kraft des jeweiligen Muskels angesehen.

⁸ Elektromyografie: Messung muskulärer Aktionsströme auf oder in der Haut.

In einer aufwändigen Studie kombinieren Neill et al. [60] Bewegungsanalyse, EMG und DMS-basierende Kraftsensoren. Im Gegensatz zu den meisten anderen Patientenstudien beinhaltet diese die Kalibrierung der Bisskraftsensoren durch Hängegewichte. Mit EMG werden Musculi temporales und masseteres gemessen. Die Kinematik wird mittels induktiver Sensoren erfasst. Verschiedene Nahrungsmittel (Kaugummi, Kekse, etc.) in definierten Mengen dienen als Kaugut. Der unterschiedliche Widerstand spiegelt sich wieder in der Schlussgeschwindigkeit nahe der Okklusion. Trotz nicht vorhandenen EMG-Signals an den Musculi temporales und masseteres werden Kräfte an der Dentition festgestellt. Die Autoren vermuten hier den mit EMG nicht erfassbaren Musculus pterygoideus medialis als Ursache.

Ostry et al. [64] stellen eine Bewegungsanalyse beim Kauen und Sprechen vor. Der Vergleich der Kurven (Weg-Zeit und deren 1. und 2. Ableitung) zeigt interindividuell ($N=3$) wenig Differenzen.

Ottenhoff et al. weisen mit einer Studie [66] nach, dass Kauen ein hauptsächlich *choreografischer* und weniger *kraftgesteuerter* Prozess ist. Die Probanden führen Kaubewegungen in einem definierten Umfang durch. Während eines Versuches kann die Last durch den Operator (dieser verändert Spulenspannung, siehe Abbildung 2.17) elektromagnetisch beliebig und willkürlich verändert werden. Die Bewegungen erfolgen jedoch weiter, lediglich mit messbar größerem Kraftaufwand (EMG). Beim Schließen scheint die Mundbodenmuskulatur inaktiv zu sein. In einer weiteren Studie [65] zeigen EMG-Messungen an Temporalis und Masseter proportionale Aktivitätsverhältnisse. Auch hier ändert sich die Kinematik unter deutlicher externer Laständerung nicht signifikant.

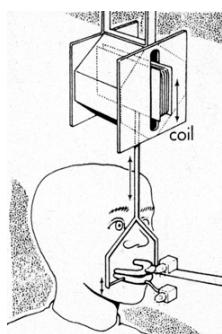


Abbildung 2.17 Untersuchung nach Ottenhoff

Paphangkorakit [67] bestätigt mit einer Studie die Proportionalität des Einsatzes von Musculus masseter und Musculus temporalis. Außerdem steigt der Muskeleinsatz bei steigender Mundöffnung über den incisal erzielten Bisskräften signifikant an. Abbildung 2.18 zeigt die Muskelaktivitätsmessung (links) und den Bisskraftsensor (rechts). Durch Aufstecken von Legosteinen wird die incisale Öffnung in Stufen erhöht.

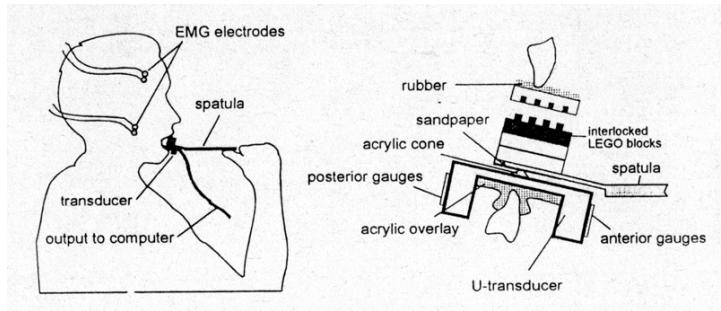


Abbildung 2.18 EMG- und Bisskraftmessung [67]

Untersuchungen wie die von Yatabe et al. [95] sollen den Mittelpunkt des Kondylus ermitteln. Diese beschränkte Zielsetzung macht jedoch wieder einmal klar, wie komplex das System ist. Denn es wird festgestellt, dass der zurückgelegte Weg beim Schließen signifikant (bis 200%) länger als beim Öffnen des Kiefers ist. Klarheit können hier nur weitere Untersuchungen, besonders hinsichtlich des Gelenkknorpels, bieten. Die Rolle des Discus articularis für die Funktion des Kiefergelenks wird von Neff et al. [57] im Zusammenhang mit deren frakturbedingter Einschränkung beschrieben. Eine veränderte oder verminderde Bewegungsfreiheit bzw. anatomisch nicht korrekte Position des Knorpels wird zur Veränderung der Hebelverhältnisse führen.

Schlussfolgerung (Experimentelle Untersuchungen am Kausystem von Probanden)

Kukiz et al. [39] messen mittels piezoelektrischer Sensoren Schlusskräfte an den Zähnen in vivo. Die Werte streuen jedoch interindividuell erheblich (um 44 %).

Die Tatsache, dass seit der *Elektrifizierung der Wissenschaft bzw. seit Anfang des Jahrhunderts* (berichtet von Schreiber [77]) immer wieder neue Geräte zur Messung von Kaukräften vorgestellt werden zeigen, dass alleine die Erfassung solcher Prozessgrößen große Probleme bereitet. Die Vorgabe äußerer dynamischer Last [Ottenhoff et al., s.o.] war die

vielversprechendste Methode, quantitativ genauere Prozessdaten des Kausystems zu erhalten, bedenkt man, dass Bewegungsanalyse durch Weichteilbewegung verfälscht wird und EMG ebenfalls kein verlässliches Maß für Muskelaktivität bieten können.

Die Kommunikationsaufgabe des Kausystems belegt zusammen mit o.g. Studie, dass die Choreografie die Funktion bestimmt. Mathematische und experimentelle Modelle sollten dem Rechnung tragen. Der in Kapitel 3.3 ff. vorgestellte Prüfstand bietet entsprechende Möglichkeiten.

Tabelle 2.3 Übersicht publizierter Messungen an Menschen

Autor	Art der Messung	Fragestellung
Edwards	Bewegungsanalyse	Koordination von Rotation und Translation des Kiefers beim Sprechen
Koolstra	EMG, statisch	Betrag und Richtung der Bisskraft im Zusammenhang bestimmter Muskeln
Kukiz	Bisskraftmessung, statisch	postoperative Bissfähigkeit
Manns	EMG, statisch	Länge und Aktivität des Musculus masseter beim Beißen
Mao	EMG, statisch	Betrag und Richtung der Bisskraft im Zusammenhang bestimmter Muskeln
Meyer, C.	EMG, statisch	Betrag und Richtung der Bisskraft im Zusammenhang bestimmter Muskeln
Ostry	Bewegungsanalyse	Geschwindigkeiten und Beschleunigungen beim Sprechen und Kauen
Ottenhoff	EMG mit Bewegungsanalyse und Belastungsapparat	Muskelaktivität bei definierten Bewegungen unter definierter Last
Paphangkorakit	EMG, statisch	Zusammenhang zwischen Mundöffnung und Muskelaktivität
Yatabe	Bewegungsanalyse	Geschlechtsspezifische Unterschiede, Gelenkkinematik

2.4 Zusammenfassung (theoretischer und experimenteller Untersuchungen des Kausystems)

Zum Teil wird versucht, mathematische Modelle experimentell zu belegen, dabei werden die vorausgesagten Muskelaktivitäten mit EMG-Messungen an Probanden verglichen. Allerdings häufen sich die Veröffentlichungen, in denen substantielle Ausgangspunkte der Modelle kritisch betrachtet werden: So wird neben der Aussagekraft von EMG auch der Zusammenhang zwischen Muskelquerschnitt und dessen Leistungspotenzial in Frage gestellt. In jüngeren Publikationen (May et al. [47]) stimmen die Autoren darin überein, dass der physiologische Muskelquerschnitt keinen Anhaltspunkt über die Muskelkraft gibt, ebenso stehen sie EMG-Messungen kritisch gegenüber. Somit kann zusammenfassend festgestellt werden, dass alle Modelle einen Unsicherheitsfaktor - in Abhängigkeit zu den jeweils getroffenen Annahmen - enthalten und die Muskelkräfte letztlich unbekannt sind.

Einteilung mathematischer Modelle

- Die Autoren stellen sich entweder die Ermittlung der auftretenden Gelenkreaktionskräfte oder die zur Generierung von Zahnkräften erforderlichen Muskelkräfte als Aufgabe.
- Während diese Modelle alle statisches Gleichgewicht zugrundelegen, betrachten manche auch das Kausystem in der Bewegung.
- Die Modelle sind zwei- bis dreidimensional.
- Widersprüchlich wird die Wirkungsweise des Musculus pterygoideus medialis dargestellt.

Einteilung der Experimente

- Validierung von Finite-Elemente-Simulation
- qualitativer Vergleich von Osteosynthesen
- Verwendung von Kunststoff oder Knochen
- Verwendung von tierischen oder menschlichen Präparaten

In keiner Studie (aus Kapitel 2.3) wurden Messungen (Kräfte, Choerografie) an Kindern durchgeführt. Auch die Möglichkeit, Tiere mit Kraftsensoren zu versehen, wurde anscheinend nicht in Betracht gezogen. Jüngst instrumentierten Ko et al. [25] erstmals Schweine. Eine Zahnbrücke erlaubte kontrollierte Belastungen mittels einer druckgeregelten Hydraulik. Die Studie diente der Ursachenforschung der Atrophie und des Implantatverlustes.

Beinahe alle Studien an Patienten werden als "Pilotstudien" diskutiert, denen in seltenen Fällen weitere folgen. Die Gründe hierfür mögen zum einen in der natürlichen Fluktuation wissenschaftlicher Betriebe, zum anderen in der Unstetigkeit des Flusses der für die kostspielige Messtechnik erforderlichen Fördermittel und letztlich in der Komplexität des Untersuchungsgegenstandes liegen.

Der Bedarf an einem Experimentalwerkzeug, das alle oben genannten Aspekte erfasst, wird deutlich. Kapitel 3 setzt hier an:

- Bauteilprüfungen sollen in realistischer Belastungskonfiguration durchgeführt werden.
- Als topologische Grundlage soll menschlicher Knochen fungieren (Anpassen der Implantate konditioniert diese). Anm.: Kunststoffmodelle und Abgüsse erfüllen diese Funktion.
- Die Primärstabilität soll statisch und das Ermüdungsverhalten dynamisch prüfbar sein.
- Mathematische Modelle wie diagnostische Daten sollen als Steuergrößen bzw. Versuchsparameter anwendbar sein.
- Die Physiologie soll sowohl vereinfacht als auch komplex experimentell nachgestellt werden können.
- Neben physiologischen sollen auch pathologische Situationen Berücksichtigung finden.

3 Mandibulator (Experimentelle Untersuchung des Kausystems)

Wie im vorigen Kapitel gezeigt wird, liegen bisher über die Prozessgrößen des Kausystems nur unzureichende Informationen vor. Ohne genauere Kenntnis der Belastung der Mandibula - oder zumindest eine gezielte Umsetzung der zuvor dargestellten Teilerkenntnisse - können Implantate zur operativen Unterkieferversorgung weiterhin nur als intuitiv oder empirisch entwickelt betrachtet werden. Neben der Vertiefung der Kenntnis über die Belastung muss natürlich auch dem Verhalten des Knochens (biologischen Werkstoff) Aufmerksamkeit geschenkt werden, um die Beanspruchung eines zentralen Bausteins wie dem Unterkiefer genau kennen zu lernen.

3.1 Sonderforschungsbereich 438

Der SFB 438 der Deutschen Forschungsgemeinschaft trägt den Titel *Mathematische Modellierung, Simulation und Verifikation in materialorientierten Prozessen und intelligenten Systemen* [90] und beschäftigt sich im einzelnen mit:

- Adaptiven Materialien und Schichtbildung (Projektbereich A)
- Adaptiven Materialien in der Medizin (Projektbereich B)
- der Dynamik adaptiver Materialien (Projektbereich C)
- Mikrostrukturierten Bauteilen und Systemen (Projektbereich D)
- Transportprozessen fluider Systeme (Projektbereich E)

Im Rahmen der medizinischen Teilprojekte (TPe) wird neben dem Knochen auch Formgedächtnismaterial (*shape memory alloy*, SMA) untersucht. Nickel-Titan-Legierungen sollen künftig verstärkt im Bereich der Implantologie (Zahnersatz) (TP B2), als Osteosynthesematerial oder zur Distraktion (TPe B1 und B3) zum Einsatz kommen. Der Unterkiefer soll inklusive seiner heterogen-anisotropen Bauweise mathematisch modelliert werden (TP B3). Auf experimentellem Weg (TP B1) sollen diese Ansätze validiert werden. Zur Überprüfung der (mathematischen) Simulation wird ein (experimentelles) Werkzeug benötigt, das die Forscher in die Lage versetzt, Simulation und Experiment in Übereinstimmung zu bringen. Abbildung 3.1 zeigt schematisch das Zusammenspiel von mathematischer Modellierung und (biomechanischem) Experiment zum Zwecke der Validierung der Simulation: Vom menschlichen Unterkiefer oder einem Kunststoffmodell sollen zunächst diagnostische Daten, Computertomografie (CT), erhoben werden. Anhand der CT-Daten wird für eine Simulation mit der Methode der Finiten Elemente (FEM) ein

virtuelles Abbild des Kiefers generiert. Der Virtuelle Kiefer wird wie sein reales Pendant im biomechanischen Versuch mechanisch belastet. Die Versuchsdaten und Simulationsergebnisse werden verglichen und gegebenenfalls Modifikationen an Simulation und/oder Experiment durchgeführt.

Zu den Zielen des SFB 438 gehört auch die Bereitstellung eines virtuellen Instrumentariums zur Implantatentwicklung und OP-Planung.

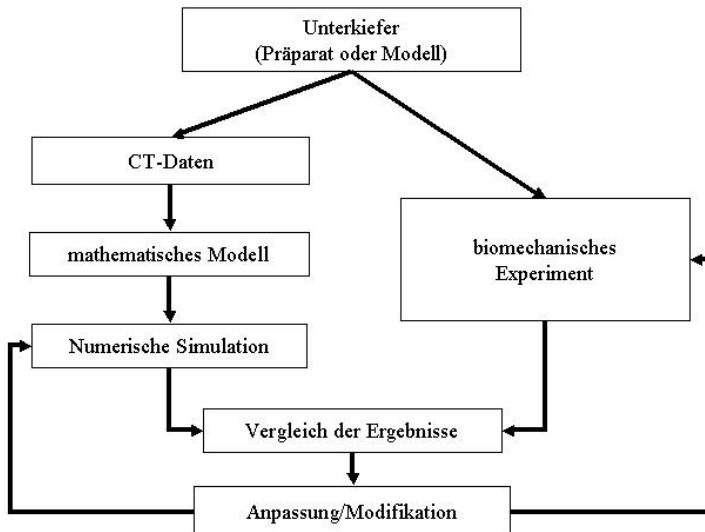


Abbildung 3.1 Zusammenarbeit im Projektbereich B des SFB 438 zwischen Numerik und Experiment

Die vorliegende Arbeit beschreibt hauptsächlich das biomechanische Experiment, dabei wird das gesamte Instrumentarium gemäß Abbildung 3.1 angewendet und besprochen (Kapitel 4.3).

3.2 Aufgabenstellung

Folgende kurzformulierte Anforderungen werden an einen hier zu entwickelnden Prüfstand gestellt:

- Vielseitigkeit
- einfache Erweiterbarkeit
- Zuverlässigkeit
- Robustheit
- einfache Handhabung

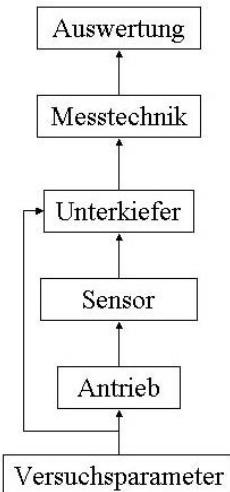


Abbildung 3.2 Aufgaben des zu konzipierenden Prüfstandes

Abbildung 3.3 zeigt einen *einfachen Versuch*. Die Kaumuskeln werden auf den Musculus masseter (M) beschränkt. Im Versuch kann nun variiert werden, ob die Bezahlung incisal, links (lat.: *sinister* -s) oder rechts (lat.: *dexter* -d) belastet wird (Z). Im einfachen Versuch soll gelten: $M_d = M_s$. Gemessen werden kann die Gelenkkraft (G). Ist das Modell mit einer Osteosynthese versehen, kann mittels Kameras die Relativbewegung der Kieferfragmente zueinander gemessen werden. Ohne osteosynthetische Versorgung können so größere Verformungen erfasst werden.

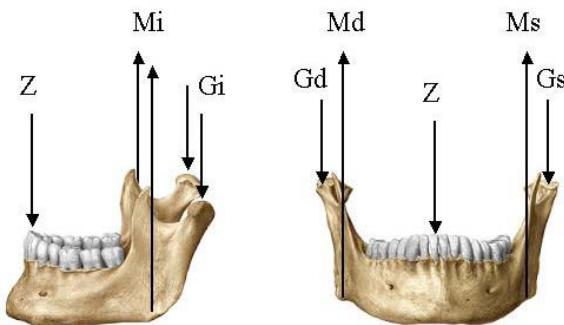


Abbildung 3.3 Versuch abstrakt

Abbildung 3.4 stellt einen *komplexen Versuch* dar. Es sind mehrere Muskeln nachgestellt: Musculi temporalis (T), pterygoideus lateralis (PL), pterygoideus medialis (PM), masseter. Die Gelenkkräfte (G) und Zahnkräfte (Z) sind aus Darstellungsgründen schwach sichtbar. Im Versuch können nun nach Vorgaben aus der Literatur (mathematische Modelle, siehe Kapitel 2.1, Seite 20 ff.) oder aus der Klinik die einzelnen Muskeln hinsichtlich Betrag und Richtung verändert werden. Auf diese Weise können einzelne mathematische Modelle validiert werden.

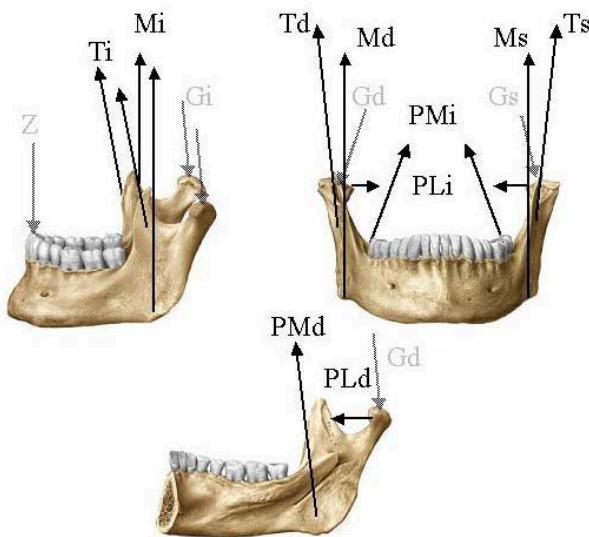


Abbildung 3.4 Versuch komplex

Differenzierte Anforderungen

Außer statischen Versuchen zur Validierung der mathematischen Simulation sollen auch dynamische Versuche an Prototypen möglich sein. Die dynamischen Versuche sollen bis hin zum Nachweis der Dauerfestigkeit gehen. Da die betrachteten Implantate in der Regel nach sechs Monaten explantiert werden, ist meist eine "Zeitstandfestigkeit" nachzuweisen (soweit die Implantate nicht bioinert sind, tritt eine Korrosion durch die Körpersäfte vor thermischen Aspekten in den Vordergrund).

Der Aufbau muss eine Anpassung an möglichst viele unterschiedliche Fragestellungen erlauben. Je nach Fragestellung sollen besondere Gegebenheiten des Gelenkes und der Krafteinwirkung auf den Unterkiefer umgesetzt werden. Deshalb muss der Aufbau einfach, d.h. ohne größere Montage- oder Schweißarbeiten modifizier- und erweiterbar sein. Da Versuche an Präparaten geplant sind, welche in der Regel mit Ringerlösung feucht gehalten werden müssen, dürfen die Bauteile nicht leicht korrodierbar sein.

Messungen jeglicher Art sollen einerseits eine hohe Güte, andererseits einen vertretbaren Aufwand bedeuten. Die einzelnen Messkomponenten müssen also vorgegebene Toleranzen einhalten. Am Objekt (Unterkiefer, ggf. mit Implantaten) soll rückwirkungsfrei, also kontaktfrei, gemessen werden.

Die Technik zu Messungen und Betrieb soll auch technisch weniger versierten Benutzern zugänglich sein. Der Umbau muss ohne längere Einweisung oder gar fachliche Qualifikation mit laborüblichen Werkzeugen durchführbar sein. Die Bedienung der Messgeräte und des Rechners zur Sollwertausgabe und Messwerteerfassung muss ohne Programmierkenntnisse möglich sein.

Die einzelnen Teillösungen werden im folgenden Kapitel diskutiert und hinsichtlich ihrer Anwendbarkeit bewertet. Nach den klassischen Methoden [67] sind die vorliegenden Teilaufgaben und die möglichen Teillösungen weder klassifizierbar noch hinsichtlich einer Auswahl zu bewerten. Vorhandene Lösungen aus Katalogen standen nur für Teile des Prüfstandes zur Verfügung: Messtechnik (Kraft, Weg), Baukastensysteme (Gestell), Hard- und Entwicklungssoftware für Steuerung und Messwerterfassung.
Für andere Prüfstandbestandteile mussten Anpassungen vorgenommen oder individuelle Lösungen erarbeitet werden.

3.3 Konzept und Realisierung

Versuchsablauf und Verschaltung der Einzelkomponenten ist Abbildung 3.5 zu entnehmen:

Nach Festlegung der Versuchsparameter wird der Versuchsaufbau eingestellt und die Steuerungsangaben in das Programm eingegeben. Sensoren erfassen die Steuerparameter zur Regelung und Erfassung durch den Prozessrechner. Bewegungen und Verformungen des Kiefers werden anhand von Markierungen mit Videokameras erfasst. Die verarbeiteten Videodaten und Sensorenmesswerte stehen für die anschließende Auswertung zur Verfügung.

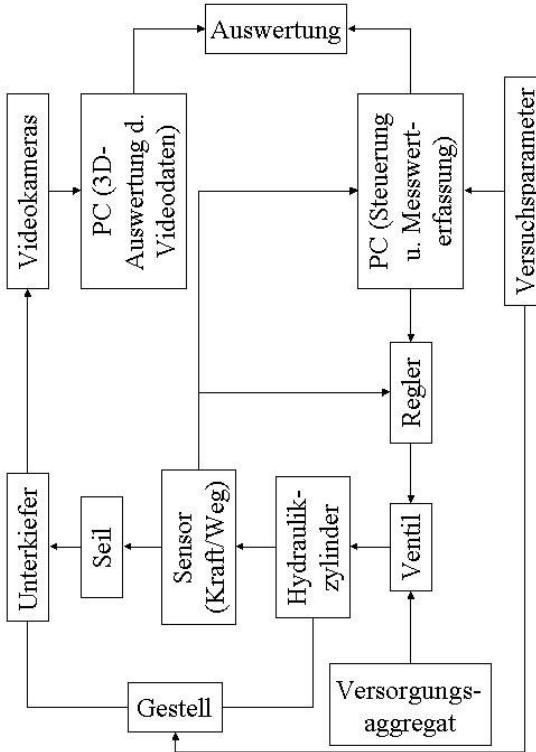


Abbildung 3.5 Blockschaltbild des Versuchsstandes

Antriebe

In der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie der TU München (Standort des Prüfstandes) fanden zur Zeit von Konstruktion und Aufbau folgende Antriebe Verwendung:

Konventionelle Elektromotoren, ggf. mit Schneckenuntersetzung, sowie hydraulische Antriebe an Sonder- und Standardprüfmaschinen. Mangels Druckluftversorgung werden pneumatische Zylinder nicht eingesetzt. Wegen der Vielfalt in der Anwendung (Kraft- oder Wegregelung) wurde der Einsatz von elektrischen Antrieben für diesen Prüfstand erwogen. Wegen der Vorgabe möglicher Dauerversuche fiel die Entscheidung auf hydraulische Antriebe, die auch aus Verschleiß- und Kostengründen einen Vorteil gegenüber elektrischen Antrieben darstellen. Die Antriebe der Ausbaustufe der Jahre 2000/2001 umfassten fünf kraftgeregelte Zylinder (Z0-Z4: HZB PS01CH20-E1, [H]). Inzwischen stehen elf weitere Zylinder zur Verfügung, die optional kraft- oder weggeregelt betrieben werden können (Z5-Z15: Typ Heiss HZ100 32/28/100, [H]). Ein entsprechendes Versorgungsaggregat stand zur Verfügung. Die Zylinder werden durch Ventile (Typ Bosch UBY 013/121, [H]) mit Hydrauliköl versorgt; die Regelung der Zylinder der ersten Ausbaustufe (Z00-Z04) erfolgt über kraftregelnde Regler (Typ Bosch PL6-PQ, [H]), während die neuen Zylinder (Z05-Z15) durch ihre Regler (Typ Innowatt RPQ1-D0) als Stellgröße einen Weg oder eine Kraft haben.

Zur Belastung des Unterkiefers (sowohl Muskel- als auch Zahnkräfte) wird ein Nylonseil (LIROS Regatta 2000, 3 mm, Bruchlast 5,0 kN [K]) über Rollen (verschiedene sog. *Blöcke* der Serie Bullet, [B]) geführt.

Antriebe, Messtechnik und Prüfling sind durch das verwendete Baukastensystem [D] mit geringem zeitlichem und materiellem Aufwand an die geforderte Versuchssituation anpassbar.

Kraftmessung an den Antrieben

Der Versuchsstand belastet das Objekt mit vorgegebenen Kräften. Der verwendete hydraulische Antrieb wird durch Steuerventile mit Öl versorgt. Zur Steuerung der Ölzufluss gleich der Regler (s.o.) Ist- und Sollwert ab. Außer für die Regelungsaufgabe ist auch für die Versuchsauswertung eine Kraftmessung an jedem einzelnen Antrieb nötig. Aus praktischen und ökonomischen Gründen werden Standardkraftaufnehmer verwendet (Zug-/Drucksensoren Typ S2 [C], Nennlast 2,0 kN mit Messverstärker Typ AE301 [C], beide je Zylinder Z0-Z15).

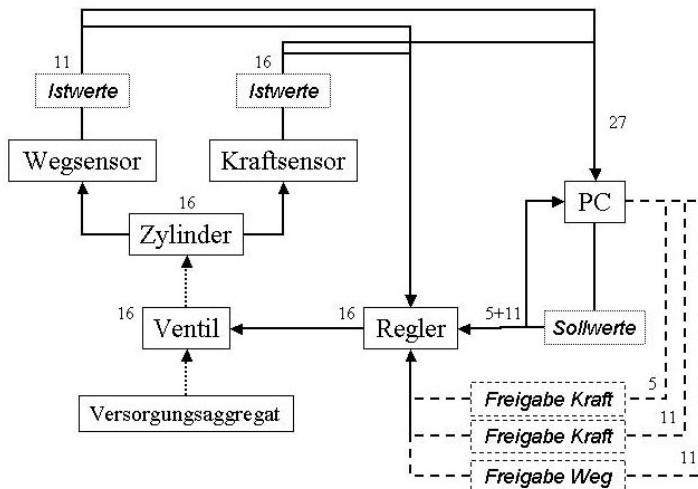


Abbildung 3.6 Blockschaltbild PC-Regler-Zylinder-PC

Abbildung 3.6 zeigt die Verschaltung des Mess- und Steuer-PCs mit den Antrieben des Versuchsaufbaus. Die Freigabe von Weg oder Kraft schließen sich bei elf der 16 Regler aus; der jeweilige Sollwert wird entweder für den zu fahrenden Weg oder die aufzubringende Kraft als Stellgröße interpretiert, der jeweils andere Istwert wird ignoriert. Siehe auch Prozessprogrammierung (nächste Seite).

Kraftmessung an den Kiefergelenken

Für spezielle hausinterne Fragestellungen und zum Vergleich eigener Versuche mit mathematischen Simulationen (die Reaktionskräfte der Kiefergelenke einbeziehend) ist eine entsprechende Messung gefordert (siehe Kapitel 3.2). Hier standen Eigenbau oder Fertiglösung zur Wahl. Eigenbauten und deren Kalibrierung sowie der praktische Weiterbetrieb wurde abgewogen gegen die Fertiglösung mit piezoelektrischen Sensoren. Handhabung, Verlässlichkeit und Robustheit entschieden für piezoelektrische Sensoren (Dreikomponentensensor 9347B je Kiefergelenk mit Ladungsverstärker 5017B1610 [E]).

Prozessrechner

Zur Messwerteerfassung und Steuerung von Maschinen stehen grundsätzlich eine Vielzahl von Rechnerarten zur Verfügung. Den Investitionen sind nach oben keine Grenzen gesetzt.

Hochleistungsrechner wie Echtzeitrechner oder solche die eine speziell angepasste Architektur aufweisen, sind für verhältnismäßig langsame Vorgänge, wie sie in der Biomechanik vorkommen, über- bzw. fehldimensioniert. Hier wird klar differenziert zu Messaufgaben, die beispielsweise bei der Crash-Analyse von Kraftfahrzeugen oder bei Strömungsanalysen von Triebwerken [93] anfallen.

Im Sinne der Möglichkeit, Rechner und Messtechnik mit eigenen personellen und technischen Mitteln modifizieren zu können, fiel die Wahl auf einen Standard-PC (Intel Pentium III, 350 MHz, 128 MB RAM, 6 GB HD, Microsoft Windows NT 4.0 Workstation SP 6; lediglich mit einem 19"-Einschubgehäuse versehen [G]) und entsprechende Hard- (2 Stück PCI6713 und je 1 Stück PCI6071, MIO16E4 [I]) und Software (LabVIEW 5.1 und 6i [I]) zur Realisierung der Programmierung und A/D-, D/A-Wandleraufgaben. Der Einsatz von PCs als Prozess- (bzw. Steuerungs- und Messwerteerfassungs-) Rechner stellt unter anderem aus Kostengründen eine adäquate Lösung dar [43].

Prozessprogrammierung

Die Bewerkstelligung der Ausgabe der Sollwerte an die PID-Reglerkarten (Z00-Z04: Bosch PL6-PQ [H], Z05-Z15 Innowatt RPP1-DO [H]) der Hydraulikventile (Bosch UBY 013/121 [H]) als Analogspannung und die Erfassung der Istwerte wird hier mit einer speziell für Mess- und Steuerungsaufgaben entwickelten Software realisiert. LabVIEW bietet die Möglichkeit, unterschiedliche Mess- oder Steuerungsaufgaben nach eigenen Bedürfnissen zu programmieren. Eine grafische und objektorientierte Oberfläche mit entsprechenden Bibliotheken für Datenverarbeitung oder Hardwarekommunikation (A/D-Karten zur Messwerteerfassung oder Steuergrößenausgabe) stellt die Programmierumgebung dar, die es hier ermöglicht, ein stabiles Programm zu erstellen, das einerseits jedem Anwender des fertiggestellten Versuchsstandes ermöglicht, Versuche hinsichtlich der Belastung zu gestalten und durchzuführen, andererseits jederzeit eine Programmerweiterung oder -modifikation erlaubt.

Das resultierende Hauptprogramm (Abbildung 3.7 bietet einen kleinen Einblick in unsere Programmierung) arbeitet mit verschiedenen Unterprogrammen, die unter anderem der Skalierung der im ASCII-Format bereitgestellten Kraft-Zeit-Verläufe und der Kommunikation mit den Karten zur Analog/Digital-Wandlung dienen. Zu Programmbeginn werden die Verläufe (Sinus, Rechteck, Dreieck, etc.) für jeden der Antriebe individuell ausgewählt und mit oberen und unteren Grenzwerten versehen. Die Anzahl und Frequenz der Wiederholung wird eingestellt. Ein Unterprogramm übernimmt die Skalierung für die

folgende Schleife (zyklische Wiederholung), die durch den Versuchsstart begonnen wird. Nach Abarbeitung der Schleife werden die Zylinder entlastet. Während des Versuches werden in regelmäßigen Abständen die Istwerte in einer Datei gespeichert, deren erster Block die zuvor eingestellten Versuchsparameter enthält.

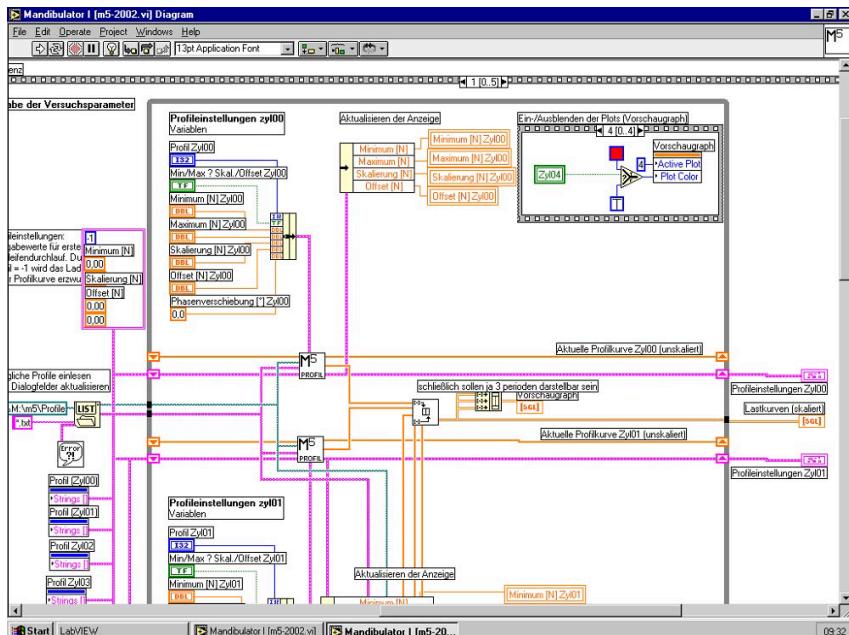


Abbildung 3.7 Ausschnitt aus der eigenen Programmierung des Prozessrechners: Die Leitungen übergeben Werte, Tabellen (je nach Breite und Farbe) zwischen den Operatoren und Unterprogrammen

Der Benutzer wählt in der unten (Abbildung 3.8) dargestellten Programmoberfläche lediglich die gewünschten Profile aus und gibt in den entsprechenden Feldern (oberer und unterer Grenzwert, Frequenz und Zyklenzahl) ganzzahlige Werte ein. Ein weiteres Feld steht für Kommentare (Bestandteil des Parameterblocks des Logfiles). Der Versuch wird mit einem Mausklick gestartet.

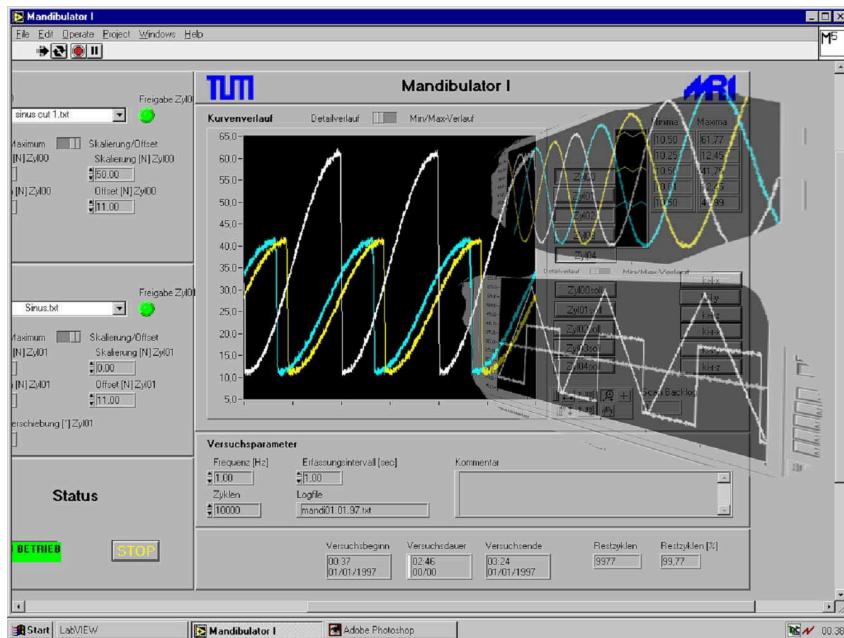


Abbildung 3.8 Benutzeroberfläche des Programms zur Steuerung und Messwerteerfassung

Abbildung 3.8 deutet anhand der Steuerung für fünf Antriebe in der rechten Bildhälfte die unterschiedlichen Kraft-Zeit-Verläufe an, die durch die eigene Programmierung zur Ansteuerung der Antriebe verfügbar gemacht werden. Da die Verläufe als reine Zahlentabelle eingelesen werden, sind beliebige Kurven einsetzbar. Tabelle 3.1 listet auf, welche Variablen vom Programm verwaltet und über die Wanderkarten ein- und ausgelesen werden müssen. Die Karten arbeiten mit einer Frequenz von 1 kHz (Sampling-Rate); durch entsprechende Programmierung (Initialisierung) führen sie die analoge Ausgabe autonom aus, d.h. das Programm errechnet nicht für jeden Zyklus das Profil neu. Nicht in Tabelle 3.1 aufgelistete Versuchspараметer:

- Zählung der Zyklen (vom Startwert bis Null), dies geschieht numerisch
- Visualisierung der Profile
- optionales Kommentarfeld für Visualisierung und Logfile
- Logfile (Datei, die zur Dokumentierung des Versuches abgespeichert wird und alle Parameter enthält)

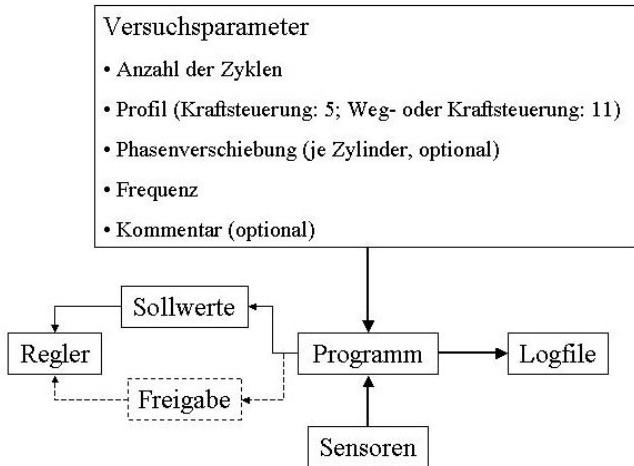


Abbildung 3.9 Blockschaltbild Versuchsparameter-Programm-Versuch-Messwerte

Abbildung 3.9 zeigt nochmals die Aufgaben des Prozessrechners auf:

- Ausgabe der Sollwerte
- Freischaltung der Antriebsregler
- Erfassung der Istwerte

Tabelle 3.1 Von Rechner und Programmierung zu verarbeitende Werte

Ifd. Nr.	Anz.	Bezeichnung	Name (der Variablen) im Programm	physikalische Größe	entspr. Spannung an der jeweiligen AD/DA- Karte	entspr. Auflösung in bit			Bem.
1	5	Sollwert Kraft	Z00soll .. Z04soll	0 .. 1 kN	0 .. 10 V	12	analog	out	
2	5	Freigabe	Z00frei .. Z04frei	-	0 V oder 5 V	1	digital	out	
3	5	Istwert Kraft	Z00ist .. Z04ist	0 .. 1 kN	0 .. 10 V	12	analog	in	
4	11	Sollwert Kraft oder Weg	Z05soll .. Z15soll	0 .. 1 kN oder 0 .. 100 mm	0 .. 10 V	12	analog	out	

5	11	Freigabe Kraft	Z05sollkraft .. Z15sollkraft	-	0 V oder 5 V	1	digital	out	schließen einander aus
6	11	Freigabe Weg	Z05freiweg .. Z15freiweg	-	0 V oder 5 V	1	digital	out	
7	11	Istwert Kraft	Z05istkraft .. Z15istkraft	0 .. 1 kN	0 .. 10 V	12	analog	in	
8	11	Istwert Weg	Z05istweg .. Z15istweg	0 .. 1 kN	0 .. 10 V	12	analog	in	
9	2	Gelenk- reaktionskraft vertikal (z)	k-z-l bzw. k-z-r	-20 .. 20 kN	-10 .. 10 V	24	analog	in	nicht relevant für Steuerung bzw. Regelung; reine Messgrößen
10	2	Gelenk- reaktionskraft sagittal (x)	k-x-l bzw. k-x-r	-5 .. 5 kN	-10 .. 10 V	24	analog	in	
11	2	Gelenk- reaktionskraft transversal (y)	k-y-l bzw. k-y-r	-5 .. 5 kN	-10 .. 10 V	24	analog	in	

Messungen am Unterkiefer

Gegenstand des Forschungsprojektes ist der Unterkiefer. Das Objekt wird sowohl statischen oder wiederholten kraftgesteuerten Belastungen als auch Bewegungen unterzogen. Der Kiefer ist unversehrt bzw. operativ versorgt. Daraus ergibt sich die Aufgabe als Messung von kleinen Verformungen (Submillimeterbereich) bis zu Auslenkungen (Zentimeterbereich).

Je nach dem, ob lokale Effekte (Veränderung eines Frakturpaltes) oder eine (Starrkörper-) Bewegung von Interesse ist, wird das Objekt dabei ganz oder teilweise verfolgt.

Auch aus wirtschaftlichen und praktischen Überlegungen ist hier die Verwendung von motion capture (Bewegungsanalyse system) sinnvoll. Solche Systeme werden für schnelle und langsame Vorgänge in verschiedenen Preisklassen angeboten. Dabei können neben konventionellen (25 Vollbilder pro Sekunde) auch Hochgeschwindigkeitskameras verwendet werden. Im vorliegenden Fall wurde die Prüffrequenz mit 1 Hz festgelegt⁹ und damit für konventionelle Kameras ohne Aliasing-Effekte erfassbar. Das gewählte Bewegungserfassungssystem (Simi Motion 3D 6.0, [M]) kann aus den Bilddaten einer Kamera nach entsprechender Kalibrierung eine zweidimensionale, und aus den Daten von

⁹ Höhere Prüffrequenzen, über 5 Hz, machen lediglich zum Zwecke der Zeitersparnis bei Dauerfestigkeitsprüfungen Sinn. Des Weiteren wäre die reibungsbedingte thermische Beeinflussung des Objektes zu befürchten.

zwei und mehr Kameras dreidimensionale Analysen anstellen. Bei der dreidimensionalen Auswertung sind bestimmte Bedingungen zu erfüllen: Die Marker (relevante Markierung, welche anhand anderer Markierungen oder der Bildränder eine Bewegung ausführt) bedürfen eines Mindestkontrastes vom restlichen Bild, um ggf. auch automatisch "getrackt" (erkannt) zu werden. Jeder Marker muss in mindestens zwei Ansichten sichtbar sein. Die Ansichten sollten aus einem Winkel von 60 ° bis 120 ° zum Objekt stammen. Anhand der Kalibrierung (Aufnahme eines Objektes bekannter Geometrie aus den festen Kamerapositionen) wird das Referenzkoordinatensystem definiert, innerhalb dessen die Software den Markern Koordinaten zuordnen kann. Das Bewegungserfassungssystem arbeitet dabei ohne aktive Marker, d.h. das Objekt muss nicht mit LED o.ä. verkabelt werden, es genügen - je nach Untergrund - mit einem Folienschreiber aufgebrachte Punkte. Die Kameras (TRV 900E [N]) sind lichtstark, dadurch entfällt der Einsatz von Scheinwerfern, der beim Einsatz sowohl von biologischem Material als auch Kunststoff aus Gründen der Wärmeentwicklung als problematisch anzusehen ist, da eine Veränderung der Werkstoffeigenschaften und damit eine Verschlechterung der Reproduzierbarkeit zu erwarten wäre. Bei der Verwendung von biologischen Prüfmaterialien sind diese ständig zu befeuchten¹⁰, häufig treten bis zur Belästigung gehende Gerüche auf.

Sowohl Kameras als auch der Rechner für die Auswertung mittels SIMI sind mit Schnittstellen für die Bildübertragung ausgestattet.

¹⁰ Je nach Vorbehandlung Ringer-Lösung oder Alkohol.

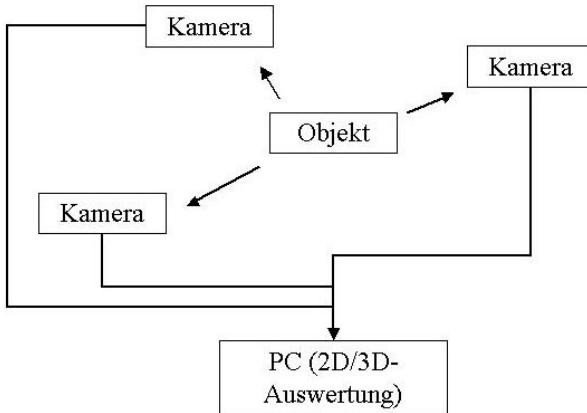
**Abbildung 3.10 Blockschaltbild Versuch-Kamera-Videodatenauswertung**

Abbildung 3.10 zeigt prinzipiell die Erfassung der Versuchsdaten, die nicht in Regelung und Steuerung einbezogen sind. Ein Beispiel für die Anordnung der Kameras zum Objekt ist in Abbildung 3.12, Seite 64, rechts dargestellt.

Tabelle 3.2 Übersicht der Komponenten des Mandibulators

Ifd. Nr.	Anzahl	Bezeichnung der Komponente	Verwendungszweck	gehört zu	technische Eckdaten	Typ und Lieferant
1	1	PC	Steuerung des Versuches, Erfassung der momentanen Versuchsdaten (Kraft, Weg)		Intel Pentium II, 350 MHz CPU, 128 MB RAM	Sonderanfertigung, [G]
2a	1	AD-Karte	Einlesen aller Istwerte außer Kiefergelenkkräften	1	Sampling-Rate 1 kHz	PCI6071E, [I]
2b	1	DA/AD-Karte	Einlesen der Kiefergelenkkräfte, Freigabe der Hydraulikregler	1	Sampling-Rate 1 kHz	MIO16E4, [I]
2c	2	DA/AD-Karte	Ausgabe der Sollwerte des PCs an Hydraulikregler, Freigabe	1	Sampling-Rate 1 kHz	PCI6713, [I]
3	1	PC	Auswertung der Videodaten	7	Intel Celeron, 667 MHz CPU, 128 MB RAM	Sonderanfertigung, [M]
4	1	Gestell	Aufnahme von Objekt, Antrieben und Kameras	5, 6, 8-10		Sonderanfertigung aus Baukastensystem, [D]
5	5	hydraulischer Antrieb	Belastung der Dentition		$F_{max}=1\text{ kN},$ $S_{max}=100\text{ mm}$	HZB PS01CH20-E1, [H]
6	11	hydraulischer Antrieb	Muskelsimulation		$F_{max}=1\text{ kN},$ $S_{max}=100\text{ mm}$	Heiss HZ 100 32/28/100, [H]

7	3	Kamera	Erfassung der Bewegung und Verformung des Unterkiefers bzw. der Relativbewegung seiner Fragmente	3		Sony TRV 900, [N]
8	16	Kraftsensor	misst Istwert der Kraft	5, 6	$\pm 1 \text{ kN} \sim \pm 10 \text{ V}$	HBM S2, [C]
9	11	Wegsensor	misst Istwert der Zylinderposition	6	$0..100 \text{ mm} \sim 0..10 \text{ V}$	Balluff BTL5, [H]
10	2	Kraftsensor	misst Gelenkreaktionskräfte in drei Richtungen (x, y, z)		x: $\pm 5 \text{ kN} \sim \pm 10 \text{ V}$ y: $\pm 5 \text{ kN} \sim \pm 10 \text{ V}$ z: $\pm 20 \text{ kN} \sim \pm 10 \text{ V}$	2 Stück 9347B mit 1 Ladungsverstärker 5017B1610 Kistler [E]
11	5	Regler für hydraulischen Antrieb		5	digitale Freigabe (0V/5V), Soll- und Istwert 0 V..10 V	Bosch PL6-PQ, [H]
12	11	Regler für hydraulischen Antrieb		6	digitale Freigabe (0V/5V), Soll- und Istwert 0..10 V	Innowatt RPQ1-D0, [H]

Realisiertes Konzept

Die in Abbildung 3.2 schematisch zusammengefasste Aufgabe wird gemäß Abbildung 3.5 realisiert, der ausgeführte Spezialprüfstand wird im Folgenden *Mandibulator* genannt und ist in Abbildung 3.11 dargestellt: links Schaltschrank (Monitor, Reglerkarten der Zylinder Z00 bis Z04, Steuerelemente für zweiten Schaltschrank, Tastatur, PC); der zweite Schaltschrank für Regler und Messtechnik der Zylinder Z05 bis Z15 ist mittig im Hintergrund abgebildet; rechts der Aufbau mit Kiefermodell und einigen Zylindern. Nicht zusehen: Ladungsverstärker für die Gelenkkraftsensoren, Messtechnik der Zylinder Z00 bis Z04 (Schrankrückseite) und Zylinder Z00 bis Z04 (unter Tischplatte des Aufbaus).



Abbildung 3.11 Mandibulator



Abbildung 3.12 Gesamtlösung (Versuchsaufbau inklusive Bewegungserfassungssystem)

Abbildung 3.12 zeigt die Gesamtlösung gemäß Schema in Abbildung 3.5: rechts vorn im Bild der PC zur Auswertung der Videodaten.

Abbildung 3.13 zeigt im Detail die an den (oben im Bild) angebrachten Dreikomponentenkraftsensoren angebrachten künstlichen Gelenke: diese sind in alle Richtungen stufenlos verstellbar.

So wird der Einsatz verschiedenster Kunststoffmodelle bzw. Präparate ermöglicht. Abbildung 3.13 zeigt die "natürlichen" Gelenkfreiheiten:

- Rotation um Transversal- bzw. y-Achse (d),
- laterale Verschiebung (e),
- Rotation um Sagittal- bzw. x-Achse (f).

Ferner sind die Einstellmöglichkeiten gegeben, die durch Größenunterschiede der Prüflinge oder zum nachstellen spezieller physiologischer oder pathologischer Situationen erforderlich sind:

- Interkondylardistanz¹¹ (a)
- Interkondylarwinkel¹² in Horizontalebene (b)
- Interkondylarwinkel in Frontalebene (c)

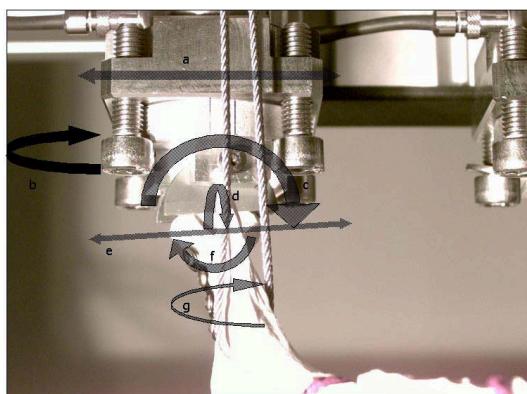


Abbildung 3.13 Stufenlos verstellbares Kiefergelenk

¹¹ Transversaler Abstand der beiden Gelenkwälzen.

¹² Winkel der Rotationsachsen beider Gelenkwälzen zueinander, siehe Seite 70.

Inbetriebnahme und Kalibrierung

Nach Installation und erfolgreicher Programmierung von Steuerungs- und Messwerteerfassungsrechner inkl. der AD/DA-Karten und Kabel zum Datenaustausch mit Messtechnik und Hydraulikreglern sowie Endmontage aller Antriebe und fest installierten Kraftsensoren wurde das System validiert. Zunächst wurden alle Kraftsensoren anhand verfügbarer Normale (Standardprüfmaschinen des Labors) kalibriert. Mittels eines Zweikanaloszillografen wurde anschließend die Regelung der Hydraulik im Arbeitsbereich (1,0 Hz) optimiert. Eine Rechteckfunktion und ein sinusförmiger Kraft-Zeit-Verlauf sollten mit einem Minimum an Abweichung des Kraftsollwertes, notfalls unter Inkaufnahme einer Zeitverzögerung, von den Reglerkarten umgesetzt werden.

Modellbildung und Umsetzung

Mit dem Ziel der Parameteridentifikation (Kraft, Bahnen und Wege mit zeitlichen Ableitungen, Geometrie von Gelenk und Gesamtkiefer, etc.) muss das Kausystem modellhaft beschrieben werden. Zunächst muss das Modell auf eine Ebene der sowohl mathematischen als auch experimentellen Machbarkeit vereinfacht werden, wobei die Möglichkeit für spätere Erweiterung der Komplexität stets offen gehalten werden muss. Also wird zunächst nur der Unterkiefer mit den wichtigsten Nachbarsystemen behandelt.

Übereinstimmend mit der Mehrzahl zuvor besprochener Modelle werden bei den Experimenten folgende Vereinfachungen gemacht: Die Mundbodenmuskulatur ist bei Vorgängen, die naturgemäß die Hauptbelastungen, wie Beißen und Schließen, auf die Mandibula bringen, inaktiv [65], [33] und wird zunächst nicht im Modell umgesetzt. Als Schließer fungieren Musculi masseter und temporalis [65]. Diese greifen vertikal sehr benachbart (Abbildung 1.2) an, ihre Leistung ist unbekannt, sie werden auf einen Muskelzug reduziert. Dabei sind linker und rechter Zug über Rollen miteinander verbunden, um dem Objekt ein Auspendeln zu ermöglichen und um Zwangskräfte zu vermeiden.

Aus Kapitel 4 lässt sich implizit ein Pflichtenheft für einen experimentellen Aufbau wie folgt beschreiben.

3.4 Spezifische Standardisierungen

Um reproduzierbare Bedingungen zu schaffen, kommen Kunststoffmodelle zum Einsatz. Vom Hersteller [L] werden verschiedene Modelle angeboten. Diese unterscheiden sich hauptsächlich nach dem Anwendungszweck: unter anderem Übungsmodelle mit Zähnen für Zahnärzte, unversehrte oder standardisiert frakturierte Modelle für Chirurgen. Die meisten Modelle bestehen aus porösem PU-Kunststoff, *solid foam* (lt. Hersteller entsprechend ASTM F-1839¹³), der ein akzeptables Modell für die Knochenstruktur im Inneren darstellt. Manche verfügen über einen etwa 1 mm dicken Überzug, *cortical shell*, härteren Kunststoffs. Je nach Anwendungszweck werden die Modelle mit oder ohne Zähne ausgeliefert. Soweit darüber Herstellerinformationen vorliegen, entstehen alle Modelle in Gussverfahren. Im Gegensatz zum *femur*¹⁴ werden bis dato keine Modelle aus mehreren Komponenten angeboten, die einerseits eine natürliche Form andererseits realistische mechanische Eigenschaften aufweisen (Vgl. *composite femur* Typ 3106, [L]). Aus ökonomischen Gründen werden am Mandibulator bisher zahnlose Modelle des Typs 1337 [L] eingesetzt (Abbildung 3.14). Der Vorteil liegt im Vorhandensein natürlicher Grobgeometrie und Oberflächenbeschaffenheit, einschließlich der auch klinisch zum Bruch führenden Sollbruchstellen, beispielsweise das *foramen mentale* (Öffnung für den *Nervus mentalis*, siehe Abbildung 1.5 links und Abbildung 3.14 rechts) oder das sich stark im Querschnitt verjüngende *collum* (direkt unterhalb des *caput mandibulae*, siehe Abbildung 1.5 und Abbildung 3.14 links).

Die Oberfläche erfordert bei der Prüfung von Osteosyntheseplatten eine plastische Anpassung.

¹³ The ASTM F-1839 "standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments" states that "the uniformity and consistent properties of rigid polyurethane foam make it an ideal material for comparative testing of bone screws and other devices and instruments" [74].

¹⁴ *Os femoris*, kurz *femur*: Oberschenkelknochen.



Abbildung 3.14 Unterkiefermodell Typ 1337, [L]

3.4.1 Variierung der Mundöffnung

Klinisch wird die Mundöffnung durch den Abstand der oberen und unteren Schneidezähne angegeben, dies soll im Versuch ohne obere Schneidezähne als Parameter umsetzbar sein.



Abbildung 3.15 Messung des Abstandes der Schneidezahnkanten

Wegen Nichtvorhandenseins von Zähnen an den Kiefermodellen wird die angegebene Mundöffnung in einen immer vorhandenen und reproduzierbaren Winkel umgerechnet. Als Norm aller Versuche wurde ein hinsichtlich Bezahlung etc. der komplette Schädel (Abbildung 3.17) des laboreigenen Kunststoffskeletts (Typ 5100, [L]) festgelegt. Die von Fachärzten verwendeten Ebenen (Frankfurter Horizontale, Campersche Ebene, Abbildung

3.16) wurden ermittelt. Die Frankfurter Horizontale soll identisch sein mit der x-y-Ebene (Tischebene oder auch Horizontalebene) des Mandibulators. Anhand der Winkel Nr. 6 und Nr. 4 (Abbildung 3.16) konnte jeder Kiefer an seiner Unterkiefertangente im Mandibulator definiert montiert werden (Abbildung 3.20, Seite 71). Bei den verwendeten Kunststoffmodellen galt:

Tabelle 3.3 Klinische und experimentelle Kieferöffnung, vgl. Abbildung 3.20, Seite 71

<i>klinischer Öffnungsweg (Distanz der Schneidezähne) [mm]</i>	0	20	35
<i>Winkel der Unterkiefertangenten zur x-y-Ebene des Mandibulators [°]</i>	30	34	40

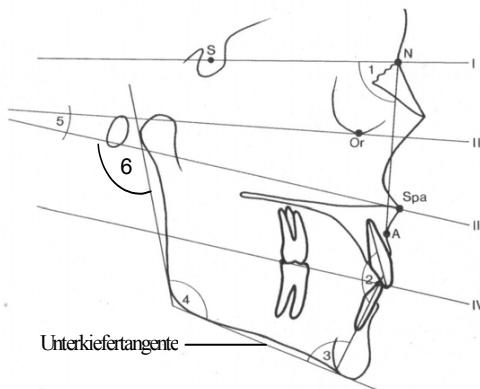


Abbildung 3.16 Ebenen und Winkel des maxillo-mandibulären Systems [42]

Abbildung 3.16 zeigt wichtige Ebenen und die sie definierenden markanten Punkte (diese sind durch Erkennen, im Röntgenbild oder am Modell leicht zu finden):

- Frankfurter Horizontale (II) durch den kaudalsten knöchernen Punkt der Augenhöhle (Or) und den Gehörgang
- Okklusionsebene (IV) durch die Spitzen der unteren Schneidezähne und Backenzähne
- Kieferwinkel (4) zwischen kaudal tangierender Ebene und posterior tangierender Ebene
- Winkel (6) zwischen posterior tangierender Ebene und Camper'scher Ebene (welche planparallel zur Frankfurter Horizontalen liegt)

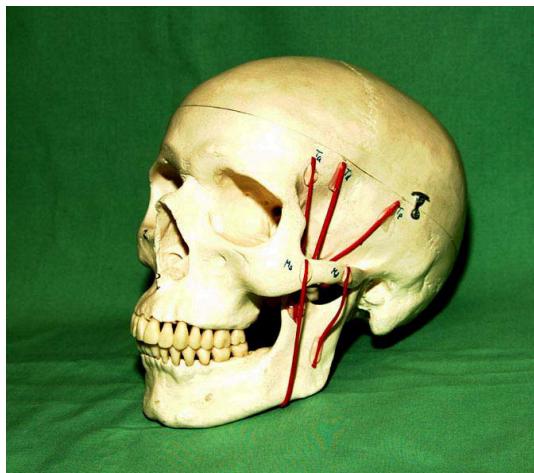


Abbildung 3.17 Referenzschädel [L]

Der Interkondylarwinkel kann interindividuell variieren. Im Referenzschädel beträgt er 30° in der Transversalebene (horizontale bzw. x-y-Ebene) und 0° in der Frontalebene (y-z-Ebene).

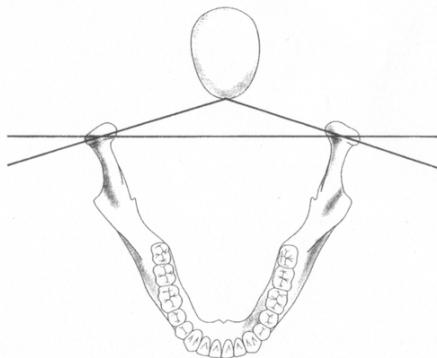


Abbildung 3.18 Interkondylarwinkel in Horizontalebene [42]

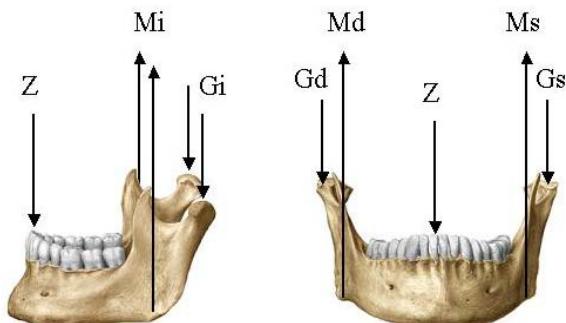


Abbildung 3.19 Belastungsschema abstrakter Versuch

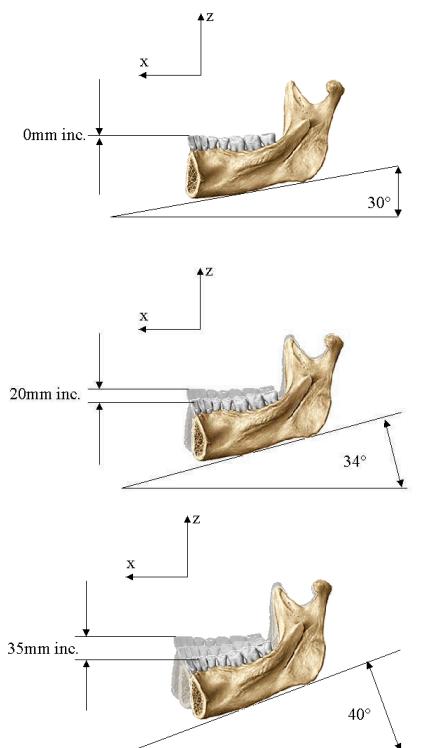


Abbildung 3.20 Bzgl. Mundöffnung standardisierte Versuche, vgl. Tabelle 3.3, Seite 69

Des Weiteren ist die Position des Kondylus zur Gelenkpfanne (siehe Abbildung 1.6, Seite 9) für den Kliniker von Interesse. Eine asymmetrische Protrusion wird im Folgenden als exzentrisch bezeichnet und experimentell nachgestellt, da die durch Asymmetrie gegebene Lastsituation als extrem angesehen wird (was auch mathematische Modelle und unsere Messungen bestätigen). Am Beispiel des rechten Kiefergelenks folgt die prinzipielle Umsetzung:

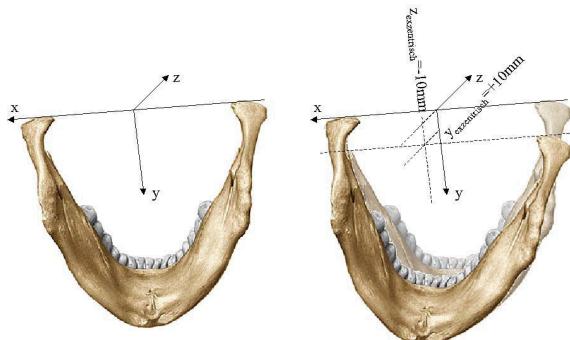


Abbildung 3.21 Protrusion prinzipiell

Abbildung 3.21 skizziert die experimentelle Umsetzung der Exzenterposition: durch Verstellen des Versuchsgestells wird eine Verschiebung der Gelenkaufnahme um 10 mm nach anterior und um 10 mm nach caudal realisiert (Umsetzung: Abbildung 3.22).



Abbildung 3.22 Protrusion im Experiment

3.4.2 Lasteinleitung in den Kiefer

Anlehnend an den Großteil zuvor (Kapitel 2) geschilderter mathematischer und experimenteller Untersuchungen wird die Muskulatur als eine von oben kommende, in der Mitte des Masseteransatzes ansetzende, Schlinge umgesetzt (Seile: Typ Regatta 3000, Bruchlast 5 kN [K]). Zur Einleitung von Kräften dienen bis zu fünf (eine je Antrieb, Umleitung nach Bedarf über kugelgelagerte korrosionsfeste Rollen [B]) Schlingen. Die Gelenkköpfe der Modelle werden durch die nach oben ziehende Muskel- und die nach unten ziehende Zahnbelastungsschlinge in die als halbe Hohlzylinder konstruierten Gelenkpflannen gedrückt. Beispiel siehe Abbildung 3.24

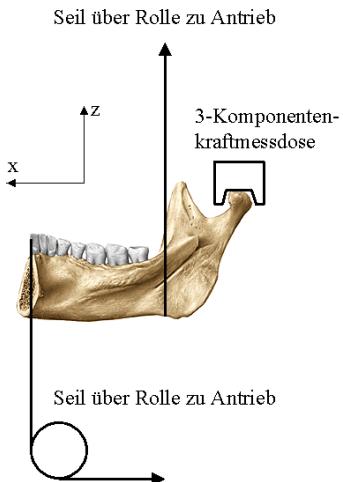


Abbildung 3.23 Umsetzung des Versuches

Abbildung 3.23 zeigt prinzipiell die Umsetzung des Versuches: Umlenkrollen und Kraftmessdosen sind am Gestell fixiert, können jedoch nach Bedarf verstellt werden.
Abbildung 3.24 zeigt dies in einer Fotografie.

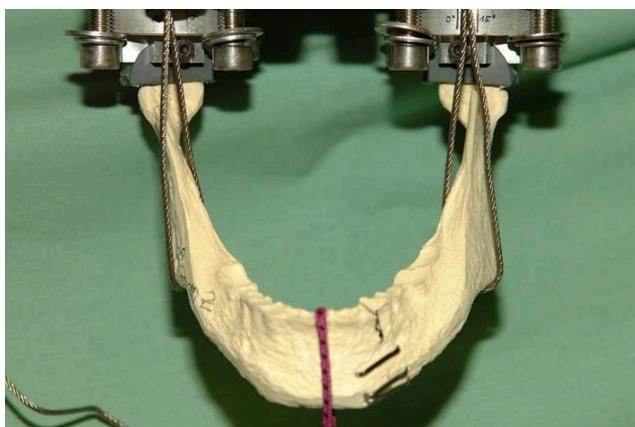


Abbildung 3.24 Kunststoffkiefer bei incisaler Belastung

Variierung der Lasteinleitung

Betrachtet man das rechte Kiefergelenk, oder eine in der rechten Kieferhälfte vorhandene und "reparierte" Fraktur, so ist von Interesse, wie sich die symmetrische oder asymmetrische Belastung des Kiefers darauf auswirkt. Der Mediziner gebraucht folgende Begriffe in Bezug auf beispielsweise das rechte Gelenk: Belastung rechts = *ipsilaterale* Belastung; Belastung links = *contralaterale* Belastung; eine an den Schneidezähnen eingeleitete Belastung wird (weiterhin) als *incisale* Belastung bezeichnet.

Die Relevanz dieser Versuchsparameter wird in den Kapiteln 4 und 4.2 deutlich.

In Abbildung 3.25 sind schematisch die statischen und zyklisch einleitbaren Lasten dargestellt: R, L - Reaktionskräfte im künstlichen Gelenk; M - Schlinge für *Musculi pterygoidei mediales* und *masseteres*; dunkle Pfeile: Prüflast rechts, links oder incisal. Im Bild rechts unten eine Kombination für eine zyklische Prüfung mit beispielsweise $F_i(t) = F_{k,i} + F_{s,i} \cdot \sin(\omega t + \phi_i)$. Frei wählbar sind der konstante F_k und schwingende Kraftanteil F_s , sowie die Phasenverschiebung ϕ_i zwischen den Kräften F_i (analog zu Zylindern Z00 bis Z04). Wie zuvor beschrieben, werden die zyklischen Versuche in der Regel mit 1 Hz gefahren. Wegen der Verwendung von Seilen gilt: $F_i(t) > 0$. Anstatt sinusförmiger können beliebige andere Verläufe vom Steuerungsprogramm eingelesen und verwendet werden. Um das biomechanische Modell übersichtlich und zunächst auf einem sinnvoll simplifizierten Niveau zu betreiben, ist die "Muskelkraft" M auf beiden Seiten identisch.

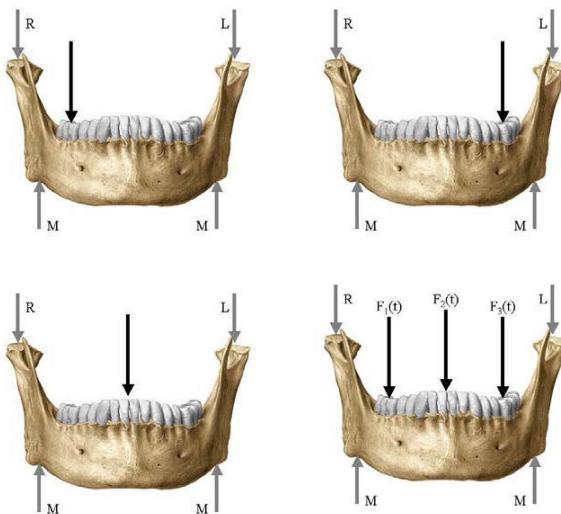


Abbildung 3.25 Statische und zyklische, symmetrische und asymmetrische Belastung des Kiefers

Gemäß der Literatur und anatomischer Gegebenheiten (siehe Kapitel 1.1) verändert sich die Mechanik des Gebisses drastisch bei Grenzbewegungen. Die Beschränkungen werden durch die natürlichen (gelenkumgebender Bandapparat, maximale Muskelelongation und letztlich knöcherne) Grenzen gegeben; Bewegungen bis hin zu solchen Grenzen sind Grenzbewegungen [42]. Exemplarisch wurde die Protrusion des Kiefergelenks nach antero-caudal, also das Wandern des Kondylus auf die Imminentia (Abbildung 1.6 rechts, Seite 9), untersucht. Dazu wurde durch Veränderung des Gestells eine der künstlichen Gelenkpflanzen gemäß unseres Kunststoffschädel jeweils um 10 mm nach vorn und unten verschoben (siehe dazu Seite 72).

Effekt und Relevanz können sowohl an den Messungen der Gelenkreaktionskräfte als auch an den experimentellen Ergebnissen demonstriert werden. Die Gelenkkraft erhöht sich gemäß der Untersuchungen von Koolstra [33] und Hatcher [18] auf der Seite der Protrusion signifikant.

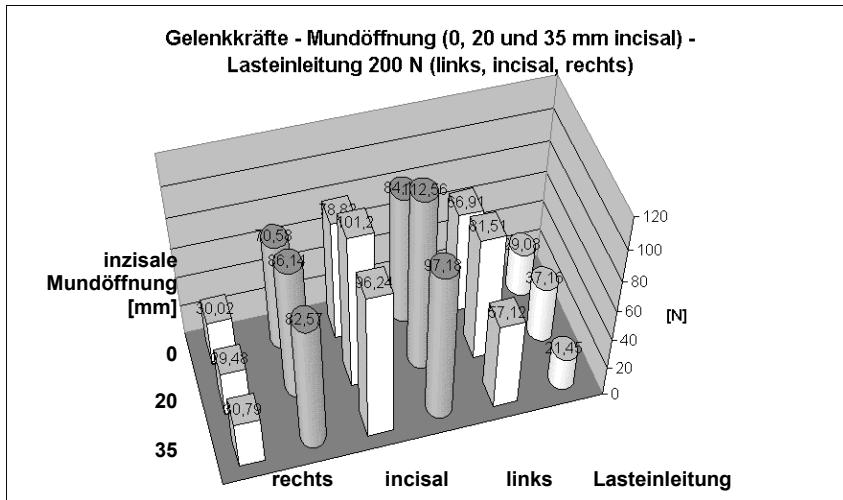


Abbildung 3.26 Gelenkkräfte bei unterschiedlicher inzisaler Mundöffnung und Lasteinleitung

Erläuterung zu Abbildung 3.26:

- Bei incisaler Belastung und verschiedenen Mundöffnungen sind die Gelenkreaktionskräfte links (○) und rechts (□) beinahe gleichen Betrags (mittlere Säulenpaare von vorn nach hinten).
- Eine Lasteinleitung am rechten Backenzahn führt zu einer Erhöhung der Gelenkreaktionskraft links und einer Verringerung rechts (linke Säulenpaare)
- und umgekehrt (rechte Säulenpaare).

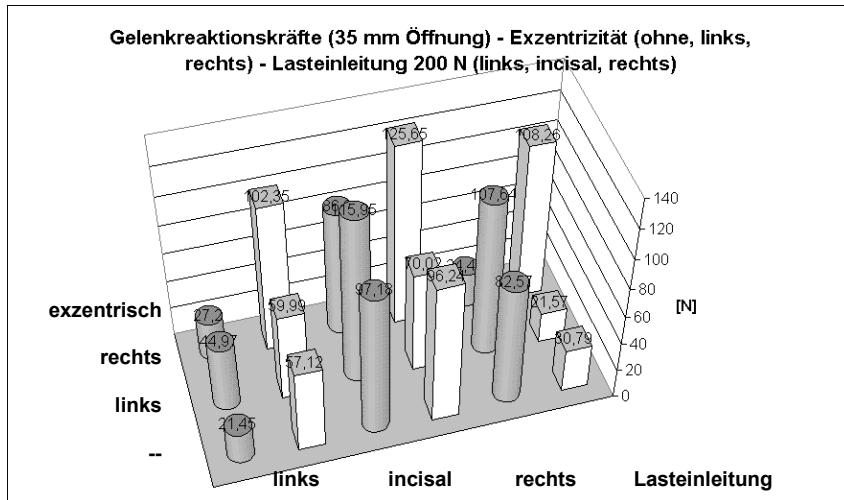


Abbildung 3.27 Gelenkkräfte und Exzentrizität

Erläuterungen zu Abbildung 3.27:

- Die erste Reihe zeigt die Gelenkreaktion links (○) und rechts (□) bei 35 mm incisaler Öffnung und zentrischer Kieferlage wie in Abbildung 3.26. Die mittleren Säulenpaare stehen für incisale Lasteinleitung.
- Die zweite Reihe zeigt die Gelenkreaktion wenn das linke Gelenk um 10 mm nach anterior und 10 mm nach caudal verschoben (siehe dazu Seite 72) ist: Die Gelenkbelastung ist bei Lasteinleitung links ausgewogen, bei incisaler Lasteinleitung asymmetrisch und bei rechter (contralateraler) Lasteinleitung sehr asymmetrisch.

4 Anwendung des Mandibulators in speziellen Fragestellungen

4.1 Plattenlose Osteosynthesen an der Gelenkwalze

Problemstellung

Die Frage der operativen Versorgung von Gelenkfortsatzfrakturen der Mandibula wird seit Jahrzehnten kontrovers diskutiert. Während sich bei der Therapie von Frakturen der Gelenkfortsatzbasis das operative Konzept zunehmend durchsetzt, bleiben die Frakturen der Gelenkwalze bzw. des hohen Gelenkfortsatzes, die als prognostisch besonders ungünstig gewertet werden, in der Regel der konservativen Therapie vorbehalten.

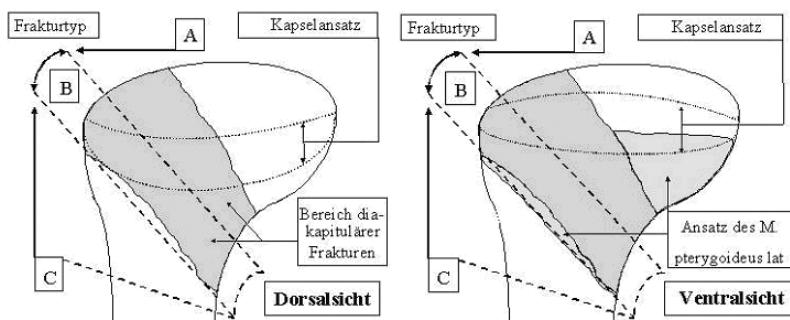


Abbildung 4.1 Gelenkfrakturen: diagnostisch (o.); Klassifikation (u.) [56]

Abbildung 4.1 zeigt Gelenkfrakturen und deren Einteilung:

- A) schräge bis senkrechte Teilung der Gelenkwalze, der gelenktragende Ast bleibt erhalten
- B) schräge Fraktur direkt unter der Gelenkwalze
- C) schräge bis waagerechte Fraktur des gelenktragenden Astes

Das Gelenk kann bei ganz oder teilweise fehlendem Gelenkkopf die in Kapitel 1.1 beschriebene Funktion nicht mehr ausüben. Diese Fraktur zeichnet sich dadurch aus, dass der medial am Gelenkkopf ansetzende *Musculus pterygoideus lateralis* das Fragment weg vom Ast zieht. Dieser Muskel ist außer für den Bewegungsablauf auch für die Ernährung des Gelenkkopfes zuständig. Die operative Versorgung erfordert bei der Repositionierung, das Fragment entgegen des Muskelzuges.



Abbildung 4.2 Mit Kleinfragmentschrauben versorgte Gelenkwalzenfraktur

Mit der Einführung neuerer Osteosyntheseverfahren kann aber die Indikationstellung für eine operative oder konservative Therapie neu bewertet werden. In den letzten 10 Jahren werden sowohl resorbierbare (PDS-Pins¹⁵ [A] oder Lactosorb¹⁶-Schrauben [P]) Osteosynthese als

¹⁵ Poly-Dioxanon. Elastisches Material zylindrischer Form ohne Riefen oder Gewinde, des in situ flüssigkeitsaufnahmefähig quillt und so in der Bohrung Halt findet. Vgl. Pressverband.

¹⁶ Copolymer aus 82% Poly-L-Lactid und 18% Polyglykolsäure.

auch solche aus Reintitan bei der Versorgung von Frakturen der Gelenkwalze bzw. hohen Gelenkfortsatzfrakturen eingesetzt [60]. Angestrebt wird hierbei die Wiederherstellung der artikulierenden Gelenkflächen in ihrer physiologischen Beziehung zum diskoligamentären Komplex. Die Freiheitsgrade des Kiefergelenks mit seiner kombinierten Dreh-Gleit-Bewegung sollen möglichst uneingeschränkt erhalten bleiben, und zwar unter Erhalt der physiologischen Diskusposition [56].

Methode

Die postoperative Situation wurde an Kunststoffmodellen nachgestellt. Dazu wurden die Kiefer gemäß der in Abbildung 4.1 genannten Klassifizierung rechts osteotomiert (gesägt) und mit Osteosynthesematerial versorgt. Dabei kamen fünf verschiedene Osteosynthekonzepte zum Einsatz:

- unversehrtes Modell [L]
- resorbierbare Pins (PDS [A])
- resorbierbare Schrauben (Lactosorb [P] bzw. PLLA-PGA)
- Titanschraube Ø1,2 mm (Würzburg [O])
- Titanschraube Ø1,7 mm (Würzburg [O])
- Titanschraube Ø2,0 mm (Minischraube [O])

Die versorgten Kiefer wurden gemäß Kapitel 3.4 ff. im Mandibulator unterschiedlichen Belastungen unterworfen. Dabei wurden variiert:

- Punkt der Lasteinleitung auf der Bezahlung (incisal, ipsi- oder contralateral)
- Öffnung angegeben im Abstand zu den Schneidezähnen eines virtuellen Oberkiefers (0 mm, 20 mm und 35 mm, siehe Seiten 71, 72)
- Exzenterposition (Verschiebung vorn unten wie oben beschrieben)

Diese Parameter verändern den Abstand und damit den Hebel der Last bis zur Fraktur. Ferner verändern sich bei Öffnung und Protrusion die Hebel der Masseterschlinge.

Die Versuche beinhalteten eine Zahnbelastung von 10 N bis 200 N und wurden sechs mal wiederholt.

Mit digitalen Kameras wurde der Frakturspalt von medial und frontal observiert und anhand der gewonnenen Bilddaten mit dem Bewegungserfassungssystem eine 2D-Bildanalyse (je Ansicht) der Relativbewegung des Fragmentes zum Kieferast angestellt (vgl. Kapitel 1.1).



Abbildung 4.3 Frontale (li.) und transversale (re.) Kameraperspektive bei resorbierbaren Schrauben und 200 N incisaler Last



Abbildung 4.4 Frontale (li.) und transversale (re.) Kameraperspektive bei Pins und 200 N incisaler Last

Abbildung 4.3 und Abbildung 4.4 zeigen die Kameraperspektiven, die für die 2D-Analysen mittels SIMI benötigt wurden. Die Marker wurden auf dem Modell im Abstand von 2 mm von der Fraktur und parallel dazu im Abstand von 8 mm mit einem speziellen Stempel aufgebracht. Das Bewegungserfassungssystem ermittelte anhand der Marker die Verschiebung des Fragments (in den linken Bildhälften rechts und in den rechten Bildhälften oben) zum Kieferast.

Ergebnisse

Im Folgenden werden exemplarisch einige Ergebnisse der Untersuchungen dargestellt. Als Bewertungskriterium dienen die relativen Verlängerungen der Markerpunktabstände, im Folgenden als *Verformung* bezeichnet. Die verschiedenen Kombinationen aus

- Fraktur (A, B oder C)
- Lasteinleitung (incisal, ipsi- oder contralateral)
- Öffnung und Exzentrizität (0 mm bis 35 mm, zentrisch/exzentrisch)

- Osteosynthesekonzept (Titanschraube oder bioresorbierbare Materialien) hatten signifikanten Einfluss auf das Aufklaffen des Spaltes und die Rotation von Fragment zu Ast.

PDS-Pins

Die bioresorbierbaren Osteosynthesen wiesen unabhängig von der Versuchsanordnung (Lasteinleitung, Kieferöffnung) eine signifikant geringere Primärstabilität als die TitanSchrauben auf. Dieser Effekt war bedingt durch die Anordnung der Frakturen bei den Versuchen zum Typ A deutlich erkennbar (140% Auslenkung im Vergleich zur Titanosteosynthese) und stieg bei Typ B und C im Falle der PDS-Pins zum Faktor 10 an. Um die Titan- und Lactosorb- Osteosynthesen vergleichen zu können, werden die PDS-Pins nicht weiter dargestellt. Abbildung 4.5 zeigt die mit der Belastung steigende Auslenkung verschiedener Osteosynthesen beim Frakturtyp A inklusive PDS-Pins.

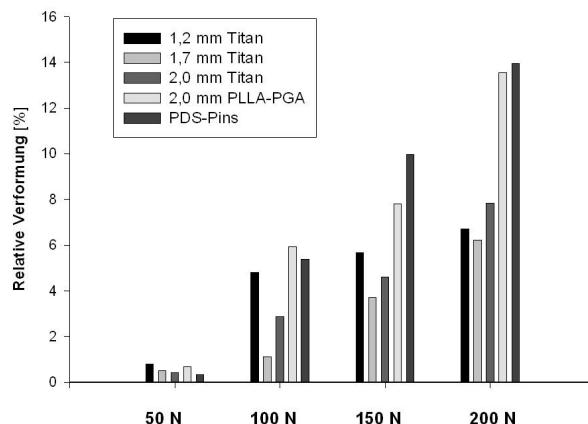


Abbildung 4.5 Vergleich der Osteosynthesen, Frakturtyp A, ipsilaterale Belastung, 35 mm exzentrisch

Der oben beschriebene Effekt, massiv größere Auslenkung bei Versorgung mit PDS-Pins, wird im Vergleich von Typ A und B bzw. bei asymmetrischer Belastung gemäß Abbildung 3.25 deutlich, siehe Tabelle 4.1:

Tabelle 4.1 Verformung bei PDS-Pins, 0 mm und 35 mm Öffnung (200 N)

Belastung 200 N		Frakturtyp A		Frakturtyp B	
Lasteinleitung	Öffnung	Verformung			
		relativ [%]	SD	relativ [%]	SD
incisal	0 mm	6,9	3,2	62,6	35,21
ipsilateral	0 mm	5,2	4,5	80,5	17,67
contralateral	0 mm	5,5	1,2	21,8	5,47
incisal	35 mm	10,2	3,2	46,4	31,30
ipsilateral	35 mm	14,0	6,7	34,7	23,6
contralateral	35 mm	8,55	1,9	7,7	14,54

Schrauben im Vergleich

Ort der Lasteinleitung (ipsilat./inc./contralat.) und Frakturtyp bestimmen das Verformungsverhalten unter den verschiedenen Belastungssituationen (Öffnung und Exzentrizität). Unter der Schraubenpositionierung der Versuchsanordnung traten die größten Spaltklaffungen durchgehend bei Frakturen des Typs C auf (Abbildung 4.6). Die Verformungen der Frakturtypen B und C zeigten dabei ein (untereinander aber nicht mit Typ A) vergleichbares Verformungsverhalten (Abbildung 4.7 und Abbildung 4.8). Im Gegensatz zu Frakturen des Typs A wurden jeweils Maximalwerte unter incisaler Belastung in zentrierter Kondylenposition (Öffnung 0 mm) beobachtet; die aufgezeichneten Spaltbildungen nahmen mit steigender Belastung linear zu.

Die maximalen Auslenkungen bei Frakturen der Typen A (Abbildung 4.9) und B (Abbildung 4.8) lagen jeweils unter den Maximalwerten der Frakturen des Typs C. Unter der Konfiguration des Versuchs traten aber sowohl bei den Typ A-Frakturen unter ipsilateral-exzentrischer Belastung, als auch bei B- und C-Frakturen unter incisal-zentrischer Belastung die größten Spaltklaffungen bei den resorbierbaren Schrauben auf: 13,5% bei Typ A, 13,1% bei Typ B und 18,6% bei Typ C.

Die Ø1,2mm-Kleinfragmentschrauben zeigten sich bei Typ A-Frakturen den Titan-Schrauben der Durchmesser 1,7 mm bzw. 2,0 mm gleichwertig (maximale Verformung unter exzentrischer Belastung 6,7% für Ø1,2mm-Kleinfragmentschrauben vs. 6,2% bei Ø1,7mm- und 7,8% bei Ø2,0mm-Schrauben).

Bei B- und C-Frakturen, bei denen der Ast in vertikaler Richtung erhalten war und damit einen Teil der Gelenkreaktionskraft direkt (anstatt ausschließlich durch das refixierte Fragment) trug, wiesen nunmehr die Ø1,7mm- und Ø2,0mm-Schrauben (mit maximaler Klaffung unter 200 N von 9,2% bzw. 7,9% vs. 14% bei Ø1,2mm- und 18,6% bei

resorbierbaren Schrauben) relative Spaltverschiebungen unter 10% auf. Unter einer physiologischen Lastsituation von 100 N incisal (durchschnittliche Belastung bei Abbeßen im Frontbereich [32]) blieben ebenfalls nur die Ø1,7mm- und Ø2,0mm-Titanschrauben (4,7% bzw. 4,2%) unter einer relativen Spaltverschiebung von 5%. Ø1,2 mm Kleinfragmentschrauben und Ø2,0mm-PLLA-PGA-Schrauben (Lactosorb) lagen hier bei 7,5% bzw. 7,7%.

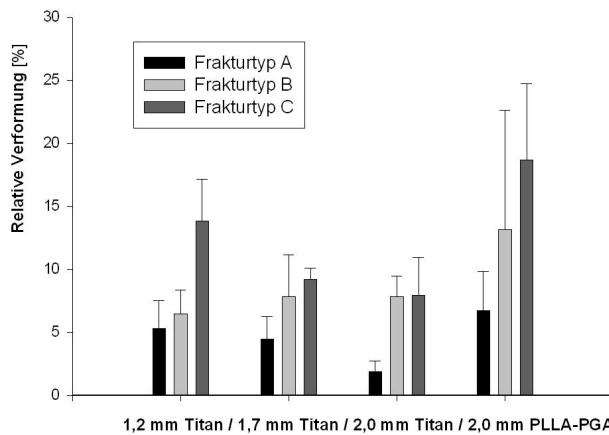


Abbildung 4.6 Incisaler Belastung in zentrischer Kondylenposition (Öffnung 0 mm)

Abbildung 4.6 zeigt, dass die Titanschrauben mit den Durchmessern 1,7 mm und 2,0 mm den Verbund besser als die Ø1,2mm-Titanschraube oder Lactosorb gewährleisten. Je vertikaler die Osteotomieebene verläuft, desto schwächer wird der Effekt der relativen Verformung: Typ A weist bei allen Materialien geringere Verformungen auf als B und C.

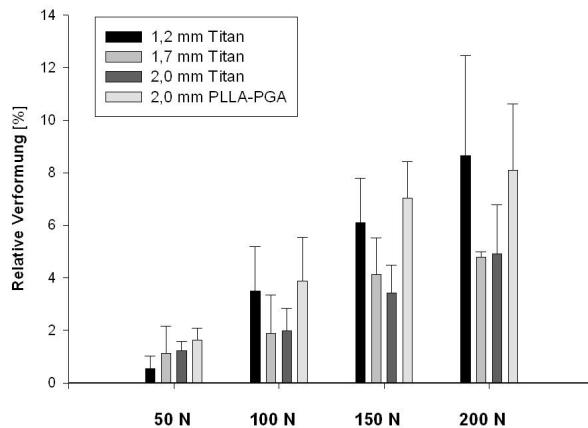


Abbildung 4.7 Typ C Frakturen bei incisaler Belastung, ipsilateral exzentrische Position bei 35 mm

Abbildung 4.7 zeigt wie oben die unterschiedlichen Stabilisierungseigenschaften der Materialien.

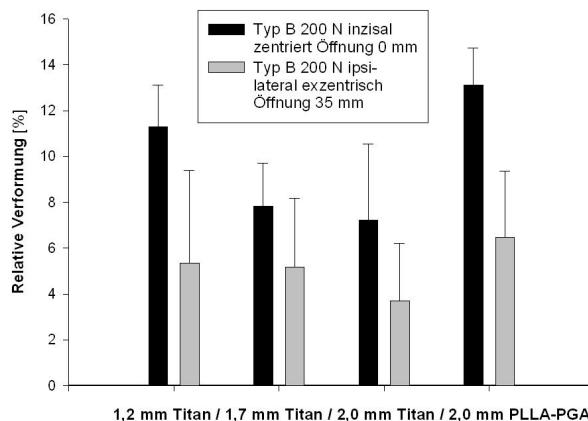


Abbildung 4.8 Typ B, incisale Belastung: zentrische Kondylenposition Position bei 0 mm Öffnung vs. ipsilateral exzentrische Kondylenposition Position bei 35 mm Öffnung

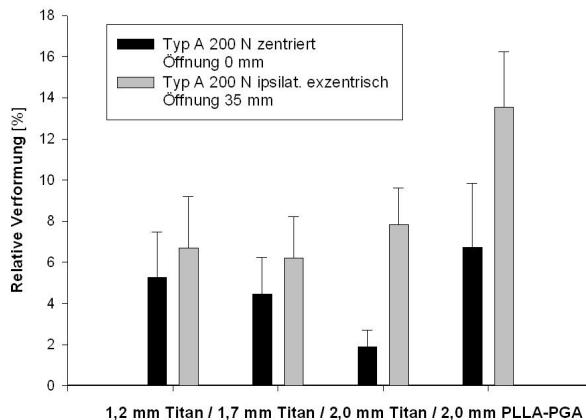


Abbildung 4.9 Typ A, incisale Belastung: zentrische Kondylenposition bei 0 mm Öffnung vs. ipsilateral exzentrische Kondylenposition bei 35 mm Öffnung

Aus Abbildung 4.8 und Abbildung 4.9 wird ersichtlich, dass asymmetrische Lasteinleitung bei protrudierter Öffnung bei den Frakturen B und C gegensätzliche Auswirkung hat.

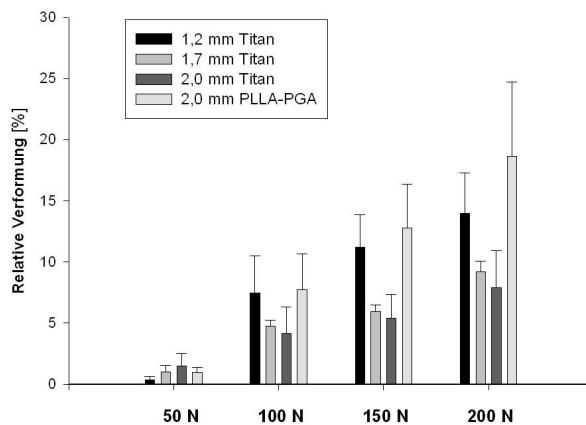


Abbildung 4.10 Typ C, incisale Belastung: zentrische Kondylenposition Position bei 0 mm Öffnung

Abbildung 4.10 verdeutlicht wie Abbildung 4.6 und Abbildung 4.7 mit steigender Belastung die osteosynthesekonzeptabhängige Stabilität.

Diskussion

Die Erzeugung einer realistischen Frakturnsituation im Labor am Kiefergelenk ist kritisch zu betrachten, da die Osteosyntheseschrauben *in vivo* hier vielfach nur einer Positionsstabilisierung der in der Regel gut verzahnten Frakturenden dient, die letztlich im Reibschluss die Lasten zwischen den Fragmenten übertragen. Andererseits stellt eine gesägte und damit glatte Frakturfläche im Labor eine Schwächung des Verbundes dar, der klinisch infolge der anterior-medialen Zugrichtung des *Musculus pterygoideus lateralis* gegeben ist. Beim oben beschriebenen Versuchsdesign traten die höchsten Spaltklaffungen durchgehend bei Frakturen des Typs C auf. Im Gegensatz zu Frakturen des Typs A wurden jeweils Maximalwerte unter incisaler Belastung in zentrierter Kondylenposition (Öffnung 0 mm) beobachtet. Frakturen des Typs A wiesen dagegen unter ipsilateral exzentrischer Belastung (35 mm Öffnung) die höchsten Verformungen auf. Je vertikaler (A) die Frakturebene liegt, desto mehr Last kann vom erhaltenen Gelenkfortsatz (Ast) direkt anstatt durch Fragment und Osteosynthese getragen werden; zusätzlich sind klemmende, den Verbund unterstützende, Effekte im Verbund Ast-Schraube-Fragment denkbar. Bei Frakturen der Typen B und C werden bei incisaler Lasteinleitung jeweils höhere Hebelkräfte wirksam und erklären die – von Typ A über Typ B zu Typ C – zunehmenden Spaltklaffungen. Bei allen Frakturen zeigten die aufgezeichneten Spaltbildungen unter zunehmender Belastung ein lineares Verhalten, wobei die Unterschiede zwischen den getesteten Schraubentypen unter geringer Belastung (50 N) nicht relevant waren. Die Unterschiedliche Tendenz zwischen der Prüflast von 50 N (Abbildung 4.7, Abbildung 4.10) zu höheren Lasten kann in der Messgenauigkeit des Verfahrens und in der Haftreibung in der Osteotomieebene liegen. Unter Belastung mit 100 N wirkten sich allerdings die Materialeigenschaften bzw. Kerndurchmesser der Schrauben auf die Spaltklaffungen aus, wobei Ø2,0mm-PLLA-PGA-Schrauben (Lactosorb) durchgehend die höchsten Spaltklaffungen aufwiesen, dicht gefolgt von Ø 1,2mm-Titan-Schrauben mit dem kleinsten Kerndurchmesser. Da unter Belastung bis 200 N eine durchgehend erkennbare Stabilität aller Schraubentypen im verwendeten Polyurethanmodell gegeben war, zeigten die mit Durchmesser 2,0 mm stabilsten Titan-Kortikalisschrauben die geringsten Spaltklaffungen (7,9%). Die Ø1,7mm-Kleinfragmentschrauben erwiesen sich mit 9,2% relativer Spaltverschiebung unter 200 N Belastung als annähernd gleichwertig.

Zusammenfassung (Plattenlose Osteosynthesen an der Gelenkwalze)

Im Labor zeigen die Ø2,0mm-TitanSchrauben die besten Ergebnisse knapp vor den Ø1,7mm-Schrauben. Klinisch sprechen folgende Gründe für den Einsatz der Ø1,7mm-Schraube: die Gelenkregion ist im Vergleich zum Gesamtkiefer relativ schmal ausgebildet. Jede Bohrung für Schrauben bedeutet eine zusätzliche Schwächung durch Perforation. Ferner wird der Kopf der Ø1,7mm-Schraube als physiologisch adäquater eingeschätzt als der Ø2mm-Schraubekopf.

4.2 Osteosynthesen aus Reintitan vs. Formgedächtnismaterial

Problemstellung

Zur Versorgung von Frakturen des Corpus mandibulae werden bisher Osteosyntheseplatten verwendet. Diese sind aus Reintitan und werden mittels Schrauben befestigt. Alternativ kommen einerseits resorbierbare (Platten, Schrauben, etc.), oder solche aus Formgedächtnismaterialien zum Einsatz. Nichtresorbierbare Implantate stellen in der Regel einen Grund zum wiederholten Eingriff (Explantation) dar. Eine Ausnahme hierbei machen Rekonstruktionsplatten zur Überbrückung eines Defektes (siehe Abbildung 1.10), der nicht durch ein Transplantat (zum Beispiel aus der Beckenschaufel des Patienten) ausgeglichen wird, oder spezielle Implantate wie neuartige Klammern aus Formgedächtnismaterial (Staples). Allerdings können neben der gesundheitlichen Situation des Patienten und der Verlaufsprognose auch wirtschaftliche bzw. finanzielle Aspekte bei der Auswahl von Behandlung und Implantat eine Rolle spielen. Staples finden bisher vornehmlich im Gesichtsbereich Anwendung [40].

Bei der Verwendung sog. Staples entfallen die Befestigungsschrauben. Der Staple wird mittels Kältespray auf ca. - 5 °C abgekühlt. Im Material findet eine Umwandlung des Gitters statt (Austenit → Martensit). In diesem Zustand werden die Klammern des Staples aufgebogen, der Staple wird in die passend vorbereiteten Bohrungen eingebracht. Bei der Wiedererwärmung auf Umgebungstemperatur geschieht eine erneute Gitterumwandlung zurück zum Ausgangszustand (Martensit → Austenit). Das Material "erinnert" sich an den Auslieferungszustand, die im martensitischen Zustand beigelegte plastische Verformung ist im wiedererlangten austenitischen Gefüge nicht mehr vorhanden. Die Klammer greift nun in bzw. unter die kortikale Knochenschicht (Abbildung 4.11). Da der Knochen verhindert, dass die Klammer völlig in ihre ursprüngliche Lage zurückkehrt, liegt eine bleibende, idealerweise rein elastische, Verformung vor, welche der Kompression der Fragmente dient.

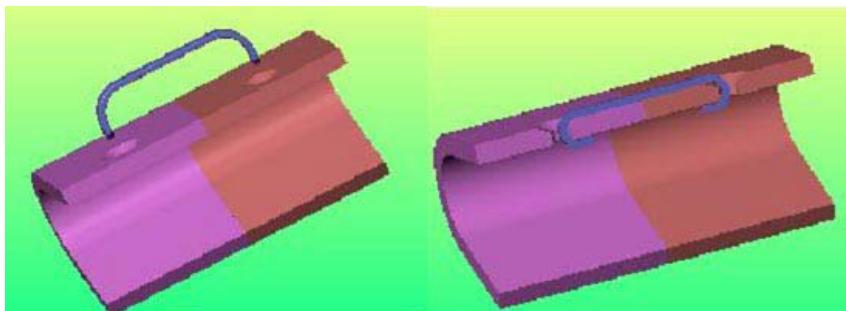


Abbildung 4.11 Montage der Staples. Links unterkühlt, rechts nach Wiedererwärmung auf RT [J]

In der im Folgenden beschriebenen Untersuchung werden die Primärstabilitäten von konventionellen Osteosyntheseplatten mit verschiedenen Kombinationen von Staples verglichen.

Methode

Der Unterkiefer wurde gemäß Kapitel 3.4 ff. mit drei verschiedenen Belastungen beaufschlagt: Backenzähne links (bezogen auf die links vorliegende Fraktur: ipsilateral), Mitte der Schneidezähne (incisal) und Backenzähne rechts (bezogen auf die links vorliegende Fraktur: contralateral). Mechanisch gesehen handelt es sich um einen Kragbalken, schneidet man diesen durch, findet man am Schnittufer Normal- und Querkräfte sowie Biege- und Torsionsmomente. Bei einem glatten (Säge-) Schnitt würden diese Lasten Implantate solcher Dimensionierung unmittelbar stark verformen oder zerstören (bzw. Ausbrechen aus dem Substrat). Frakturen verlaufen jedoch nicht eben durch den Knochen, sondern weisen makroskopisch deutlich, sowohl an der Kortikalis als auch in der Spongiosa, eine Gebirgsstruktur auf. Die Höhendifferenz kann bis zu einigen Millimetern betragen. Alleine aufgrund dieser formschlüssigen Verbindung bei optimaler Reponierung kann der Verbund später die Lasten tragen.

Daher war es für diese Untersuchung erforderlich, reproduzierbare Brüche von Rauhtiefen geringerer Streuung zu realisieren. Dazu wurden die Kunststoffkiefer an der Frakturlokalisation um 20% des Querschnittes von der Zahnseite her kommend angesägt. Der Bruchverlauf wurde unter Arretierung in einem Spannwerkzeug mit minimalen Abweichungen erzeugt. Die Konditionierung der Platten erfolgte anhand von Biegeschablonen, bevor sie mittels der Implantatspezifischen Schrauben appliziert wurde.

Die Dislokation wurde dreidimensional ermittelt. Dazu wurden zwei Quader bekannter Kantenlänge parallel am Objekt fixiert. Der gelenknahe Quader spannte für die Kameras des Bewegungserfassungssystems ein kartesisches Koordinatensystem auf, in welchem sich unter der Belastung der distal gelegene Quader wegen Dislokation der Fragmente zueinander verschiebt. Die Bilddaten der beiden Kameras ermöglichen die 3D-Analyse der Rotation des distalen Quaders um die Hauptachsen des proximaleren Quaders (vgl. Messung gemäß Shetty et al. [82], Seite 34; Auswertung gemäß Kapitel 4, Seite 79).

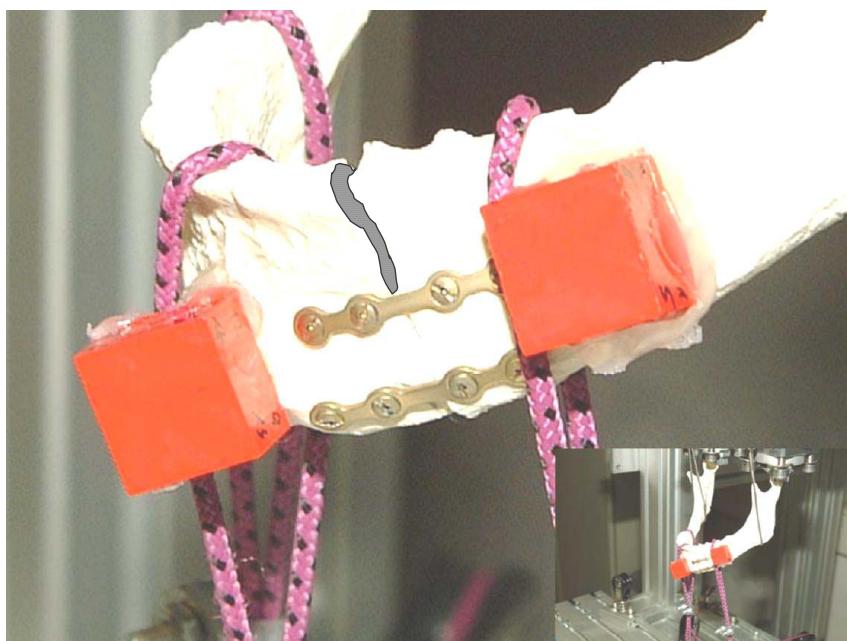


Abbildung 4.12 Mit Miniplatten im Eckzahnbereich (Pos. 3) versorgter Unterkiefer

Abbildung 4.12 zeigt ein versorgtes Kiefermodell: links unten und rechts oben die zur 3D-Analyse erforderlichen Quader, dazwischen zwei Miniplatten, orthogonal dazu darunter die Fraktur. Die drei Seilschlingen zeigen die optional links, rechts oder mittig eingebrachte Zahnbelaustung an.

Die Auswertung der Bilddaten erfolgt in zwei Schritten. Die sich wegen bekannter Quaderabmessungen selbst kalibrierenden Bilder werden mittels Simi dreidimensional

verwertet zu den Winkeln $\alpha, \beta, \gamma, \delta, \epsilon, \zeta$. Diese Rohwinkel enthalten jedoch eine Überlagerung von mehreren Drehungen im Raum des einen Quaders zum anderen. Die einzelnen Drehungen werden gemäß

$$\Gamma = \arccos \frac{\sin \zeta}{\sqrt{1 - (\sin \gamma)^2}}, \quad B = \arccos \frac{\sin \delta}{\sqrt{1 - (\sin \alpha)^2}}, \quad T = \arccos \frac{\sin \epsilon}{\sqrt{1 - (\sin \beta)^2}}$$

Gleichung 4.1 Transformation der Rohwinkel in reine Winkel

errechnet und stellen die eigentliche Verdrehungen Γ, B und T dar (*Gapping* um z-Achse, *Bending* um y-Achse und *Torsion* um x-Achse). Danach lässt sich ein Instabilitätsfaktor ähnlich dem von Shetty et al. [82], Seite 35 formulieren:

$$\Omega = \sqrt{\Gamma^2 + B^2 + T^2}$$

Gleichung 4.2 Instabilitätsfaktor gem. Shetty et al. [82]

Ergebnisse und Diskussion der Vorversuche

Die mit zwei Standardvierlochminiplatten (kurz: Platten) an Regio 3 versorgten Modelle zeigten eine höhere Stabilität als die mit zwei Staples versorgten. Daher wurden drei parallel angebrachte Staples mit zwei Platten verglichen.

Die contralaterale Lasteinleitung führte zu größeren Auslenkungen der Fragmente, als dies bei ipsilateraler und incisaler Lasteinleitung der Fall war.

Insgesamt zeigten sich bei der Rotation (T) um die Sagittalachse deutlichere Effekte als bei Rotationen um die vertikale (Γ) oder transversale (B) Achse.

Da bereits bei geringen Prüflasten erhebliche rotatorische Auslenkungen zwischen den Fragmenten festzustellen waren, wurde der *Musculus pterygoideus medialis* in den Versuchsaufbau mit einbezogen. Abbildung 4.13 zeigt die mit *Musculi pterygoidei mediales* (links) geringeren Ausschläge als ohne Mm. pter. med. (rechts) bei einer incisalen Prüflast von 40 N. Bei incisaler Lasteinleitung war die torsionale Auslenkung (Platten: -10%; Staples: -6%) geringer deutlich, ebenso wie bei contralateraler Lasteinleitung (Platten: -9%; Staples: -4%). Dagegen wurden bei ipsilateraler Lasteinleitung (Platten: +11%; Staples: +5%) höhere Werte ermittelt. Die Biegung wurde durch den simulierten *Musculus pterygoideus medialis* weniger als die Torsion beeinflusst.

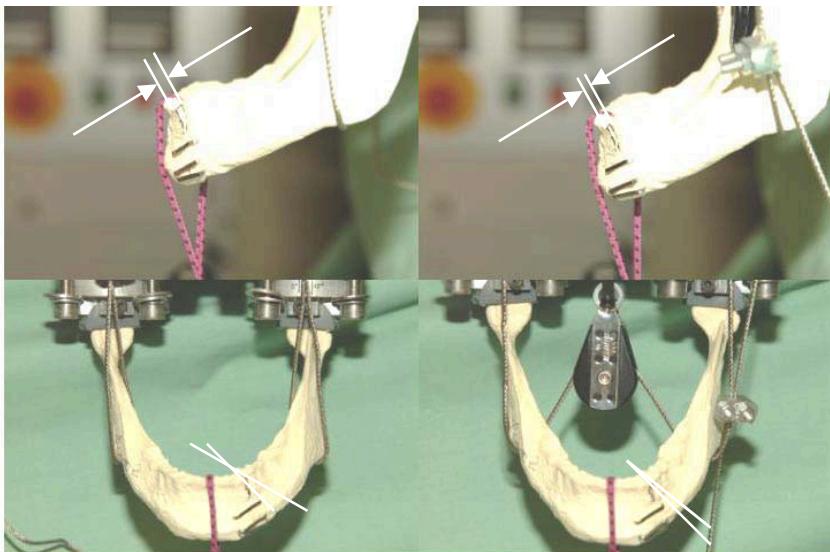


Abbildung 4.13 Untersuchungen ohne (l.) und mit (r.) Einbeziehung der *Musculi pterygoidei mediales*

Eine schematische Darstellung der Belastungskonfiguration verdeutlicht dies an Abbildung 4.14: Die in der Transversalebene diagonal wirkenden Kräfte der *Musculi pterygoidei mediales* können die rotationsprovozierende Prüflast (dunkler Pfeil) ausbalancieren.

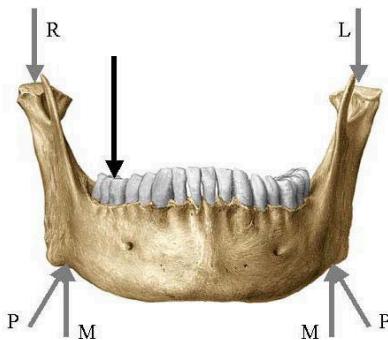


Abbildung 4.14 Schema der Lasteinleitung

Ergebnisse und Diskussion ausgewählter Versuche

Die Versuche am Plastikmodell mit zwei Standardvierlochminiplatten oder drei Staples brachten vergleichbare Auslenkungen (Bending und Torsion). Mit Ausnahme des Gappings, hier bewegten sich die Messwerte im Bereich der Messgenauigkeit des verwendeten Verfahrens.

Tabelle 4.2 Winkelauslenkungen bei 40 N (ipsilateral/incisal/contralateral)

Lasteinleitung		ipsilateral		incisal		contralateral	
Auslenkung [°]		MW (N=6)	Abw.	MW (N=6)	Abw.	MW (N=6)	Abw.
Bending	2 Platten	3,7	0,9	3,3	0,3	4,3	1,0
	3 Staples	3,4	0,5	2,9	0,4	5,0	0,4
Torsion	2 Platten	5,8	0,7	6,0	0,9	3,9	0,9
	3 Staples	6,3	0,2	5,2	0,3	4,3	0,9

Tabelle 4.2 zeigt, dass bei einer Belastung mit 40 N an der jeweiligen Stelle unter den Versuchsbedingungen (keine Berücksichtigung des Musculus pterygoideus medialis) drei Staples eine ähnliche Verbundstabilität aufweisen wie zwei Standardvierlochminiplatten. Durch eine Erhöhung von Kontrast und Auflösung der Roh-(Bild-)Daten ist eine Verbesserung der Messertestreitung (Tabelle 4.3) denkbar. Durch die exakte Bestimmung der Markerpunkte im Bild ist ein genaueres Ergebnis nach der Bearbeitung durch die Bewegungserfassungssoftware zu erwarten.

Tabelle 4.3 Mittelwertabweichung bei einer Last von 40 N

MW-Abweichung	bis 5%	bis 10%	bis 20%	bis 30%	über 30%
Anzahl	11	9	12	4	0

Schlussfolgerung und Ausblick (Osteosynthesen aus Reintitan vs.

Formgedächtnismaterial)

Im Gegensatz zu den Untersuchungen von Kroon et al. [36], Strackee et al. [88], Tams et al. [89] (siehe Kapitel 2.2) können am Mandibulator nicht nur statische, sondern auch dynamische Versuche durchgeführt werden. Ferner wurde eine kontakt- und damit rückwirkungsfreie Messung mittels videogestütztem Erfassungssystem realisiert. Bisher werden verschiedene simplifizierte Modelle benutzt, um die Primärstabilität von Osteosynthetisematerial zu beurteilen. Die bestehen meist aus zwei Probekörpern einfacher

Geometrie (Quader, Zylinder..), die durch das zu prüfende Material verbunden und in einer Standardprüfmaschine einem einaxialen Test unterzogen werden. Die Autoren ([36], [88], [89]) geben in der Auswertung dann die Steifigkeit des Verbundes gegen Biegung und Torsion an. Unrealistisch ist dabei die Tatsache, dass die eigentlichen Proben (Osteosynthese- oder Rekonstruktionsplatten) bei der Montage nicht plastisch verformt werden müssen. Der Chirurg nennt diesen Vorgang Adaption. Hierzu soll er vom Hersteller des Implantates speziell zur Verfügung gestelltes Werkzeug nutzen, um die eben ausgelieferte Platte an die Topologie und Geometrie des Knochens in einem einzigen Vorgang anzufügen. In der Praxis wird das Werkzeug jedoch nicht benutzt, da der Chirurg mehrere Versuche benötigt, um eine optimale Passform zu erreichen. Solche wiederholten plastischen Umformvorgänge verursachen jedoch Effekte wie Eigenspannungen und Gitterfehler, sodass das Implantat *in situ* nicht mehr die eigentliche Tragfähigkeit besitzen kann.

4.3 In-vitro-Versuche am Humanpräparat im Vergleich zur FE-Simulation in silico

Problemstellung

In Kapitel 3.1 wird eine der Motivationen dieser Arbeit, die numerische Simulation an diagnostisch erhobenen Daten vorgestellt: Die mathematische Modellierung des Unterkiefers hinsichtlich seiner Geometrie und Werkstoffeigenschaften soll durch entsprechende Experimente kontrolliert und modifiziert werden. Dazu wird ein menschlicher Unterkiefer *in silico* abgebildet und *in vitro* mit definierten Lasten beaufschlagt.

Experiment (in vitro)

Zunächst wird ein Referenzgitter¹⁷ zur Kalibrierung der 3D-Bewegungserfassung dort platziert und durch die Kameras erfasst, wo sich das Präparat während der Belastung befindet. Nach dem Aufbringen von Markerpunkten wird eine Aufnahme des Kiefers ohne Belastung angefertigt. Danach wird das Präparat einer Reihe von zunehmenden Belastungen unterzogen, wobei Videodaten erfasst werden. Schließlich werden die so entstandenen Aufnahmen mit Hilfe der Software (motion capture) ausgewertet und die Verschiebungen aus der Referenzkonfiguration berechnet. Im Folgenden sollen einige dieser Schritte genauer erläutert werden. Abbildung 4.15 zeigt den Versuchsaufbau aus Sicht der Kameras. An allen Seilen wird eine identische Kraft (in Abbildung 4.15 80 N) eingeleitet.



Abbildung 4.15 Laterale und frontale Ansicht des Kiefers aus Kameraperspektive

¹⁷ Kubus aus Stahldraht, Kantenlänge 120 mm, an dessen Ecken und Kanten Kugeln befestigt sind. Die Koordinaten der Kugel sind mit einer Genauigkeit von 0,01 mm bekannt und dienen der Kalibrierung der Software.

Bei dem Präparat handelt es sich um den Unterkiefer eines etwa 80jährigen Mannes. Der Kiefer ist beinahe unbezahnt, der Alveolarkamm stark atrophiert. Zusätzlich ist der Knochen osteoporotisch, d.h. er weist einen starken Verlust an trabekulärem Gewebe auf. Die daraus resultierende Schwächung des Knochens steht den Auswirkungen der Behandlung entgegen, die der Haltbarkeit des Präparats dienen. Durch Mazerieren wurde das Weichgewebe entfernt; was durch Veränderung des Wasser- bzw. Mineralgehaltes zu einer erhöhten Festigkeit führt [92] [54]. Dazu rechnet man bei ausgetrocknetem Knochen mit einer um bis zu 20% höheren Steifigkeit gegenüber dem lebenden Gewebe.

Das Präparat wurde an den Kondylen fest eingespannt durch Eingießen in Aluminiumtöpfen. In der Nähe des Kieferwinkels wurde auf jeder Seite ein Zug nach oben angebracht, um die Kaumuskulatur in Form der Masseterschlinge zu repräsentieren. Der Alveolarkamm wurde incisal nach unten belastet, um eine Kaulast zu simulieren. Die Belastungen wurden, angefangen bei 50 N, in Schritten von 10 N erhöht. Auf alle drei Angriffsflächen wurde dieselbe Kraft eingeleitet, um eine symmetrische Last zu realisieren und dabei möglichst wenig Spannung am Collum zu erzeugen. Diese Vorsichtsmaßnahme beruht auf früheren Erfahrungen mit Kunstrarzabgüßen, die bei vergleichsweise geringer, aber asymmetrischer Last, an der Einbettungsstelle, dem *aufsteigenden Ast*, durchbrachen. Deshalb wurden die Versuche bei Erreichen von 90 N abgebrochen, um das Humanpräparat nicht zu zerstören.

Zur Erfassung der resultierenden Verschiebungen wurden auf dem Präparat vier Punkte markiert (siehe Abbildung 4.15). Die genaue Platzierung der Marker erfolgte dabei so, dass sie aufgrund der Krümmung der Oberfläche auf (oder zumindest sehr nahe an) Knoten des erzeugten Oberflächengitters (s.u.) lagen. Für die Berechnung der dreidimensionalen Koordinaten muss dabei jeder Punkt auf beiden Aufnahmen gut sichtbar sein. Durch die unilaterale Markierung waren aus nur zwei Blickwinkeln alle Punkte klar zu erkennen, deshalb konnte man sich auf zwei Kameras beschränken.

Mathematisches Modell (*in silico*)

Es kommt die im Rahmen des SFB 438 (Kapitel 3.1) weiterentwickelte Finite-Elemente-Umgebung *FeliCs (Finite Elements in Cplusplus)* [26] zum Einsatz. Ein besonderer Schwerpunkt für den Vergleich von Experiment und Berechnung ist die möglichst genaue Wiedergabe der Geometrie des Präparats in der Simulation. Um das zu gewährleisten, wird das Gitter direkt aus einer Computertomografie-Aufnahme des Präparats generiert. Dafür wird auf *amira [F]* zurückgegriffen.

Im nächsten Schritt erfolgt die sogenannte Segmentierung. Dabei wird jedes Volumen-Pixel (*Voxel*) der CT-Aufnahme einem bestimmten Material (im vorliegenden Fall ist lediglich zwischen Präparat oder Luft zu unterscheiden) zugeordnet. Hier werden auch die Ränder definiert, auf denen im Finiten-Elemente-Modell die Randbedingungen gelten. Es wird besonders darauf geachtet, dass die Flächen genau mit den im Experiment auftretenden Auflageflächen übereinstimmen. Als nächstes wird eine triangulierte Approximation der Grenzschichten zwischen diesen Materialien erzeugt. Das resultierende Oberflächengitter (Abbildung 4.16 links) weist 55564 Knoten und 111944 Dreiecke auf.

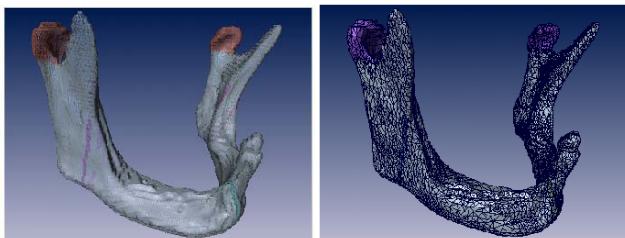


Abbildung 4.16 Oberflächendarstellung mit ca. 112000 Dreiecken (l.) des vereinfachten Dreiecknetzes mit ca. 20000 Dreiecken (r.).

Die Randgebiete, an denen später Dirichlet- bzw. Neumann-Randbedingungen (feste, ungelenkige Einbettung) vorgegeben werden, sind abgehoben. Diese Datenmenge kann auf aktuellen Rechnern der zur Verfügung stehenden Größenordnung noch nicht bewältigt werden. Deshalb muss das Dreiecksnetz zuerst vereinfacht werden, bevor es weiter verarbeitet werden kann. Nach einer Konvergenzanalyse von Hart [17] sind für eine hinreichend genaue Approximation der Verschiebungen mindestens 30000 Freiheitsgrade nötig; bei linearen Tetraederelementen entspricht dies 10000 Knoten. Für die vorliegende Simulation wird deshalb ein Gitter von 12000 Knoten angestrebt. Abbildung 4.16 rechts zeigt das vereinfachte Netz mit 9723 Knoten und 20759 Dreiecken.

Da auch die im Inneren des Kiefers auftretenden Verzerrungen zur Berechnung der Verschiebungen von Bedeutung sind, muss aus diesem Dreiecksnetz ein Volumengitter erzeugt werden. Dazu wird eine Methode verwendet, die (ausgehend von der Oberflächentriangulierung) den Körper nach innen hin in Tetraeder zerlegt. Das so erzeugte Tetraedergitter (Abbildung 4.17) besteht aus 98597 Tetraedern und 12342 Knoten.

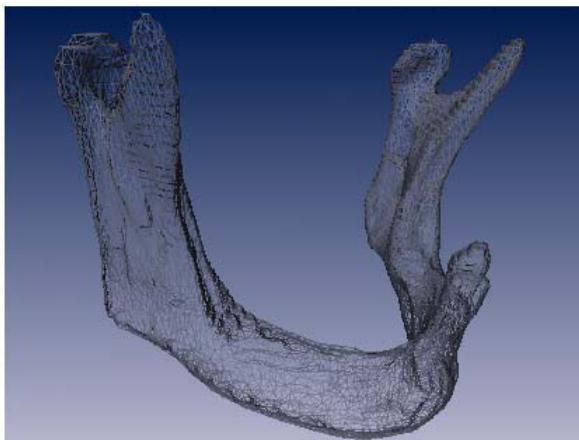


Abbildung 4.17 Drahtgitterdarstellung des Volumengitters aus ca. 10000 Tetraedern

Schließlich werden sowohl Oberflächen- und Volumengitter in ein Standard-Austauschformat exportiert und in die von *FeliCs* erwartete Form gebracht. Nebenher werden die Knotennummern bestimmt, die den vier markierten Punkten im Experiment entsprechen. Für die Berechnung der Kraftdichten werden auch die Flächen der Randgebiete gemessen, die in der Simulation als Angriffsflächen dienen.

Vergleich von Experiment und Simulation

Die Materialwerte (Querdehnzahl ν und Elastizitätsmodul E) des Präparats sind nicht bekannt. Sie wurden zunächst aus der Literatur ([17], [34], [54], dort sind bisher lediglich die Werte für den humanen Oberschenkel beschrieben) entnommen und später als inverses Problem [6] ermittelt. Die Ergebnisse werden anhand der markierten Punkte mit dem Experiment verglichen.

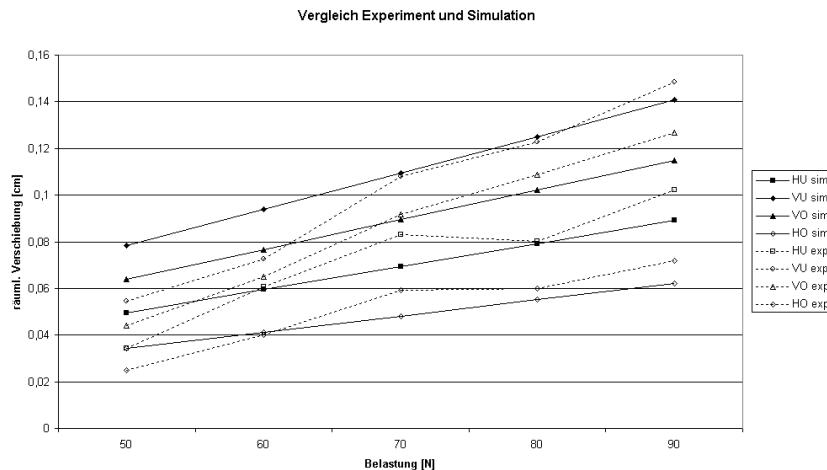


Abbildung 4.18 Vergleich der Simulationsergebnisse (durchgezogen) mit den experimentellen Daten (gestrichelt)

Abbildung 4.18 stellt die Kraft-Deformationskurven der Markerpunkte (vorne oben, vorne unten, hinten oben, hinten unten; abgekürzt mit VO bis HU) aus Experiment und Simulation für $E = 3,41 \cdot 10^5 \text{ N/cm}$ und $\nu = 0,3$ gegenüber.

Zuletzt werden die Simulationsergebnisse visualisiert. Abbildung 4.19 zeigt farbkodiert (Weiß über Blau und Rot bis Gelb: 0 mm bis 2 mm) den Betrag der Verschiebungsvektoren für den Lastfall mit 80 N, interpoliert über die Oberflächendreiecke des Gitters; Materialparameter: $E = 3,41 \cdot 10^5 \text{ N/cm}^2$ und $\nu = 0,3$.

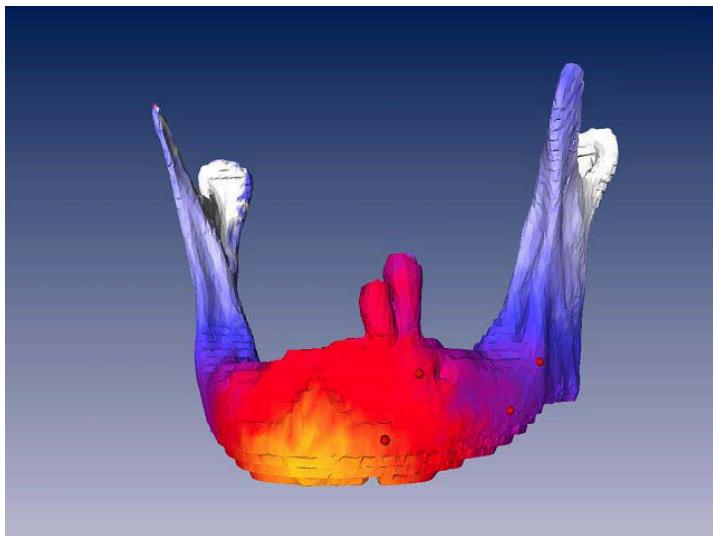


Abbildung 4.19 Visualisierung der Simulation des Lastfalls 80 N

Fehlerbetrachtung

Die hydraulischen Antriebe und die Sensoren zur Rückgabe deren Ist-Signals wurden für 1 kN ausgelegt. Da sich Genauigkeit von 2% des Systemteils auf den gesamten Messbereich bezieht, kann die Exaktheit der 10 N-Schritte bei der Belastung des Präparates nicht garantiert werden.

Herkunft und Geschichte des Humanpräparats sind nicht vollständig, der geringe Wert des E-Moduls kann mit Mikrofrakturen erklärt werden, die nicht durch die Computertomografie erfasst werden. Eine exaktere Bestimmung der Werkstoffkennwerte dieses Kiefers erfordert zerstörende Prüfverfahren. Nach Abschluss laufender Untersuchungen werden diese durchgeführt.

Zusammenfassung und Ausblick (In-vitro-Versuche am Humanpräparat im Vergleich zur FE-Simulation in silico)

Die Funktionsfähigkeit des Projektbereiches B des SFB 438, insbesondere des Experimentalinstrumentariums wurde gezeigt. Verfahren und Qualität (Diagnostik, Berechnung, Experiment, Messung mit motion capture) derzeit mit weiteren Unterkiefern humaner Herkunft verbessert. Die geringe Verfügbarkeit entsprechender Präparate ermöglichte dies bis dato nicht.

5 Zusammenfassung

Für die plastische, traumatologische und Tumor-Chirurgie des Unterkiefers steht eine Vielzahl möglicher operativer Versorgungsmöglichkeiten zur Verfügung, dennoch wird dieses Gebiet intensiv erforscht, um verschiedene Operationsmethoden, neue Werkstoffe und Implantatgestaltungen nutzbar zu machen (Kap. 1.2). Hinsichtlich der experimentellen Bewertung entsprechender Implantate wurden bisher recht einfache und uneinheitliche Prüfmethoden publiziert; theoretische Betrachtungen, wie sie heute vermehrt zum Einsatz kommen, entbehren verlässlicher Eingangsdaten (Kap. 2, Kap. 3.1). Es besteht also Bedarf an einheitlichen Prüfprotokollen, sowie an der Zusammenführung von Modell und Experiment.

Ein spezieller Prüfstand für die Fragestellungen des menschlichen Kausystems, bzw. diesbezügliche Modelle und Implantate, wurde hier entwickelt, vorgestellt und angewendet. An den Kiefergelenken wurden die Reaktionskräfte bei definierten Öffnungs- und Lastfällen (Kap. 3.4) gemessen. Unter Berücksichtigung der zunächst vereinfachenden Anordnung entsprechen diese Ergebnisse den theoretischen Ergebnissen von Koolstra et al. und Korioth et al.. Unter Zugrundelegung der Folgerung, dass spezielle Gelenksituationen eine kritische Belastung des Gelenkbereiches bewirken, wurden in den Versuchen zu plattenlosen Osteosynthesen am Kiefergelenk (Kap. 4.1) und Platten- bzw. Staples-Osteosynthese am Corpus Mandibulae (Kap. 4.2) einige "worst cases" identifiziert. Insgesamt können die Ergebnisse (Kap. 4) hinsichtlich der Auslenkungsfreiheiten reponierter Unterkieferfragmente aufgrund der verwendeten Messtechnik als Fortschritt im Vergleich zu früheren Untersuchungen angesehen werden.

Am Humanpräparat wurden sowohl experimentell als auch in einer numerischen Simulation definierte Belastungssituationen hergestellt (Kap. 4.3). Trotz gewisser Beschränkungen wird gezeigt, dass sich experimentelle und numerische Methoden ergänzen und so adäquate Werkzeuge zur wechselseitigen Optimierung darstellen. Die Weiterführung mit weiteren biologischen Proben wird hier auch aufgrund statistischer Methoden den Erfahrungsschatz vergrößern und die Qualität von Simulation und Experiment verbessern.

Im Vergleich zu früheren Versuchsaufbauten (Kapitel 2.2) stellt der *Mandibulator* einen vielseitigen Simulator dar, an dem eine Vielfalt ganz spezieller Fragestellungen untersucht

werden kann. Außerdem erlaubt das Gerät entwicklungsbegleitende Zeitstand-, Ermüdungs- oder Dauerfestigkeitsprüfungen von Implantaten.

6 Ausblick

Zukünftig ermöglicht der Spezialprüfstand (*Mandibulator*) die experimentelle Umsetzung der mathematischen Modelle. Dies betrifft statische und dynamische multidirektionale Belastungen.

Die Robustheit der Konstruktion hat sich bereits in Dauerprüfungen (10^6 Zyklen) von Rekonstruktionsplatten bewährt.

Seit kurzem stehen neben den fünf kraftgesteuerten Antrieben elf weitere zur Verfügung, die optional kraft- oder weggesteuert auf den Unterkiefer einwirken können. Als Steuerparameter für weitere experimentelle Untersuchungen unter Einbeziehung der Kinematik sind Bewegungsanalysen geplant. Anhand gegebener Bisskräfte und Wege der muskelsimulierenden Antriebe (als Steuergrößen) können die simulierten "Muskelkräfte" gemessen und mit theoretischen Betrachtungen verglichen werden. Bei einer experimentellen Realisierung kauähnlicher Bewegungen unter Belastung der Bezahlung werden so neue Erkenntnisse über die beim Kauen auftretenden Muskelaktivitäten erwartet.

7 Anhang

7.1 Literaturverzeichnis

- [1] Ahn, D.K.; Sims, C.D.; Randolph, M.A.; O'Connor, D.; Butler, E.M.; Amarante, M.T.J.; Yaremchuk, M.J.: Craniofacial skeletal fixation using biodegradable plates and cyanoacrylate glue. *Plast. Reconstr. Surg.* 99, 1508, 1997
- [2] Austermann, K.-H.; Lisiak, O: Untersuchungen zur Biomechanik von Kiefergelenkbrüchen. In: Schuchardt, K.; Schwenzer, N. (Hrsg.): Fortschritte in der Mundkiefergesichtschirurgie. Stuttgart: Thieme, 1980
- [3] Baragar, F.A.; Osborn, J.W.: A model relating patterns of human jaw movement to biomechanical constraints. *J. Biomech.* 17(10), 757-767, 1984
- [4] Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A.: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J. Biomech.* 26 (8), 969–990, 1993
- [5] Choi, B.-H.; Kim, K.-N.; Kim, H.-J.; Kim, M.-K.: Evaluation of condylar neck fracture plating techniques. *J. Cran. Max. Surg.* 27, 109-112, 1999
- [6] Clason, C.: Lösung eines inversen Problems aus der Biomechanik via Finite Elemente. Diplomarbeit, Mathematisches Institut, Ludwig-Maximilians-Universität München, 2001
- [7] DeBoever, J.A.; McCall, W.D.; Holder, S.; Ash, M.M.: Funcional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J. Prosthet. Dent.* 40(3), 326-33, 1978
- [8] Ebid, R.: Kiefer - Kopf - Hals: Biomechanik der Gelenke. Selbstverlag, 2001
- [9] Edwards, J.; Harris, K.S.: Rotation and translation of the jaw during speech. *J. Speech Hearing Res.* 33, 550-562, 1990
- [10] Edwards, T.J.C.; David, D.J.: A comparative study of miniplates used in the treatment of mandibular fractures. *Plast. Reconstr. Surg.* 97(6), 1150-1157, 1996
- [11] Eijden, T.M.G.J. van; Klok, E.M.; Weijs, W.A.; Koolstra, J.H.: Mechanical capabilities of the human jaw muscles with a mathematical model. *Arch. Oral. Biol.* 33(11), 819-826, 1988
- [12] Emshoff, R.; Schonig, H.; Rothler, G.; Waldhart, E.: Trends in the incidence and cause of sport-related mandibular fractures: a retrospective analysis. *J. Oral. Maxillofac. Surg.* 55, 585-592, 1997
- [13] Faulkner, M.G.; Hatcher, D.C.; Hay, A.: A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading. *J. Biomech.* 20(19), 997-1002, 1987

-
- [14] Foley, W.L.; Beckmann, J.W.: In vitro comparision of screw vs plate fixation in the sagittal split osteotomy. *Int. J. Adult. Orthod. Orthognath. Surg.* 7, 147-151, 1992
 - [15] Härlé, F.; Champy, M.; Terry, B.C.: *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Miniplates, Microplates and Screws*. Stuttgart: Thieme, 1999
 - [16] Hammer, B.; Ettlin, D.; Rahn, B.; Brein, J.: Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different plate and screw configurations. *J. Cranio. Maxillo. Fac. Surg.* 23, 321-324, 1995
 - [17] Hart, R.T.; Hennebel, V.V.; Thongpreda, N.; Buskirk, W.C. van; Anderson, R.C.: Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study. *J. Biomech.* 25, 261–286, 1992
 - [18] Hatcher, D.C.; Faulkner, M.G.; Hay,A.: Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular joint loading. *J. Porst. Dent.* 55(3), 377-384, 1986
 - [19] Haug, R.H.; Fattahi, T.T., Goltz, M.: A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J. Oral. Maxillofac. Surg.* 59, 1199-1210, 2001
 - [20] Hayashi, T.; Ishioka, K.: A three-dimensional measurement system for human jaw movements using a photoelectric camera. *Front. Med. Biol. Eng.* 3(3), 205-209, 1991
 - [21] Hochban, W.; Ellers, M.; Umstadt, H.E.; Juchems, K.I.: Zur operativen Reposition und Fixation von Unterkiefergelenkfortsatzfrakturen von enoral. In: Schwenzer, N.: *Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie*. Bd. 41, 80-85. Stuttgart: Thieme, 1996
 - [22] Horch, H.-H. (Hrsg.): *Praxis der Zahnheilkunde*. München: Urban und Schwarzenberg, 1997
 - [23] Joos, U.; Piffko, J.; Meyer, U.: Neue Aspekte in der Versorgung von Unterkieferfrakturen. *Mund-Kiefer-Gesichts-Chir.* 5, 2-16, 2001
 - [24] Kaiser, E.: persönliche Mitteilung, 2000
 - [25] Ko, C.-C.; Swift, J.Q.; DeLong, R.; Douglas, W.H.; Kim, Y.I.; An, K.-N.; Chang, C.-H.; Huang, H.-L.: an intra-oral hydraulic system for controlled loading of dental implants. *J. Biomech.* 35, 862-869, 2002
 - [26] Kober, C.: Verbundwerkstoffe mit Formgedächtnismaterial: Modellierung als Schichtaufbau und numerische Simulation. Dissertation, Technische Universität München, 1997

-
- [27] Kober, C.; Sader, R.; Thiele, H.; Bauer, J.-H.; Zeilhofer, H.-F.; Hoffman, K.-H.; Horch, H.-H.: Spannungsanalyse des menschlichen Unterkiefers bei traumatologischen Standardsituationen mittels numerischer Simulation. Mund-Kiefer-Gesichts-Chir. 5, 114-119, 2001
 - [28] Koolstra, J.H.; Eijden, T.M.G.J. van: A method to predict muscle control in the kinematically ad mechanically indeterminate uman masticatory system. J. Biomech. 34, 1179-1188, 2001
 - [29] Koolstra, J.H.; Eijden, T.M.G.J. van: Application and validation of a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system in vivo. J. Biomech. 25(2), 175-187, 1992
 - [30] Koolstra, J.H.; Eijden, T.M.G.J. van: Biomechanical Analysis of Jaw-closing Movements. J. Dent. Res. 74(9), 1564-1570, 1995
 - [31] Koolstra, J.H.; Eijden, T.M.G.J. van: Influence of dynamical properties of the human masticatory muscles on Jaw closing Movements. Eur. J. Morphology 34(1), 11-18, 1996
 - [32] Koolstra, J.H.; Eijden, T.M.G.J. van: Three-dimensional dynamical capabilities of the human mysticatory muscles. J. Biomech 21, 145-152, 1999
 - [33] Koolstra, J.H.; Eijden, T.M.G.J. van; Weijns, W. A.; Naeije, M.: A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. J. Biomech. 21(7), 563-576, 1988
 - [34] Korioth, T.W.P.; Romilly, D.P.; Hannam, A.G.: Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. Am. J. Phys. Anthropol. 88, 69-96, 1992
 - [35] Korioth, T.W.P., Hannam, A.G.: Effect of bilateral asymmetric tooth clenching on load distribution at the mandibular condyles. J. Prost. Dent. 64(1), 62-73, 1990
 - [36] Krämer, K.; Lierse, W.; Platzer et al. (Hrsg.): Chirurgische Operationslehre, Bd. 8: Schädel. Stuttgart: Thieme 1997
 - [37] Kroon, F.H.M.; Mathisson, M.; Cordey, J.R.; Rahn, B.A.: The use of miniplates in mandibular fractures. J. Crano-Fac. Surg. 19, 199-204, 1991
 - [38] Kubine-Meesenburg, D.; Nägerl, H.; Klamt, B.: The biomechanical relation between incisal and condylar guidance in man. J. Biomech. 21(12), 997-1009, 1988

-
- [39] Kukiz, P.; Pistner, H.; Priessnitz, B.; Reuther, J.F., Thull, R.: Rechnergestütztes piezokeramisches miniaturisiertes Kaukraftmesssystem. Biomed. Tech. 40, Erg. 1, 381-382, 1995
 - [40] Laster, Z.; MacBean, A.D.; Ayliffe, P.R.; Newlands, L.C.: Fixation of a frontozygomatic fracture with a shape-memory staple. Brit. J. Oral. Maxillofac. Surg. 39, 324-325, 2001
 - [41] Lafreniere, C.M.; Lamontagna, M.; El-Sawy, R.: The role of the lateral pterygoid muscles in TMJ disorders during static conditions. J. Craniomand. Prac. 15(1), 38-52, 1997
 - [42] Lehmann, K.M.: Einführung in die Zahnersatzkunde. 6. Aufl. München, Wien Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1988
 - [43] Lischka, M.; Schieferstein, H.; Schreiber, U.; Steinhauser, E.; Gradinger, R.: Sonderprüfstand zur Simulation von in-vivo-Belastungsmustern. In: Jamal R.; Jaschinski H. (Hrsg.): Virtuelle Instrumente in der Praxis: Begleitband zum Kongress Virtuelle Instrumente in der Praxis (VIP) 2000. Heidelberg: Hüthig, 2000
 - [44] Lundgren, D.; Laurell, L.: Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. Part I: bilateral end abutments. 57-71. Part II: unilateral prosterior two-unit. candlevers. J. Oral Reh. 13, 191-203, 1986
 - [45] Manns, A.; Miralles, R.; Palazzi, C.: EMG, bite force, and elongation of the masseter unter isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension. J. Prost. Dent. 42(6), 674-682, 1979
 - [46] Mao, J.; Osborn, J.W.: Direction of a bite force determines the pattern of activity in jaw-closing muscles. J. Dent. Res. 73(5), 1112-1120, 1994
 - [47] May, B.; Saha, S.; Saltzman, M.: A three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading. J. Clin. Biomech. 16, 489-495, 2001
 - [48] McMinn, R.M.H.; Hutchings, R.T.; Logan, B.M.: Anatomie der Kopf- und Halsregion. Ein Farbatlas für Lehre und Praxis. München: Verlag zahnärztlich-medizinisches Schrifttum. 1983
 - [49] Meyer, C.; Kahn, J.-L.; Boutemy, P.; Wilk, A.: Determination of the external forces applied to the mandible during various chewing tasks. J. Cran. Max. Surg. 26, 331-341, 1998

-
- [50] Meyer, C.; Kahn, J.-L.; Lambert, A.; Boutemy, P.; Wilk, A.: Development of a static simulator of the mandible. *J. Cran. Max. Surg.* 28, 278-286, 2000
 - [51] Meyer, U.; Vollmer, D.; Homann, C.; Schuon, R.; Benthaus, S.; Vegh, A.; Felszegi, E.; Joos, U.; Piffko, J.: Experimentelle und Finite-Elemente-Analyse und Biomechanik des Unterkiefers unter Belastung. *Mund-Kiefer-Gesichts-Chir.* 4, 14-20, 2000
 - [52] Morgan, D.H.; House, L.R.; Hall, W.P.; Vamvas, S.J. (Eds.): *Das Kiefergelenk und seine Erkrankungen*. Berlin: Quintessenz, 1985
 - [53] Nägerl, H.; Kubein-Messenburg, D.; Fanghänel, J.; Berndt, A.: Retrusive Gelenkfunktion und Stabilitätsbereich der Mandibula. *Dt. Zahnärztl. Z.* 45, 51-53, 1990
 - [54] Natali, A.N.; Meroi, E.A.: A review of the biomechanical properties of bone as a material. *J. Biomed. Eng.* (11), 266–275, 1988
 - [55] Neeman, H.; McCall, W.; Plesh, O.; Bishop, B.: Analysis of jaw movements and masticatory muscle activity. *Comp. Meth. Prog. Biomed.* 31, 19-32, 1990
 - [56] Neff, A.; Kolk, A.; Deppe, H.; Horch, H.-H.: Neue Aspekte zur Indikation der operativen Versorgung intraartikulärer und hoher Kiefergelenksfrakturen. *Mund-Kiefer-Gesichts-Chir.* 3, 24-29, 1999
 - [57] Neff, A.; Kolk, A.; Horch, H.-H.: Position und Beweglichkeit des Discus articularis nach operativer Versorgung diakapitulärer und hoher Kiefergelenksfrakturen. *Mund-Kiefer-Gesichts-Chir.* 4, 111-117, 2000
 - [58] Neff, A.; Kolk, A.; Junker, A.; Horch, H.-H.: Bedeutung des Bruchspaltverlaufs diakapitulärer Frakturen für das postoperative funktionelle Ergebnis. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 55(8), 559-562, 2000
 - [59] Neff, A.: persönliche Mitteilung, 2000
 - [60] Neff, A.: Funktionsstabile Osteosynthese bei Frakturen der Gelenkwalze: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen. *Habilitationsschrift, Medizinische Fakultät der Technischen Universität München*, eingereicht 2002
 - [61] Neill, D.J.; Kydd, W.L.; Nairm, R.I.; Wilson, J.: Functional loading of the dentition during mastication. *J. Prost. Dent.* 62, 218-228, 1989
 - [62] Osborn, J.W.: Biomechanical implications of lateral pterygoid contribution to biting and jaw opening in humans. *J. Biomech.* 40(12), 1099-1108, 1995

-
- [63] Osborn, J.W.; Baragar, F.A.: Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: symmetric vertical bite forces. *J. Biomech.* 18(8), 599-612, 1985
 - [64] Ostry, D.J.; Flanagan, J.R.: Human jaw movement in mastication and speech. *Arch. oral. Biol.* 34(9), 685-693, 1989
 - [65] Ottenhoff, F.A.M.; Bilt, A. van der; Glas, H.W. van der; Bosman, F.: Control of elevator muscle activity during simulated chewing with varying food resistance in humans. *J. Neurophysiol.* 68(3), 933-944, 1992
 - [66] Ottenhoff, F.A.M.; van der Bilt, A.; van der Glas, H.W.; Bosman, F.; Abbink, J.H.: the relationship between jaw elevator muscle surface electromyogram and simulated food resistance during dynamic condition in humans. *J. Oral. Rehab.* 23, 270-279, 1996
 - [67] Pahl, G.; Beitz, W.: Konstruktionslehre: Methoden und Anwendung. 4. Aufl., Heidelberg: Springer, 1997
 - [68] Paphangkorakit, J.; Osborn, J.W.: Effect of jaw opening on the direction and magnitude of human incisal bite forces. *J. Dent. Res.* 75(1), 561-567, 1997
 - [69] Platzter, W.: Taschenatlas der Anatomie. Bd. 1: Der Bewegungsapparat. 6. Aufl. Stuttgart: Thieme, 1991
 - [70] Pschyrembel Klinisches Wörterbuch. 257. Auflage. Berlin: de Gruyter, 1994
 - [71] Ralph, J.P.; Caputo, A.A.: Analysis of stress patterns in the human mandible. *J. Dent. Res.* 54(4), 814-821, 1975
 - [72] Righi, E.; Carta, M.; Bruzzone, A.A.; Lonardo, P.M.; Marinaro, E.; Pastorino, A.: Experimental analysis of internal rigid fixation osteosynthesis performed with titanium bone screw and plate systems. *J. Crano-Max. Surg.* 24, 53-57, 1996
 - [73] Rohen, J.W.: Funktionelle Anatomie des Menschen: ein kurzgefaßtes Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten. 6. Auflage. Stuttgart: Schattauer. 1990
 - [74] Rozema, F.R.; Otten, E.; Bos, R.R.M.; Boering, G.; Willigen, J.D. van: Computer-aided optimazion and positioning of bone plates and screws used for internal fixation of mandibular fractures. *Int. J. Oral. Maxillofac. Surg.* 21, 373-377, 1992
 - [75] Sawbones Europe [L], Catalogue 2001

-
- [76] Saka, B.: Mechanical and biomechanical measurements of five currently available osteosynthesis systems of self-tapping screws. *B. J. Oral-Max. Surg.* 38, 70-75, 2000
 - [77] Schreiber, S.: Ein neues Gerät zur Messung und Registrierung von Kaukräften. *Zahnärztliche Rundschau* 66, 127-131, 1957
 - [78] Schumacher, G.-H.: Anatomie: Lehrbuch und Atlas. Bd. 1: Kopf. 2. Auflage. Leipzig: J.A. Barth, 1991
 - [79] Schwenzer, K.C.: persönliche Mitteilung, 2002
 - [80] Schwenzer, N.: persönliche Mitteilung, 2003
 - [81] Schwenzer, N.; Ehrenfeld, M.: *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde* 3 Bde. Stuttgart: Thieme, 2002
 - [82] Shetty, V.; McBrearty, D.; Fourney, M.; Caputo, A.A.: 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.* 53, 791-801, 1995
 - [83] Siebert, G.K.: *Atlas der Zahnärztlichen Funktionsdiagnostik*. München: Carl-Hanser 1996, 48
 - [84] Sikes, J.W.; Smith, B.R.; Mukherjee, D.P.; Coward, K.A.: Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws, in fracture and reconstruction models. *J. Oral. Maxillofac. Surg.* 56, 468-473, 1998
 - [85] Sobotta, J.: *Atlas der Anatomie des Menschen*. Bd. 1: Kopf, Hals, obere Extremitäten. 18. Aufl. München: Urban & Schwarzenberg, 1982
 - [86] Sonnenburg, M.; Härtel, J.: Biomechanische Untersuchungen verschiedener Osteosyntheseverfahren am spannungsoptischen Unterkiefermodell. *Stomatol. DDR* 28, 83-94, 1978
 - [87] Standlee, J.P.; Caputo, A.A.; Ralph, J.P.: The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint. *J. Oral. Rehab.* 8, 391-400, 1981
 - [88] Strackee, S.D.; Kroon, F.H.M.; Bos, K.E.: Fixation methods in mandibular reconstruction using fibula grafts: a comparative study into the relative strength of three different types of osteosyntheses. *Head Neck* 23, 1-7, 2001
 - [89] Tams, J.; Loon, J.-P. van; Otten, E.; Rozema, F.R.; Bos, R.R.M.: A three-dimensional study of bending and torsion moments for different fracture sites in the mandible: an in vitro study. *J. Oral. Maxillofac. Surg.* 26, 383-388, 1997
 - [90] Technische Universität München; Universität Augsburg; Deutsche Forschungsgemeinschaft: Sonderforschungsbereich 438: Mathematische

- Modellierung, Simulation und Verifikation in materialorientierten Prozessen und intelligenten Systemen. <http://www-m6.ma.tum.de/sfb438>
- [91] Umetani, B.Y.; Inoi, M.: Movement and function of mandible - a simplified morphological model of mandible. *Anat. Anz. Jena* 165, 193-196, 1988
 - [92] Vose, G.P.; Kubala A.L.: Bone strength - its relation to x-raydetermined ash content. *Human Biology* (6), 659-667, 1959
 - [93] Wang, H.: Bestimmung von Strömungsmerkmalen an der Stabilitätsgrenze eines Verdichters. Dissertation, Technische Hochschule Darmstadt, 1994
 - [94] Wang, L.; Sadler, J.P.; Breeding, L.C.: A robotic system for testing dental implants. *Mech. Mach. Theor.* 33(5), 583-595, 1998
 - [95] Wintermantel, E.; Ha, S.-W.: Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren. Heidelberg, Berlin, New York, Tokyo: Springer, 2002
 - [96] Yatabe, M.; Zwijnenburg, A.; Megens, C.C.E.J.; Naeije, M.: Movements of the mandibular condyle kinematic center during jaw opening and closing. *J. Dent. Res.* 76(2), 714-719, 1997
 - [97] Ziccardi, V.B.; Schneider, R.E.; Kummer, F.J.: Wurzburg Lag screw plate vs four-hole miniplate for the treatment of condylar neck fractures. *J. Oral. Max. Surg.* 55, 602-606, 1997

7.2 Herstellerverzeichnis

- [A] Ethicon, Inc., Somerville, New Jersey, USA, www.ethiconinc.com
- [B] Harken, Inc., Pewaukee, Wisconsin, USA, www.harken.com; Vertrieb: Peter Frisch GmbH, Isar-Ring 11, D-80805 München, Tel. +49/89/365075, Fax +49/89/365078
- [C] Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Im Tiefen See 45, D-64293 Darmstadt, Tel. +49/6151/8030, Fax +49/6151/8039100, www.hbm.de
- [D] Item Bayern GmbH, Kronwiedstr. 3, D-85088 Vohburg, Tel. +49/8457/929111, Fax +49/8457/92910, www.item-bayern.de
- [E] Kistler Instrumente GmbH; Vertrieb: Günter Gürke, Obere Hauptstr. 28, D-85386 Eching, Tel. +49/89/3271530, Fax +49/89/32715318, www.kistler-deutschland.de
- [F] Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik Berlin, Takustr. 7, D-14195 Berlin, Tel. +49/30/841850, Fax: +49/30/84185125, amira.zib.de
- [G] Lintec Information Technologies AG, Otto-Schmidt-Str. 22, D-04425 Taucha, Tel. +49/34298/71300, Fax +49/34298/38433; Vertrieb: Cancom IT Systeme AG, Messerschmittstr. 20, D-89343 Scheppach, Tel. +49/8225/9961000, Fax +49/8225/9961033, www.cancom.de
- [H] MHS Hydraulik Systeme GmbH, Siemensstr. 12, D-85716 Unterschleißheim, Tel. +49/89/31700511, Fax +49/89/31700519, www.mhs-hy.com
- [I] National Instruments Germany GmbH, Konrad-Celtis-Str. 79, D-81369 München, Tel. +49/89/7413130, Fax +49/89/7146035, www.ni.com/germany
- [J] Normed Medizintechnik GmbH, Ulrichstr. 7, D-78532 Tuttlingen, Tel.: +49/7461/934312, Fax +49/7461/934320
- [K] Rosenberger Tauwerk GmbH, Poststr. 11, D-95192 Lichtenberg, Tel. +49/9288/710, Fax +49/9288/7124, www.liros.com; Vertrieb: Sporthaus Schuster GmbH, Rosenstr. 1-5, D-80331 München, Tel. +49/89/237070, Fax +49/89/23707112
- [L] Sawbones Europe AB, Krossverksgatan 3, S-21616 Malmö, Schweden, Tel. +46/40/163040, Fax +46/ 40/164842, www.sawbones.se
- [M] Simi Reality Motion Systems GmbH, Postfach 1518, D-85705 Unterschleißheim, Tel. +49/89/3214590, Fax +49/89/32145916, www.simicom

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

7.3 Formelverzeichnis

Gleichung 2.1 Bewegungsraum des Unterkiefers relativ zum Schädel [3].....	21
Gleichung 2.2 Statisches Gleichgewicht der Kräfte und Momente von Muskeln, Zähnen und Gelenken.....	23
Gleichung 2.3 Optimierendes Funktional	24
Gleichung 2.4 Instabilitätsfaktor nach Shetty et al. [82].....	34
Gleichung 4.1 Transformation der Rohwinkel in reine Winkel.....	93
Gleichung 4.2 Instabilitätsfaktor gem. Shetty et al. [82]	93

7.4 Tabellenverzeichnis

Tabelle 0.1 Zähne des Unterkiefers.....	ii
Tabelle 1.1 Die eigentliche Kaumuskulatur.....	6
Tabelle 1.2 Die obere Zungenbeinmuskulatur	7
Tabelle 1.3 Unterkieferbewegungen und Kaumuskulatur.....	10
Tabelle 1.4 Auswahl Osteosynthesematerial	15
Tabelle 2.1 Übersicht publizierter mathematischer Modelle	26
Tabelle 2.2 Übersicht publizierter experimenteller Untersuchungen.....	39
Tabelle 2.3 Übersicht publizierter Messungen an Menschen	43
Tabelle 3.1 Von Rechner und Programmierung zu verarbeitende Werte	59
Tabelle 3.2 Übersicht der Komponenten des Mandibulators.....	62
Tabelle 3.3 Klinische und experimentelle Kieferöffnung, vgl. Abbildung 3.20, Seite 71.....	69
Tabelle 4.1 Verformung bei PDS-Pins, 0 mm und 35 mm Öffnung (200 N)	84
Tabelle 4.2 Winkelauslenkungen bei 40 N (ipsilateral/incisal/contralateral)	95
Tabelle 4.3 Mittelwertabweichung bei einer Last von 40 N	95

7.5 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 0.1 Achsen, Ebenen und Richtungen am Kopf (modifiziert nach [78]).....	i
Abbildung 0.2 Zähne des Unterkiefers	i
Abbildung 1.1 Abstrahiertes Schema der Kopf-Hals-Region nach Brodie [22].....	3
Abbildung 1.2 Funktionell-anatomische Darstellung der Muskeln am Unterkiefer [73]	4
Abbildung 1.3 Wichtigste Mundschließer: <i>Musculus temporalis</i> (o.) und <i>Musculus masseter</i> (u.) [73].....	5
Abbildung 1.4 <i>Musculi pterygoidei medialis</i> und <i>lateralis</i> . Sichtbar durch das rechteckige Fenster [73]	6
Abbildung 1.5 Mandibula: laterale [69] und vertikale [85] Ansicht	8
Abbildung 1.6 Beschreibung der Unterkieferbewegungen anhand der medialen Ecken der Schneidezähne (li.) bzw. anhand des Gelenkkopfes (re.) [42].....	9
Abbildung 1.7 Gefäße und Nerven der Mandibula [15]	11
Abbildung 1.8 Trajektorien bzw. Hauptspannungsgradienten (3a, 3b, 4) [81].....	12

Abbildung 1.9 Auswahl typischer Frakturverläufe	12
Abbildung 1.10 Überbrückung eines Defekts mittels drahtfixiertem Transplantat (links), maxillo-mandibuläre Fixation (rechts) [15].....	13
Abbildung 1.11 Defektüberbrückung mittels Rekonstruktionsplatte [15].....	14
Abbildung 2.1 Humane Unterkiefer und porciner Unterkiefer im Vergleich; Maßstab ca. 1:2	18
Abbildung 2.2 Bandapparat des Kiefergelenks: lig. temporomandibulare, lig. sphenomandibulare und lig. stylomandibulare [52].....	20
Abbildung 2.3 Projektion in Medianebene der Wirkungsrichtungen der Hauptkaumuskeln [3]	22
Abbildung 2.4 Verhältnis einzelner Muskelkräfte zur Bisskraft am Eck- (Ca) bzw. Backenzahn (M2) in Abhängigkeit zum Winkel der Gelenkreaktionskraft [3]	22
Abbildung 2.5 Verhältnis von Gelenkreaktionskräften zu Bisskräften bei konstanter Kieferöffnung [13]	23
Abbildung 2.6 Versuchsaufbau nach Choi [5]: Mandibula ist incisal eingespannt und wird am Gelenk durch den Stempel einer Standardprüfmaschine belastet	28
Abbildung 2.7 Experimenteller Aufbau nach Foley	29
Abbildung 2.8 Versuch nach Haug et al. [19].....	30
Abbildung 2.9 Versuch nach Joos et al. [23]	31
Abbildung 2.10 Versuchsaufbau nach Kroon et al. [36]	32
Abbildung 2.11 Versuchsaufbau nach Meyer et al. [50]: oben Gesamtansicht; unten: Kiefer im Detail	33
Abbildung 2.12 Belastung nach Righi et al. [72]	34
Abbildung 2.13 Messungen und Apparatur von Shetty [82]	35
Abbildung 2.14 Versuch nach Sikes [84] an Rippenknochen	36
Abbildung 2.15 Versuch nach Sonnenburg et al. [86]	37
Abbildung 2.16 Belastung und Messung nach Tams et al. [89]	38
Abbildung 2.17 Untersuchung nach Ottenhoff	41
Abbildung 2.18 EMG- und Bisskraftmessung [67]	42
Abbildung 3.1 Zusammenarbeit im Projektbereich B des SFB 438 zwischen Numerik und Experiment	48
Abbildung 3.2 Aufgaben des zu konzipierenden Prüfstandes	49
Abbildung 3.3 Versuch abstrakt.....	50
Abbildung 3.4 Versuch komplex	51
Abbildung 3.5 Blockschaltbild des Versuchsstandes	53
Abbildung 3.6 Blockschaltbild PC-Regler-Zylinder-PC	55
Abbildung 3.7 Ausschnitt aus der eigenen Programmierung des Prozessrechners: Die Leitungen übergeben Werte, Tabellen (je nach Breite und Farbe) zwischen den Operatoren und Unterprogrammen	57
Abbildung 3.8 Benutzeroberfläche des Programms zur Steuerung und Messwerteerfassung	58
Abbildung 3.9 Blockschaltbild Versuchparameter-Programm-Versuch-Messwerte	59
Abbildung 3.10 Blockschaltbild Versuch-Kamera-Videodatenauswertung	62
Abbildung 3.11 Mandibulator	64
Abbildung 3.12 Gesamtlösung (Versuchsaufbau inklusive Bewegungserfassungssystem)	64
Abbildung 3.13 Stufenlos verstellbares Kiefergelenk.....	65
Abbildung 3.14 Unterkiefermodell Typ 1337, [L].....	69
Abbildung 3.15 Messung des Abstandes der Schneidezahnkanten	69
Abbildung 3.16 Ebenen und Winkel des maxillo-mandibulären Systems [42]	69
Abbildung 3.17 Referenzschädel [L]	70
Abbildung 3.18 Interkondylärwinkel in Horizontalebene [42]	70
Abbildung 3.19 Belastungsschema abstrakter Versuch	71

Abbildung 3.20 Bzgl. Mundöffnung standardisierte Versuche, vgl. Tabelle 3.3, Seite 69	71
Abbildung 3.21 Protrusion prinzipiell.....	72
Abbildung 3.22 Protrusion im Experiment	73
Abbildung 3.23 Umsetzung des Versuches.....	74
Abbildung 3.24 Kunststoffkiefer bei incisaler Belastung	74
Abbildung 3.25 Statische und zyklische, symmetrische und asymmetrische Belastung des Kiefers	76
Abbildung 3.26 Gelenkkräfte bei unterschiedlicher inzisaler Mundöffnung und Lasteinleitung	77
Abbildung 3.27 Gelenkkräfte und Exzentrität	78
Abbildung 4.1 Gelenkfrakturen: diagnostisch (o.); Klassifikation (u.) [56]	79
Abbildung 4.2 Mit Kleinfragmentschrauben versorgte Gelenkwalzenfraktur	80
Abbildung 4.3 Frontale (li.) und transversale (re.) Kameraperspektive bei resorbierbaren Schrauben und 200 N incisaler Last.....	82
Abbildung 4.4 Frontale (li.) und transversale (re.) Kameraperspektive bei Pins und 200 N incisaler Last	82
Abbildung 4.5 Vergleich der Osteosynthesen, Frakturtyp A, ipsilaterale Belastung, 35 mm exzentrisch.....	83
Abbildung 4.6 Incisaler Belastung in zentrischer Kondylenposition (Öffnung 0 mm)	85
Abbildung 4.7 Typ C Frakturen bei incisaler Belastung, ipsilateral exzentrische Position bei 35 mm.....	86
Abbildung 4.8 Typ B, incisale Belastung: zentrische Kondylenposition Position bei 0 mm Öffnung vs. ipsilateral exzentrische Kondylenposition Position bei 35 mm Öffnung.....	86
Abbildung 4.9 Typ A, incisale Belastung: zentrische Kondylenposition bei 0 mm Öffnung vs. ipsilateral exzentrische Kondylenposition bei 35 mm Öffnung	87
Abbildung 4.10 Typ C, incisale Belastung: zentrische Kondylenposition Position bei 0 mm Öffnung	87
Abbildung 4.11 Montage der Staples. Links unterkühlt, rechts nach Wiedererwärmung auf RT [J].....	91
Abbildung 4.12 Mit Miniplatten im Eckzahnbereich (Pos. 3) versorger Unterkiefer	92
Abbildung 4.13 Untersuchungen ohne (l.) und mit (r.) Einbeziehung der Musculi pterygoidei mediales.....	94
Abbildung 4.14 Schema der Lasteinleitung	94
Abbildung 4.15 Laterale und frontale Ansicht des Kiefers aus Kameraperspektive	97
Abbildung 4.16 Oberflächendarstellung mit ca. 112000 Dreiecken (l.) des vereinfachten Dreiecknetzes mit ca. 20000 Dreiecken (r.)	99
Abbildung 4.17 Drahtgitterdarstellung des Volumengitters aus ca. 10000 Tetraedern	100
Abbildung 4.18 Vergleich der Simulationsergebnisse (durchgezogen) mit den experimentellen Daten (gestrichelt)	101
Abbildung 4.19 Visualisierung der Simulation des Lastfalls 80 N.....	102

7.6 Danksagung

Herrn Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart, Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften der Technischen Universität München, für die kurzfristige Übernahme des Hauptreferates.

Herrn Prof. Dr.med. Dr.med.dent. Dr.Dr.h.c. Norbert Schwenzer, Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Eberhard-Karls-Universität Tübingen für die Übernahme des Korreferates.

Der Leitung und den Kollegen des Sonderforschungsbereiches 438: Prof. Dr. Martin Brokate, Prof. Dr. Martin Bungartz, Dipl.-Math. Christian Clason, Marlis Clason, apl. Prof. Dr. Andreas Hinz, Prof. Dr. Dr.h.c.mult. Karl-Heinz Hoffmann, Dipl.-Math. Jan Christoph Wehrstedt, Prof. Dr. Christoph Zenger.

Der Leitung und den ärztlichen Kollegen von der Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie der TU München: Prof. Dr. Dr. Dr.h.c. Hans-Henning Horch, Stefan Koch, Dr. Andreas Kuhn, Dr. Gabriele Mühlberger, Priv.-Doz. Dr. Dr. Andreas Neff, Prof. Dr. Dr. Hans-Florian Zeilhofer.

Der Deutschen Forschungsgemeinschaft, die durch den Sonderforschungsbereich 438 die Mittel zur Bearbeitung dieser Aufgabe bereit gestellt hat.

Der Fakultät für Medizin der TU München für die Fördermittel der Klinischen Forschung (Nr. 45-98).

Der Feinmechanischen Werkstatt des Institutes für Experimentelle Onkologie und Therapieforschung (Dir.: Prof. Dr. Bernd Gängbacher) der TU München: Günther Gürtner und Willi Regnet.

Der Leitung der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der TU München: Prof. Dr. Reiner Gradinger, Priv.-Doz. Dr. Wolfram Mittelmeier.

Meinen Kollegen des Labors für Biomechanik: Dr.med. Dipl.-Ing. Rainer Bader, Dipl.-Ing. Stefan Lehner, Dipl.-Ing. Ulrich Schreiber und Dr.-Ing. Erwin Steinhauser mit den Zivildienstleistenden Sebastian Büttner, Stefan Lang und Dipl.-Phys. Markus Lischka MA.

iwb Forschungsberichte Band 1–121

Herausgeber: Prof. Dr.-Ing. J. Milberg und Prof. Dr.-Ing. G. Reinhart, Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften der Technischen Universität München

Band 1–121 erschienen im Springer Verlag, Berlin, Heidelberg und sind im Erscheinungsjahr und den folgenden drei Kalenderjahren erhältlich im Buchhandel oder durch Lange & Springer, Otto-Suhr-Allee 26–28, 10585 Berlin

- | | | | |
|----|---|----|---|
| 1 | <i>Streifinger, E.</i>
Beitrag zur Sicherung der Zuverlässigkeit und Verfügbarkeit moderner Fertigungsmittel
1986 · 72 Abb. · 167 Seiten · ISBN 3-540-16391-3 | 14 | <i>Groha, A.</i>
Universelles Zellenrechnerkonzept für flexible Fertigungssysteme
1988 · 74 Abb. · 153 Seiten · ISBN 3-540-19182-8 |
| 2 | <i>Fuchsberger, A.</i>
Untersuchung der spanenden Bearbeitung von Knochen
1986 · 90 Abb. · 175 Seiten · ISBN 3-540-16392-1 | 15 | <i>Riese, K.</i>
Klippsmontage mit Industrierobotern
1988 · 92 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-19183-6 |
| 3 | <i>Maier, C.</i>
Montageautomatisierung am Beispiel des Schraubens mit Industrierobotern
1986 · 77 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-16393-X | 16 | <i>Lutz, P.</i>
Leitsysteme für rechnerintegrierte Auftragsabwicklung
1988 · 44 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-19260-3 |
| 4 | <i>Summer, H.</i>
Modell zur Berechnung verzweigter Antriebsstrukturen
1986 · 74 Abb. · 197 Seiten · ISBN 3-540-16394-8 | 17 | <i>Klippel, C.</i>
Mobiler Roboter im Materialfluß eines flexiblen Fertigungssystems
1988 · 86 Abb. · 164 Seiten · ISBN 3-540-50468-0 |
| 5 | <i>Simon, W.</i>
Elektrische Vorschubantriebe an NC-Systemen
1986 · 141 Abb. · 198 Seiten · ISBN 3-540-16693-9 | 18 | <i>Rascher, R.</i>
Experimentelle Untersuchungen zur Technologie der Kugelherstellung
1989 · 110 Abb. · 200 Seiten · ISBN 3-540-51301-9 |
| 6 | <i>Büchs, S.</i>
Analytische Untersuchungen zur Technologie der Kugelbearbeitung
1986 · 74 Abb. · 173 Seiten · ISBN 3-540-16694-7 | 19 | <i>Heusler, H.-J.</i>
Rechnerunterstützte Planung flexibler Montagesysteme
1989 · 43 Abb. · 154 Seiten · ISBN 3-540-51723-5 |
| 7 | <i>Hünzinger, J.</i>
Schneiderodierte Oberflächen
1986 · 79 Abb. · 162 Seiten · ISBN 3-540-16695-5 | 20 | <i>Kirchknopf, P.</i>
Ermittlung modaler Parameter aus Übertragungsfrequenzgängen
1989 · 57 Abb. · 157 Seiten · ISBN 3-540-51724-3 |
| 8 | <i>Pilland, U.</i>
Echtzeit-Kollisionsschutz an NC-Drehmaschinen
1986 · 54 Abb. · 127 Seiten · ISBN 3-540-17274-2 | 21 | <i>Sauerer, Ch.</i>
Beitrag für ein Zerspanprozeßmodell Metallbandsägen
1990 · 89 Abb. · 166 Seiten · ISBN 3-540-51868-1 |
| 9 | <i>Barthelmeß, P.</i>
Montagegerechtes Konstruieren durch die Integration von Produkt- und Montageprozeßgestaltung
1987 · 70 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-18120-2 | 22 | <i>Karstedt, K.</i>
Positionsbestimmung von Objekten in der Montage- und Fertigungsautomatisierung
1990 · 92 Abb. · 157 Seiten · ISBN 3-540-51879-7 |
| 10 | <i>Reithofer, N.</i>
Nutzungssicherung von flexibel automatisierten Produktionsanlagen
1987 · 84 Abb. · 176 Seiten · ISBN 3-540-18440-6 | 23 | <i>Peiker, St.</i>
Entwicklung eines integrierten NC-Planungssystems
1990 · 66 Abb. · 180 Seiten · ISBN 3-540-51880-0 |
| 11 | <i>Dress, H.</i>
Rechnerunterstützte Entwicklung flexibel automatisierter Montageprozesse
1988 · 56 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-18799-5 | 24 | <i>Schugmann, R.</i>
Nachgiebige Werkzeugaufhängungen für die automatische Montage
1990 · 71 Abb. · 155 Seiten · ISBN 3-540-52138-0 |
| 12 | <i>Reinhart, G.</i>
Flexible Automatisierung der Konstruktion und Fertigung elektrischer Leitungssäte
1988 · 112 Abb. · 197 Seiten · ISBN 3-540-19003-1 | 25 | <i>Wrede, P.</i>
Simulation als Werkzeug in der Handhabungstechnik
1990 · 125 Abb. · 178 Seiten · ISBN 3-540-52231-X |
| 13 | <i>Bürstner, H.</i>
Investitionsentscheidung in der rechnerintegrierten Produktion
1988 · 74 Abb. · 190 Seiten · ISBN 3-540-19099-6 | 26 | <i>Eibelhäuser, P.</i>
Rechnerunterstützte experimentelle Modalanalyse mittels gestufter Sinusanregung
1990 · 79 Abb. · 156 Seiten · ISBN 3-540-52451-7 |
| | | 27 | <i>Prasch, J.</i>
Computerunterstützte Planung von chirurgischen Eingriffen in der Orthopädie
1990 · 113 Abb. · 164 Seiten · ISBN 3-540-52543-2 |

- 28 Teich, K.
Prozeßkommunikation und Rechnerverbund in der Produktion
1990 · 52 Abb. · 158 Seiten · ISBN 3-540-52764-8
- 29 Pfrang, W.
Rechnergestützte und graphische Planung manueller und teilautomatisierter Arbeitsplätze
1990 · 59 Abb. · 153 Seiten · ISBN 3-540-52829-6
- 30 Tauber, A.
Modellbildung kinematischer Strukturen als Komponente der Montageplanung
1990 · 93 Abb. · 180 Seiten · ISBN 3-540-52911-X
- 31 Jäger, A.
Systematische Planung komplexer Produktionssysteme
1991 · 75 Abb. · 148 Seiten · ISBN 3-540-53021-5
- 32 Hartberger, H.
Wissensbasierte Simulation komplexer Produktionssysteme
1991 · 58 Abb. · 154 Seiten · ISBN 3-540-53326-5
- 33 Tuzcek, H.
Inspektion von Karosserierechteilen auf Risse und Einschnürungen mittels Methoden der Bildverarbeitung
1992 · 125 Abb. · 179 Seiten · ISBN 3-540-53965-4
- 34 Fischbacher, J.
Planungsstrategien zur störungstechnischen Optimierung von Reinraum-Fertigungsgeräten
1991 · 60 Abb. · 166 Seiten · ISBN 3-540-54027-X
- 35 Moser, O.
3D-Echtzeitkollisionsschutz für Drehmaschinen
1991 · 66 Abb. · 177 Seiten · ISBN 3-540-54076-8
- 36 Neber, H.
Aufbau und Einsatz eines mobilen Roboters mit unabhängiger Lokomotions- und Manipulationskomponente
1991 · 85 Abb. · 139 Seiten · ISBN 3-540-54216-7
- 37 Kupec, Th.
Wissensbasiertes Leitsystem zur Steuerung flexibler Fertigungsanlagen
1991 · 68 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-54260-4
- 38 Maulhardt, U.
Dynamisches Verhalten von Kreissägen
1991 · 109 Abb. · 159 Seiten · ISBN 3-540-54365-1
- 39 Götz, R.
Strukturierte Planung flexibel automatisierter Montagesysteme für flächige Bauteile
1991 · 88 Abb. · 201 Seiten · ISBN 3-540-54401-1
- 40 Koepfer, Th.
3D-grafisch-interaktive Arbeitsplanung - ein Ansatz zur Aufhebung der Arbeitsteilung
1991 · 74 Abb. · 126 Seiten · ISBN 3-540-54436-4
- 41 Schmidt, M.
Konzeption und Einsatzplanung flexibel automatisierter Montagesysteme
1992 · 108 Abb. · 168 Seiten · ISBN 3-540-55025-9
- 42 Burger, C.
Produktionsregelung mit entscheidungsunterstützenden Informationssystemen
1992 · 94 Abb. · 186 Seiten · ISBN 3-540-55187-5
- 43 Hößmann, J.
Methodik zur Planung der automatischen Montage von nicht formstabilen Bauteilen
1992 · 73 Abb. · 168 Seiten · ISBN 3-540-5520-0
- 44 Petry, M.
Systematik zur Entwicklung eines modularen Programmabaukastens für robotergeführte Klebeprozesse
1992 · 106 Abb. · 139 Seiten · ISBN 3-540-55374-6
- 45 Schönecker, W.
Integrierte Diagnose in Produktionszellen
1992 · 87 Abb. · 159 Seiten · ISBN 3-540-55375-4
- 46 Bick, W.
Systematische Planung hybrider Montagesysteme unter Berücksichtigung der Ermittlung des optimalen Automatisierungsgrades
1992 · 70 Abb. · 156 Seiten · ISBN 3-540-55377-0
- 47 Gebauer, L.
Prozeßuntersuchungen zur automatisierten Montage von optischen Linsen
1992 · 84 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-55378-9
- 48 Schräfer, N.
Erstellung eines 3D-Simulationssystems zur Reduzierung von Rüstzeiten bei der NC-Bearbeitung
1992 · 103 Abb. · 161 Seiten · ISBN 3-540-55431-9
- 49 Wisbacher, J.
Methoden zur rationellen Automatisierung der Montage von Schnellbefestigungselementen
1992 · 77 Abb. · 176 Seiten · ISBN 3-540-55512-9
- 50 Gernich, F.
Laserbearbeitung mit Robotern
1992 · 110 Abb. · 184 Seiten · ISBN 3-540-55513-7
- 51 Eubert, P.
Digitale Zustandessregelung elektrischer Vorschubantriebe
1992 · 89 Abb. · 159 Seiten · ISBN 3-540-44441-2
- 52 Gläss, W.
Rechnerintegrierte Kabelsatzfertigung
1992 · 67 Abb. · 140 Seiten · ISBN 3-540-55749-0
- 53 Helm, H.J.
Ein Verfahren zur On-Line Fehlererkennung und Diagnose
1992 · 60 Abb. · 153 Seiten · ISBN 3-540-55750-4
- 54 Lang, Ch.
Wissensbasierte Unterstützung der Verfügbarkeitsplanung
1992 · 75 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-55751-2
- 55 Schuster, G.
Rechnergestütztes Planungssystem für die flexibel automatisierte Montage
1992 · 67 Abb. · 135 Seiten · ISBN 3-540-55830-6
- 56 Bomm, H.
Ein Ziel- und Kennzahlensystem zum Investitionscontrolling komplexer Produktionssysteme
1992 · 87 Abb. · 195 Seiten · ISBN 3-540-55964-7
- 57 Wendt, A.
Qualitätssicherung in flexibel automatisierten Montagesystemen
1992 · 74 Abb. · 179 Seiten · ISBN 3-540-56044-0
- 58 Hansmaier, H.
Rechnergestütztes Verfahren zur Geräuschminderung
1993 · 67 Abb. · 156 Seiten · ISBN 3-540-56053-2
- 59 Dilling, U.
Planung von Fertigungssystemen unterstützt durch Wirtschaftssimulationen
1993 · 72 Abb. · 146 Seiten · ISBN 3-540-56307-5

- 60 *Strohmayer, R.*
Rechnergestützte Auswahl und Konfiguration von Zubringereinrichtungen
1993 · 80 Abb. · 152 Seiten · ISBN 3-540-56652-X
- 61 *Glas, J.*
Standardisierter Aufbau anwendungsspezifischer Zellenrechnersoftware
1993 · 80 Abb. · 145 Seiten · ISBN 3-540-56890-5
- 62 *Stetter, R.*
Rechnergestützte Simulationswerkzeuge zur Effizienzsteigerung des Industrieroboter Einsatzes
1994 · 91 Abb. · 146 Seiten · ISBN 3-540-56889-1
- 63 *Dirndorfer, A.*
Robotersysteme zur förderbandsynchronen Montage
1993 · 76 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-57031-4
- 64 *Wiedemann, M.*
Simulation des Schwingungsverhaltens spanender Werkzeugmaschinen
1993 · 81 Abb. · 137 Seiten · ISBN 3-540-57177-9
- 65 *Woenckhaus, Ch.*
Rechnergestütztes System zur automatisierten 3D-Layoutoptimierung
1994 · 81 Abb. · 140 Seiten · ISBN 3-540-57284-8
- 66 *Kummetzsteiner, G.*
3D-Bewegungssimulation als integratives Hilfsmittel zur Planung manueller Montagesysteme
1994 · 62 Abb. · 146 Seiten · ISBN 3-540-57535-9
- 67 *Kugelmann, F.*
Einsatz nachgiebiger Elemente zur wirtschaftlichen Automatisierung von Produktionsystemen
1993 · 76 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-57549-9
- 68 *Schwarz, H.*
Simulationsgestützte CAD/CAM-Kopplung für die 3D-Laserbearbeitung mit integrierter Sensorik
1994 · 96 Abb. · 148 Seiten · ISBN 3-540-57577-4
- 69 *Viethen, U.*
Systematik zum Prüfen in flexiblen Fertigungssystemen
1994 · 70 Abb. · 142 Seiten · ISBN 3-540-57794-7
- 70 *Seehuber, M.*
Automatische Inbetriebnahme geschwindigkeitsadaptiver Zustandsregler
1994 · 72 Abb. · 155 Seiten · ISBN 3-540-57896-X
- 71 *Amann, W.*
Eine Simulationsumgebung für Planung und Betrieb von Produktionsystemen
1994 · 71 Abb. · 129 Seiten · ISBN 3-540-57924-9
- 72 *Schöpf, M.*
Rechnergestütztes Projektinformations- und Koordinationssystem für das Fertigungsvorfeld
1997 · 63 Abb. · 130 Seiten · ISBN 3-540-58052-2
- 73 *Welling, A.*
Effizienter Einsatz bildgebender Sensoren zur Flexibilisierung automatisierter Handhabungsvorgänge
1994 · 66 Abb. · 139 Seiten · ISBN 3-540-580-0
- 74 *Zettlmayer, H.*
Verfahren zur simulationsgestützten Produktionsregelung in der Einzel- und Kleinserienproduktion
1994 · 62 Abb. · 143 Seiten · ISBN 3-540-58134-0
- 75 *Lindl, M.*
Auftragsleittechnik für Konstruktion und Arbeitsplanung
1994 · 66 Abb. · 147 Seiten · ISBN 3-540-58221-5
- 76 *Zipper, B.*
Das integrierte Betriebsmittelwesen - Baustein einer flexiblen Fertigung
1994 · 64 Abb. · 147 Seiten · ISBN 3-540-58222-3
- 77 *Raith, P.*
Programmierung und Simulation von Zellenabläufen in der Arbeitsvorbereitung
1995 · 51 Abb. · 130 Seiten · ISBN 3-540-58223-1
- 78 *Engel, A.*
Strömungstechnische Optimierung von Produktionssystemen durch Simulation
1994 · 69 Abb. · 160 Seiten · ISBN 3-540-58258-4
- 79 *Zäh, M. F.*
Dynamisches Prozeßmodell Kreissägen
1995 · 95 Abb. · 186 Seiten · ISBN 3-540-58624-5
- 80 *Zwaner, N.*
Technologisches Prozeßmodell für die Kugelschleifbearbeitung
1995 · 65 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-58634-2
- 81 *Romanow, P.*
Konstruktionsbegleitende Kalkulation von Werkzeugmaschinen
1995 · 66 Abb. · 151 Seiten · ISBN 3-540-58771-3
- 82 *Kahlenberg, R.*
Integrierte Qualitätssicherung in flexiblen Fertigungszellen
1995 · 71 Abb. · 136 Seiten · ISBN 3-540-58772-1
- 83 *Huber, A.*
Arbeitsfolgenplanung mehrstufiger Prozesse in der Hartbearbeitung
1995 · 87 Abb. · 152 Seiten · ISBN 3-540-58773-X
- 84 *Birkel, G.*
Aufwandsminimierter Wissenserwerb für die Diagnose in flexiblen Produktionszellen
1995 · 64 Abb. · 137 Seiten · ISBN 3-540-58869-8
- 85 *Simon, D.*
Fertigungsregelung durch zielgrößenorientierte Planung und logistisches Störungsmanagement
1995 · 77 Abb. · 132 Seiten · ISBN 3-540-58942-2
- 86 *Nedeljkovic-Groha, V.*
Systematische Planung anwendungsspezifischer Materialflußsteuerungen
1995 · 94 Abb. · 188 Seiten · ISBN 3-540-58953-8
- 87 *Rockland, M.*
Flexibilisierung der automatischen Teilebereitstellung in Montageanlagen
1995 · 83 Abb. · 168 Seiten · ISBN 3-540-58999-6
- 88 *Linner, St.*
Konzept einer integrierten Produktentwicklung
1995 · 67 Abb. · 168 Seiten · ISBN 3-540-59016-1
- 89 *Eder, Th.*
Integrierte Planung von Informationssystemen für rechnergestützte Produktionsysteme
1995 · 62 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-59084-8
- 90 *Deutschle, U.*
Prozeßorientierte Organisation der Auftragsentwicklung in mittelständischen Unternehmen
1995 · 80 Abb. · 188 Seiten · ISBN 3-540-59337-3
- 91 *Dieteler, A.*
Recyclingintegrierte Produktentwicklung
1995 · 68 Abb. · 146 Seiten · ISBN 3-540-60120-1

- 92 *Hechl, Chr.*
Personorientierte Montageplanung für komplexe und varianteureiche Produkte
1995 · 73 Abb. · 158 Seiten · ISBN 3-540-60325-5
- 93 *Albertz, F.*
Dynamikgerechter Entwurf von Werkzeugmaschinen - Gestellstrukturen
1995 · 83 Abb. · 156 Seiten · ISBN 3-540-60608-8
- 94 *Trunzer, W.*
Strategien zur On-Line Bahnplanung bei Robotern mit 3D-Konturfolgesensoren
1995 · 101 Abb. · 164 Seiten · ISBN 3-540-60961-X
- 95 *Fichtmüller, N.*
Rationalisierung durch flexible, hybride Montagesysteme
1996 · 83 Abb. · 145 Seiten · ISBN 3-540-60960-1
- 96 *Trucks, V.*
Rechnergestützte Beurteilung von Getriebestrukturen in Werkzeugmaschinen
1996 · 64 Abb. · 141 Seiten · ISBN 3-540-60599-8
- 97 *Schäffer, G.*
Systematische Integration adaptiver Produktionssysteme
1996 · 71 Abb. · 170 Seiten · ISBN 3-540-60958-X
- 98 *Koch, M. R.*
Autonome Fertigungszeilen - Gestaltung, Steuerung und integrierte Störungsbehandlung
1996 · 67 Abb. · 138 Seiten · ISBN 3-540-61104-5
- 99 *Mocetzauma de la Barrera, J.L.*
Ein dringendes System zur computer- und rechnergestützten Chirurgie
1996 · 99 Abb. · 175 Seiten · ISBN 3-540-61145-2
- 100 *Geuer, A.*
Einsatzpotential des Rapid Prototyping in der Produktentwicklung
1996 · 84 Abb. · 154 Seiten · ISBN 3-540-61495-8
- 101 *Ebner, C.*
Ganzheitliches Verfügbarkeits- und Qualitätsmanagement unter Verwendung von Felddaten
1996 · 67 Abb. · 132 Seiten · ISBN 3-540-61678-0
- 102 *Pischetsrieder, K.*
Steuerung autonomer mobiler Roboter in der Produktion
1996 · 74 Abb. · 171 Seiten · ISBN 3-540-61714-0
- 103 *Köhler, R.*
Disposition und Materialbereitstellung bei komplexen varianteureichen Kleinprodukten
1997 · 62 Abb. · 177 Seiten · ISBN 3-540-62024-9
- 104 *Feldmann, Ch.*
Eine Methode für die integrierte rechnergestützte Montageplanung
1997 · 71 Abb. · 163 Seiten · ISBN 3-540-62059-1
- 105 *Lehmann, H.*
Integrierte Materialfluß- und Layoutplanung durch Kopplung von CAD- und Ablaufsimulationssystem
1997 · 98 Abb. · 191 Seiten · ISBN 3-540-62202-0
- 106 *Wegner, M.*
Steuerungsintegrierte Fehlerbehandlung für maschinennahe Abläufe
1997 · 94 Abb. · 164 Seiten · ISBN 3-540-62656-5
- 107 *Lorenzen, J.*
Simulationsgestützte Kostenanalyse in produktorientierten Fertigungsstrukturen
1997 · 63 Abb. · 129 Seiten · ISBN 3-540-62794-4
- 108 *Kröner, U.*
Systematik für die rechnergestützte Ähnlichkeitssuche und Standardisierung
1997 · 53 Abb. · 127 Seiten · ISBN 3-540-63338-3
- 109 *Pfersdorf, I.*
Entwicklung eines systematischen Vorgehens zur Organisation des industriellen Service
1997 · 74 Abb. · 172 Seiten · ISBN 3-540-63615-3
- 110 *Kuba, R.*
Informations- und kommunikationstechnische Integration von Menschen in der Produktion
1997 · 77 Abb. · 155 Seiten · ISBN 3-540-63642-0
- 111 *Kaiser, J.*
Vernetztes Gestalten von Produkt und Produktionsprozeß mit Produktmodellen
1997 · 67 Abb. · 139 Seiten · ISBN 3-540-63999-3
- 112 *Geyer, M.*
Flexibles Planungssystem zur Berücksichtigung ergonomischer Aspekte bei der Produkt- und Arbeitssystemgestaltung
1997 · 85 Abb. · 154 Seiten · ISBN 3-540-64195-5
- 113 *Martin, C.*
Produktionsregelung - ein modularer, modellbasierter Ansatz
1998 · 73 Abb. · 162 Seiten · ISBN 3-540-64401-6
- 114 *Löffler, Th.*
Akustische Überwachung automatisierter Fügeprozesse
1998 · 85 Abb. · 136 Seiten · ISBN 3-540-64511-X
- 115 *Lindermair, R.*
Qualitätsorientierte Entwicklung von Montagesystemen
1998 · 84 Abb. · 164 Seiten · ISBN 3-540-64886-8
- 116 *Koehler, J.*
Prozeßorientierte Teamstrukturen in Betrieben mit Großserienfertigung
1998 · 75 Abb. · 185 Seiten · ISBN 3-540-65037-7
- 117 *Schuller, R. W.*
Leitfaden zum automatisierten Auftrag von hochviskosen Dichtmassen
1999 · 76 Abb. · 162 Seiten · ISBN 3-540-65320-1
- 118 *Debuschewitz, M.*
Integrierte Methodik und Werkzeuge zur herstellungsorientierten Produktentwicklung
1999 · 104 Abb. · 169 Seiten · ISBN 3-540-65350-3
- 119 *Bauer, L.*
Strategien zur rechnergestützten Offline-Programmierung von 3D-Laseranlagen
1999 · 98 Abb. · 145 Seiten · ISBN 3-540-65382-1
- 120 *Pfob, E.*
Modellgestützte Arbeitsplanung bei Fertigungsmaschinen
1999 · 69 Abb. · 154 Seiten · ISBN 3-540-65525-5
- 121 *Spitznagel, J.*
Erfahrungsgeleitete Planung von Laseranlagen
1999 · 63 Abb. · 156 Seiten · ISBN 3-540-65896-3

Seminarberichte iwb

herausgegeben von Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart, Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften der Technischen Universität München

Seminarberichte iwb sind erhältlich im Buchhandel oder beim

Herbert Utz Verlag, München, Fax 089-277791-01, utz@utzverlag.com

- 1 Innovative Montagesysteme - Anlagengestaltung, -bewertung und -überwachung
115 Seiten · ISBN 3-931327-01-9
- 2 Integriertes Produktmodell - Von der Idee zum fertigen Produkt
82 Seiten · ISBN 3-931327-02-7
- 3 Konstruktion von Werkzeugmaschinen - Berechnung, Simulation und Optimierung
110 Seiten · ISBN 3-931327-03-5
- 4 Simulation - Einsatzmöglichkeiten und Erfahrungsberichte
134 Seiten · ISBN 3-931327-04-3
- 5 Optimierung der Kooperation in der Produktentwicklung
95 Seiten · ISBN 3-931327-05-1
- 6 Materialbearbeitung mit Laser - von der Planung zur Anwendung
86 Seiten · ISBN 3-931327-76-0
- 7 Dynamisches Verhalten von Werkzeugmaschinen
80 Seiten · ISBN 3-931327-77-9
- 8 Qualitätsmanagement - der Weg ist das Ziel
130 Seiten · ISBN 3-931327-78-7
- 9 Installationstechnik an Werkzeugmaschinen - Analysen und Konzepte
120 Seiten · ISBN 3-931327-79-5
- 10 3D-Simulation - Schneller, sicherer und kostengünstiger zum Ziel
90 Seiten · ISBN 3-931327-10-8
- 11 Unternehmensorganisation - Schlüssel für eine effiziente Produktion
110 Seiten · ISBN 3-931327-11-6
- 12 Autonome Produktionsysteme
100 Seiten · ISBN 3-931327-12-4
- 13 Planung von Montageanlagen
130 Seiten · ISBN 3-931327-13-2
- 14 Nicht erschienen - wird nicht erscheinen
- 15 Flexible fluide Kleb/Dichtstoffe - Dosierung und Prozeßgestaltung
80 Seiten · ISBN 3-931327-15-9
- 16 Time to Market - Von der Idee zum Produktionsstart
80 Seiten · ISBN 3-931327-16-7
- 17 Industriekeramik in Forschung und Praxis - Probleme, Analysen und Lösungen
80 Seiten · ISBN 3-931327-17-5
- 18 Das Unternehmen im Internet - Chancen für produzierende Unternehmen
165 Seiten · ISBN 3-931327-18-3
- 19 Leittechnik und Informationslogistik - mehr Transparenz in der Fertigung
85 Seiten · ISBN 3-931327-19-1
- 20 Dezentrale Steuerungen in Produktionsanlagen - Plug & Play - Vereinfachung von Entwicklung und Inbetriebnahme
105 Seiten · ISBN 3-931327-20-5
- 21 Rapid Prototyping - Rapid Tooling - Schnell zu funktionalen Prototypen
95 Seiten · ISBN 3-931327-21-3
- 22 Mikrotechnik für die Produktion - Greifbare Produkte und Anwendungspotentiale
95 Seiten · ISBN 3-931327-22-1
- 24 EDM Engineering Data Management
195 Seiten · ISBN 3-931327-24-8
- 25 Rationale Nutzung der Simulationstechnik - Entwicklungstrends und Praxisbeispiele
152 Seiten · ISBN 3-931327-25-6
- 26 Alternative Dichtungssysteme - Konzepte zur Dichtungsmontage und zum Dichtmittelauftrag
110 Seiten · ISBN 3-931327-26-4
- 27 Rapid Prototyping - Mit neuen Technologien schnell vom Entwurf zum Serienprodukt
111 Seiten · ISBN 3-931327-27-2
- 28 Rapid Tooling - Mit neuen Technologien schnell vom Entwurf zum Serienprodukt
154 Seiten · ISBN 3-931327-28-0
- 29 Installationstechnik an Werkzeugmaschinen - Abschlußseminar
156 Seiten · ISBN 3-931327-29-9
- 30 Nicht erschienen - wird nicht erscheinen
- 31 Engineering Data Management (EDM) - Erfahrungsberichte und Trends
183 Seiten · ISBN 3-931327-31-0
- 32 Nicht erschienen - wird nicht erscheinen
- 33 3D-CAD - Mehr als nur eine dritte Dimension
181 Seiten · ISBN 3-931327-33-7
- 34 Laser in der Produktion - Technologische Randbedingungen für den wirtschaftlichen Einsatz
102 Seiten · ISBN 3-931327-34-5
- 35 Ablaufsimulation - Anlagen effizient und sicher planen und betreiben
129 Seiten · ISBN 3-931327-35-3
- 36 Moderne Methoden zur Montageplanung - Schlüssel für eine effiziente Produktion
124 Seiten · ISBN 3-931327-36-1
- 37 Wettbewerbsfaktor Verfügbarkeit - Produktivitätsteigerung durch technische und organisatorische Ansätze
95 Seiten · ISBN 3-931327-37-X
- 38 Rapid Prototyping - Effizienter Einsatz von Modellen in der Produktentwicklung
128 Seiten · ISBN 3-931327-38-8
- 39 Rapid Tooling - Neue Strategien für den Werkzeug- und Formenbau
130 Seiten · ISBN 3-931327-39-6
- 40 Erfolgreich kooperieren in der produzierenden Industrie - Flexibler und schneller mit modernen Kooperationen
160 Seiten · ISBN 3-931327-40-X
- 41 Innovative Entwicklung von Produktionsmaschinen
146 Seiten · ISBN 3-89675-041-0
- 42 Stückzahlflexible Montagesysteme
139 Seiten · ISBN 3-89675-042-9
- 43 Produktivität und Verfügbarkeit - ...durch Kooperation steigern
120 Seiten · ISBN 3-89675-043-7
- 44 Automatisierte Mikromontage - Handhaben und Positionieren von Mikrobauteilen
125 Seiten · ISBN 3-89675-044-5
- 45 Produzieren in Netzwerken - Lösungsansätze, Methoden, Praxisbeispiele
173 Seiten · ISBN 3-89675-045-3
- 46 Virtuelle Produktion - Ablaufsimulation
108 Seiten · ISBN 3-89675-046-1
- 47 Virtuelle Produktion - Prozeß- und Produktsimulation
131 Seiten · ISBN 3-89675-047-X
- 48 Sicherheitstechnik an Werkzeugmaschinen
106 Seiten · ISBN 3-89675-048-8

- 49** Rapid Prototyping · Methoden für die reaktionsfähige Produktentwicklung
150 Seiten · ISBN 3-89675-049-6
- 50** Rapid Manufacturing · Methoden für die reaktionsfähige Produktion
121 Seiten · ISBN 3-89675-050-X
- 51** Flexibles Kleben und Dichten · Produkt- & Prozeßgestaltung,
Mischverbindungen, Qualitätskontrolle
137 Seiten · ISBN 3-89675-051-8
- 52** Rapid Manufacturing · Schnelle Herstellung von Klein-
und Prototypenserien
124 Seiten · ISBN 3-89675-052-6
- 53** Mischverbindungen · Werkstoffauswahl, Verfahrensauswahl,
Umsetzung
107 Seiten · ISBN 3-89675-054-2
- 54** Virtuelle Produktion · Integrierte Prozess- und Produktsimulation
133 Seiten · ISBN 3-89675-054-2
- 55** e-Business in der Produktion · Organisationskonzepte, IT-Lösungen,
Praxisbeispiele
150 Seiten · ISBN 3-89675-055-0
- 56** Virtuelle Produktion – Ablaufsimulation als planungsbegleitendes
Werkzeug
150 Seiten · ISBN 3-89675-056-9
- 57** Virtuelle Produktion – Datenintegration und Benutzerschnittstellen
150 Seiten · ISBN 3-89675-057-7
- 58** Rapid Manufacturing · Schnelle Herstellung qualitativ hochwertiger
Bauteile oder Kleinserien
169 Seiten · ISBN 3-89675-058-7
- 59** Automatisierte Mikromontage · Werkzeuge und Fügetechnologien für
die Mikrosystemtechnik
114 Seiten · ISBN 3-89675-059-3
- 60** Mechatronische Produktionssysteme · Genauigkeit gezielt
entwickeln
131 Seiten · ISBN 3-89675-060-7
- 61** Nicht erschienen – wird nicht erscheinen
- 62** Rapid Technologien · Anspruch – Realität – Technologien
100 Seiten · ISBN 3-89675-062-3
- 63** Fabrikplanung 2002 · Visionen – Umsetzung – Werkzeuge
124 Seiten · ISBN 3-89675-063-1

Forschungsberichte iwb

herausgegeben von Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart, Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften der Technischen Universität München

Forschungsberichte iwb ab Band 122 sind erhältlich im Buchhandel oder beim
Herbert Utz Verlag, München, Fax 089-277791-01, utz@utzverlag.de

- 122 Schneider, Burghard
Prozesskettenorientierte Bereitstellung nicht formstabiler Bauteile
1999 · 183 Seiten · 98 Abb. · 14 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-559-5
- 123 Goldstein, Bernd
Modellgestützte Geschäftsprozeßgestaltung in der Produktentwicklung
1999 · 170 Seiten · 65 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-546-3
- 124 Mößmer, Helmut E.
Methode zur simulationsbasierten Regelung zeitvarianter Produktionssysteme
1999 · 164 Seiten · 67 Abb. · 5 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-585-4
- 125 Gräser, Ralf-Gunter
Ein Verfahren zur Kompensation temperaturinduzierter Verformungen an Industrierobotern
1999 · 167 Seiten · 63 Abb. · 5 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-603-6
- 126 Trossin, Hans-Jürgen
Nutzung der Ähnlichkeitstheorie zur Modellbildung in der Produktionstechnik
1999 · 162 Seiten · 75 Abb. · 11 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-614-1
- 127 Kugelmann, Doris
Aufgabenorientierte Offline-Programmierung von Industrierobotern
1999 · 168 Seiten · 68 Abb. · 2 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-615-X
- 128 Diesch, Rolf
Steigerung der organisatorischen Verfügbarkeit von Fertigungszellen
1999 · 160 Seiten · 69 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-618-4
- 129 Lulay, Werner E.
Hybrid-hierarchische Simulationsmodelle zur Koordination teilautonomer Produktionsstrukturen
1999 · 182 Seiten · 51 Abb. · 14 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-620-6
- 130 Murr, Otto
Adaptive Planung und Steuerung von integrierten Entwicklungs- und Planungsprozessen
1999 · 178 Seiten · 85 Abb. · 3 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-636-2
- 131 Macht, Michael
Ein Vorgehensmodell für den Einsatz von Rapid Prototyping
1999 · 170 Seiten · 87 Abb. · 5 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-638-9
- 132 Mehler, Bruno H.
Aufbau virtueller Fabriken aus dezentralen Partnerverbünden
1999 · 152 Seiten · 44 Abb. · 27 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-645-1
- 133 Heitmann, Knut
Sichere Prognosen für die Produktionsoptimierung mittels stochastischer Modelle
1999 · 146 Seiten · 60 Abb. · 13 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-675-3
- 134 Blessing, Stefan
Gestaltung der Materialflußsteuerung in dynamischen Produktionsstrukturen
1999 · 160 Seiten · 67 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-690-7
- 135 Abay, Can
Numerische Optimierung multivariater mehrstufiger Prozesse am Beispiel der Hartbearbeitung von Industriekeramik
2000 · 159 Seiten · 46 Abb. · 5 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-697-4

- 136 Brandner, Stefan
Integriertes Produktdaten- und Prozeßmanagement in virtuellen Fabriken
2000 · 172 Seiten · 61 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-715-6
- 137 Hirschberg, Arnd G.
Verbindung der Produkt- und Funktionsorientierung in der Fertigung
2000 · 165 Seiten · 49 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-729-6
- 138 Reek, Alexandra
Strategien zur Fokuspositionierung beim Laserstrahlschweißen
2000 · 193 Seiten · 103 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-730-X
- 139 Sabbah, Khalid-Alexander
Methodische Entwicklung störungstoleranter Steuerungen
2000 · 148 Seiten · 75 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-739-3
- 140 Schliffenbacher, Klaus U.
Konfiguration virtueller Wertschöpfungsketten in dynamischen, heterarchischen Kompetenznetzwerken
2000 · 187 Seiten · 70 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-754-7
- 141 Sprengel, Andreas
Integrierte Kostenkalkulationsverfahren für die Werkzeugmaschinenentwicklung
2000 · 144 Seiten · 55 Abb. · 6 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-757-1
- 142 Gallasch, Andreas
Informationstechnische Architektur zur Unterstützung des Wandels in der Produktion
2000 · 150 Seiten · 69 Abb. · 6 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-781-4
- 143 Cuiper, Ralf
Durchgängige rechnergestützte Planung und Steuerung von automatisierten Montagevorgängen
2000 · 168 Seiten · 75 Abb. · 3 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-783-0 · lieferbar ab ca. 02/01
- 144 Schneider, Christian
Strukturmechanische Berechnungen in der Werkzeugmaschinenkonstruktion
2000 · 180 Seiten · 66 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-789-X
- 145 Jonas, Christian
Konzept einer durchgängigen, rechnergestützten Planung von Montageanlagen
2000 · 183 Seiten · 82 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-870-5
- 146 Willnecker, Ulrich
Gestaltung und Planung leistungsorientierter manueller Fließmontagen
2001 · 175 Seiten · 67 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-891-8
- 147 Lehner, Christof
Beschreibung des Nd:Yag-Laserstrahlschweißprozesses von Magnesiumdruckguss
2001 · 205 Seiten · 94 Abb. · 24 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0004-X
- 148 Rick, Frank
Simulationsgestützte Gestaltung von Produkt und Prozess am Beispiel Laserstrahlschweißen
2001 · 145 Seiten · 57 Abb. · 2 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0008-2
- 149 Höhn, Michael
Sensorgeführte Montage hybrider Mikrosysteme
2001 · 171 Seiten · 74 Abb. · 7 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0012-0
- 150 Böhl, Jörn
Wissensmanagement im Klein- und mittelständischen Unternehmen der Einzel- und Kleinserienfertigung
2001 · 179 Seiten · 88 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0020-1
- 151 Bürgel, Robert
Prozessanalyse an spanenden Werkzeugmaschinen mit digital geregelten Antrieben
2001 · 185 Seiten · 60 Abb. · 10 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0021-X
lieferbar ab ca. 09/01
- 152 Stephan Dürrschmidt
Planung und Betrieb wandlungsfähiger Logistiksysteme in der variantenreichen Serienproduktion
2001 · 914 Seiten · 61 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0023-6

- 153 Bernhard Eich
Methode zur prozesskettenorientierten Planung der Teilebereitstellung
2001 · 132 Seiten · 48 Abb. · 6 Tabellen · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0028-7
- 154 Wolfgang Rudorfer
Eine Methode zur Qualifizierung von produzierenden Unternehmen für Kompetenznetzwerke
2001 · 207 Seiten · 89 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0037-6
- 155 Hans Meier
Verteilte kooperative Steuerung maschinennaher Abläufe
2001 · 162 Seiten · 85 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0044-9
- 156 Gerhard Nowak
Informationstechnische Integration des industriellen Service in das Unternehmen
2001 · 203 Seiten · 95 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0055-4
- 157 Martin Werner
Simulationsgestützte Reorganisation von Produktions- und Logistikprozessen
2001 · 191 Seiten · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0058-9
- 158 Bernhard Lenz
Finite Elemente-Modellierung des Laserstrahlschweißens für den Einsatz in der Fertigungsplanung
2001 · 150 Seiten · 47 Abb. · 5 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0094-5
- 159 Stefan Grunwald
Methode zur Anwendung der flexiblen integrierten Produktentwicklung und Montageplanung
2002 · 206 Seiten · 80 Abb. · 25 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0095-3
- 160 Josef Gartner
Qualitätssicherung bei der automatisierten Applikation hochviskoser Dichtungen
2002 · 165 Seiten · 74 Abb. · 21 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0096-1
- 161 Wolfgang Zeller
Gesamtheitliches Sicherheitskonzept für die Antriebs- und Steuerungstechnik bei Werkzeugmaschinen
2002 · 192 Seiten · 54 Abb. · 15 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0100-3
- 162 Michael Loferer
Rechnergestützte Gestaltung von Montagesystemen
2002 · 178 Seiten · 80 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0118-6
- 163 Jörg Fährer
Ganzheitliche Optimierung des indirekten Metall-Lasersinterprozesses
2002 · 176 Seiten · 69 Abb. · 13 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0124-0
- 164 Jürgen Höppner
Verfahren zur berührungslosen Handhabung mittels leistungsstarker Schallwandler
2002 · 132 Seiten · 24 Abb. · 3 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0125-9
- 165 Hubert Götte
Entwicklung eines Assistenzrobotersystems für die Knieendoprothetik
2002 · 258 Seiten · 123 Abb. · 5 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0126-7
- 166 Martin Weissenberger
Optimierung der Bewegungsdynamik von Werkzeugmaschinen im rechnergestützten Entwicklungsprozess
2002 · 210 Seiten · 86 Abb. · 2 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0138-0
- 167 Dirk Jacob
Verfahren zur Positionierung unterseitenstrukturierter Bauelemente in der Mikrosystemtechnik
2002 · 200 Seiten · 82 Abb. · 24 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0142-9
- 168 Ulrich Roßgoderer
System zur effizienten Layout- und Prozessplanung von hybriden Montageanlagen
2002 · 175 Seiten · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0154-2
- 169 Robert Klingel
Anziehverfahren für hochfeste Schraubenverbindungen auf Basis akustischer Emissionen
2002 · 164 Seiten · 89 Abb. · 27 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0174-7

- 170 Paul Jens Peter Ross
Bestimmung des wirtschaftlichen Automatisierungsgrades von Montageprozessen in der frühen Phase der Montageplanung
2002 · 144 Seiten · 38 Abb. · 38 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0191-7
- 171 Stefan von Praun
Toleranzanalyse nachgiebiger Baugruppen im Produktentstehungsprozess
2002 · 250 Seiten · 62 Abb. · 7 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0202-6
- 172 Florian von der Hagen
Gestaltung kurzfristiger und unternehmensübergreifender Engineering-Kooperationen
2002 · 220 Seiten · 104 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0208-5
- 173 Oliver Kramer
Methode zur Optimierung der Wertschöpfungskette mittelständischer Betriebe
2002 · 212 Seiten · 84 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0211-5
- 174 Winfried Dohmen
Interdisziplinäre Methoden für die integrierte Entwicklung komplexer mechatronischer Systeme
2002 · 200 Seiten · 67 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0214-X
- 175 Oliver Anton
Ein Beitrag zur Entwicklung telepräsenter Montagesysteme
2002 · 158 Seiten · 85 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0215-8
- 176 Welf Broser
Methode zur Definition und Bewertung von Anwendungsfeldern für Kompetenznetzwerke
2002 · 224 Seiten · 122 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0217-4
- 177 Frank Breitinger
Ein ganzheitliches Konzept zum Einsatz des indirekten Metall-Lasersinterns für das Druckgießen
2003 · 156 Seiten · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0227-1
- 178 Johann von Pieverling
Ein Vorgehensmodell zur Auswahl von Konturfertigungsverfahren für das Rapid Tooling
2003 · 163 Seiten · 88 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0230-1
- 179 Thomas Baudisch
Simulationsumgebung zur Auslegung der Bewegungsdynamik des mechatronischen Systems Werkzeugmaschine
2003 · 190 Seiten · 67 Abb. · 8 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0249-2
- 180 Heinrich Schieferstein
Experimentelle Analyse des menschlichen Kausystems
2003 · 132 Seiten · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0251-4

