

---

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin  
Campus Benjamin Franklin

## **Dissertation**

### **Überprüfung der klinischen Relevanz des Gerber - Resilienztests**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
**Charité – Universitätsmedizin Berlin**

von

Christoph M. Thiele, MSc.  
aus Lippstadt

---

Gutachter: 1. Prof. Dr. W. B. Freesmeyer  
2. Prof. Dr. B. Kordaß  
3. Prof. Dr. A. Hugger

Datum der Promotion: 14.06.2009

---

für meine geliebte Dani

---

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>III</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1. Anatomie des Kiefergelenks .....	2
1.1.1. Funktion	4
1.1.2. Kiefergelenkserkrankungen	5
1.1.3. Kompressions- und Distraktionsgelenk	7
1.2. Der Resilienztest nach Gerber .....	9
1.2.1. Definition	9
1.2.2. Klinische Anwendung	10
1.3. Kieferbewegungsmessung.....	12
1.3.1. Elektronische Verfahren	12
1.3.2. Klinische Anwendung	13
1.3.3. WinJaw CMS 20: Technische Daten und Systemkomponenten	14
<b>2. Fragestellung</b>	<b>19</b>
<b>3. Material und Methode</b>	<b>20</b>
3.1. Versuchsgruppen.....	20
3.2. Charakterisierung der Probanden .....	20
3.3. Messapparatur.....	21
3.3.1. Messprinzip (Funktionsweise)	21
3.3.2. Klinische Handhabung	23
3.4. Versuchsdurchführung.....	24
3.4.1. Methodik	24
3.4.2. Kontrollmessung	25
3.4.3. Statistische Auswertung	27
3.5. Statistische Methoden .....	28
3.5.1. Hypothesenprüfung allgemein	28
3.5.2. Kolmogorov-Smirnov-Test	28
3.5.3. t-Test für abhängige und unabhängige Stichproben	29
3.5.4. t-Test bei einer Stichprobe	29
3.5.5. Wilcoxon-Test	30
<b>4. Ergebnisse</b>	<b>31</b>
4.1. Welche Bewegungen führen die Kondylen bei der klinischen Durchführung des Resilienztests tatsächlich aus?.....	31
4.1.1. Auswertung der sagittalen Richtung	31
4.1.2. Auswertung der vertikalen Richtung	32

4.1.3. Auswertung der transversalen Richtung	33
4.2. Ab welcher Zinnfolienstärke wird die Shimstockfolie im Mittel klinisch nicht mehr gehalten? .....	34
4.3. Wohin bewegen sich die Kondylen, wenn die Shimstockfolie gerade noch gehalten wird? .....	35
4.3.1. Auswertung der sagittalen Richtung	35
4.3.2. Auswertung der vertikalen Richtung	36
4.3.3. Auswertung der transversalen Richtung	37
4.4. Wohin bewegen sich die Kondylen, wenn die Shimstockfolie nicht mehr gehalten wird? .....	38
4.4.1. Auswertung der sagittalen Richtung	39
4.4.2. Auswertung der vertikalen Richtung	40
4.4.3. Auswertung der transversalen Richtung	41
4.5. Überprüfung zur Reproduzierbarkeit nach einer Stunde .....	42
4.5.1. Auswertung der sagittalen Richtung	43
4.5.2. Auswertung der vertikalen Richtung	44
4.5.3. Auswertung der transversalen Richtung	45
4.6. Überprüfung zur Reproduzierbarkeit nach einem Monat .....	46
4.6.1. Auswertung der sagittalen Richtung	47
4.6.2. Auswertung der vertikalen Richtung	48
4.6.3. Auswertung der transversalen Richtung	50
4.7. Überprüfung zur Reproduzierbarkeit bei zwei Behandlern .....	51
4.7.1. Auswertung der sagittalen Richtung	51
4.7.2. Auswertung der vertikalen Richtung	52
4.7.3. Auswertung der transversalen Richtung	53
4.8. Berechnung des Gerätefehlers .....	54
<b>5. Diskussion</b>	<b>57</b>
5.1. Probanden .....	57
5.2. Messapparatur .....	58
5.3. Testdurchführung .....	60
5.4. Kondylenbewegung .....	62
5.4.1. Zur Bewegungen der Kondylen bei der Durchführung des Resilienztests	62
5.4.2. Zur Bewegung der Kondylen am L-Punkt und danach	64
5.4.3. Schlussfolgerungen zur Kondylenbewegung	65
5.5. Reproduzierbarkeit .....	66
5.5.1. Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit nach einer Stunde	66
5.5.2. Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit nach einem Monat	67
5.5.3. Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit durch zwei Behandler	67
5.5.4. Schlussfolgerungen zur Reproduzierbarkeit	68

5.6. Resilienz der Kiefergelenke .....	69
5.7. Konklusion und Ausblick .....	70
<b>6. Zusammenfassung</b>	<b>73</b>
<b>7. Literaturverzeichnis</b>	<b>75</b>
<b>8. Lebenslauf</b>	<b>92</b>
<b>9. Danksagung</b>	<b>93</b>
<b>10. Erklärung</b>	<b>94</b>

---

Warennamen sind im Folgenden nicht kontinuierlich mit Warenschutzzeichen versehen.  
Aus dessen Fehlen kann kein freier Warenname abgeleitet werden.

---

# 1. Einleitung

Temporomandibuläre Beschwerden basieren auf muskulär-skelettalen Dysfunktionen, die das Kiefergelenk einschließen. Sie äußern sich im Allgemeinen durch präauriculären Schmerz, durch Kaubeschwerden und Bewegungs- und Funktionseinschränkungen. Klinische Zeichen sind Gelenkgeräusche, Deviationen und Limitationen sowie palpierbare Muskelverhärtungen und Schmerz [MOHL 1993]. In der gemeinsamen Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) und der Deutschen Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und –therapie (DGFDT) [DGZMK 1999 und 2003] sowie in der ergänzenden Stellungnahme zur instrumentellen Funktionsanalyse [DZZ 2002] als auch in der Stellungnahme zur Therapie der funktionellen Erkrankungen des craniomandibulären Systems [DGZMK 2005] wird der Stellenwert von unterstützenden elektronisch, mechanischen und ultraschall-sensorischen Messungen dargelegt.

Ein Teil der klinischen Funktionsanalyse ist als Provokationstest der Resilienztest nach Gerber [DGZMK 2003, BZB 2004]. Er dient zur Erfassung einer möglicherweise vorliegenden Kompression oder Distraction des Kiefergelenkes [GERBER 1971]. Sein Stellenwert gilt bis heute als strittig.

Untersuchungsverfahren zur Feststellung von Gelenkkompressionen und anderen Funktionserkrankungen sollen eindeutige Aussagen und eine einfache Durchführung sowie reproduzierbare Ergebnisse sowohl bei verschiedenen Untersuchern [DIEDERICHS ET AL. 1997] als auch bei mehrmaligem Messen durch den gleichen Untersucher ermöglichen.

Um die vorhandene klinische Situation möglichst exakt im Rahmen der instrumentellen Funktionsanalyse darstellen zu können, ist es unerlässlich, Bewegungen der Mandibula fehlerfrei aufzeichnen zu können. 250 Jahre nach den ersten Veröffentlichungen zu Unterkieferbewegungen [MONRO 1735, FERREIN 1744], existieren die verschiedensten Systeme zur dynamischen, nicht-invasiven, dreidimensionalen Kieferrelationsbestimmung. Diese Systeme ermöglichen es, Kieferbewegungen sowohl bei Funktionsgesunden als auch bei Patienten mit craniomandibulären Dysfunktionen (CMD) zu registrieren [DEMLING ET AL. 2004].

---

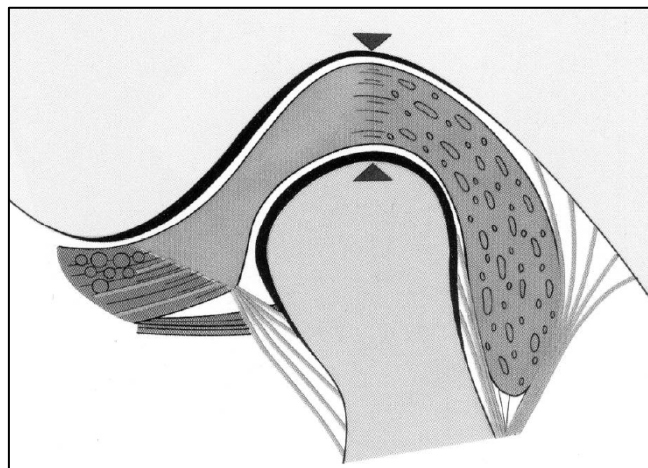


## 1.1. Anatomie des Kiefergelenks

Das Kiefergelenk ist Teil des orofazialen Systems [CELENZA ET NASEDKIN 1979, DRÜCKE ET KLEMT 1980, FREESMEYER 1987]. Dieses besteht außerdem aus Zähnen mit entsprechendem Zahnhalteapparat, Maxilla und Mandibula, Muskulatur, Mundhöhle mit Mundschleimhaut und umgebenden Weichgeweben, Speicheldrüsen sowie versorgenden Blut- und Lymphgefäßen und Nerven [STRAßBURG ET KNOLLE 1991].

Beide Kiefergelenke bilden eine funktionelle Einheit [FREESMEYER 1987]. Durch die Verbindung des Unterkiefers hat die Bewegung in einem Kiefergelenk immer Auswirkung auf das andere Kiefergelenk [HUGGER 2000]. Das Kiefergelenk, *Articulatio temporomandibularis*, stellt die einzige bewegliche Knochenverbindung am menschlichen Gesichtsschädel dar. Die primär beteiligten anatomischen Komponenten sollen im Folgenden nur in kurzer Form vorgestellt werden.

Der Gelenkkopf (*Caput* bzw. *Kondylus mandibulae*) und Gelenkhals (*Collum mandibulae*) des *Processus condylaris* der Mandibula, das *Tuberculum articulare* und die *Fossa articularis* an der *Pars squamosa* des *Os temporale* der Schädelbasis, der *Diskus condylaris*, die Gelenkkapsel mit verschiedenen Verstärkungsbändern, die bilaminäre Zone sowie der obere und untere Gelenkspalt.



**Abbildung 1:** Die zentrische Kondylenposition in der Sagittalen nach REUSCH (1990) und der Definition Gerbers. Nach heutiger Definition liegt diese Position weiter anterior.

Die Kondylen sind walzenförmig, mit einer mittleren Größe von 20 mm in medio-lateraler und ca. 10 mm in antero-posteriorer Richtung [ÖDBERG ET CARLSSON 1985]. Ihre gedachten Achsen schneiden sich am Vorderrand des Foramen magnum. Das

Kiefergelenk wird von einer relativ schlaffen Gelenkkapsel umschlossen. Diese schließt am Schläfenbein das Tuberculum articulare ein und reicht bis zur Fissura petrotympanica. Sie ist mit dem Diskus articulare durchgängig verwachsen. Am Unterkiefer setzt die Kapsel am Collum mandibulae an und umschließt somit das Caput vollständig. Besonders schlaff ist die Gelenkkapsel des menschlichen Kiefergelenkes im anterioren Anteil [FRICK ET AL. 1980]. Die Gelenkbänder sind im Vergleich zu anderen menschlichen Gelenken wenig ausgeprägt. Das äußere Seitenband, Ligamentum laterale, zieht vom Processus zygomaticus von antero-cranial nach ventro-caudal zum Collum mandibulae und grenzt Verschiebungen des Caput in Richtung auf den äußeren Gehörgang und extreme Seitwärtsexkursionen ein [FRICK ET AL. 1980, WALDEYER 1950].

Der Diskus articularis ist eine bikonkave, faserknorpelige Scheibe und trennt die beiden Gelenkflächen des Kiefergelenks. Er passt seine Form den jeweiligen ihn umgebenden knöchernen Strukturen an und geht anterior in die Kapsel, medial sowie lateral direkt an die Kondylenpole – an denen auch die Kapsel ansetzt – und posterior in das retroartikuläre Polster über. Daher ist es durchaus legitim von einem diskokapsulären System zu sprechen [FRICK ET AL. 1980]. Durch den Diskus wird der Gelenkraum in eine obere und eine untere Kammer eingeteilt [WALDEYER 1950]. Der Diskus articularis hat einen posterioren und anterioren Anteil, die durch eine Verdünnung in der Mitte zustande kommen. Dadurch sitzt der Diskus articularis dem Kondylarköpfchen wie eine Kappe auf [LOTZMANN 1992, HANSSON ET AL. 1987] und bildet die eigentliche Pfanne im funktionellen Sinn. Bei physiologischen Gleitbewegungen nach ventral verschiebt er sich gemeinsam mit dem Gelenkkopf. Die genaue Position des Kondylus in Beziehung zu Tuberculum, Fossa und Diskus lässt sich mittels Tomographie bei geschlossenem und geöffnetem Kiefer bestimmen und obwohl das mediale Viertel der Gelenkstruktur praktisch nicht erfassbar ist, lassen sich sowohl zentrale als auch laterale Strukturen in Übereinstimmung mit der umgrenzenden Anatomie abbilden [FRICK ET AL. 1980]. In maximaler Interkuspitation wird das Gelenk nicht druckbelastet, weil die Kaukraft vom Unterkiefer über die Zahnbögen zum Schädeldach abgeleitet werden [TROEST ET KOECK 1995].

Auf Vaskularisation und nervale Innervation wird aufgrund der fehlenden Relevanz für das Thema der vorliegenden Arbeit nicht näher eingegangen.

---

### 1.1.1. Funktion

Die Bewegungsmöglichkeiten im Kiefergelenk lassen sich auf zwei Grundbewegungen isolieren [SALAORNI ET PALLA 1994], welche selten in Reinform, sondern häufig kombiniert auftreten.

1. Rotations- bzw. Scharnierachsenbewegungen:
2. Translations- bzw. Gleitbewegungen:

Die verschiedenen Bewegungen, die im humanen Kiefergelenk möglich sind, erfolgen funktionell in getrennten Räumen. Finden die Rotations- bzw. Scharnierachsenbewegungen im kaudalen diskokondylären Teil des Kiefergelenkes statt, so sind die translativen Gleitbewegungsmuster im kranialen diskotemporalen Gelenkbereich zu lokalisieren [LOTZMANN 1992, FREESMEYER 1987, WALDEYER 1950]. In der Regel treten bei ungeführten Exkursionsbewegungen der Mandibula Kombinationen der unterschiedlichen Bewegungstypen auf. Bei der Kieferöffnung handelt es sich beispielsweise um eine kombinierte Dreh- und Gleitbewegung des Unterkiefers. Zu Beginn der Kieferöffnung aus der maximalen Interkuspitation kommt es zuerst zu einer überwiegenden Rotation – obgleich auch Translation festzustellen ist. Im weiteren Verlauf der Öffnung nimmt die Translationsbewegung zu, wobei auch immer eine Rotationskomponente festzustellen ist [BUMANN ET LOTZMANN 2000]. Der Diskuskondylus-Komplex trennt beiden Gelenkkammern.

Verschiebungen erfolgen stets gleichzeitig in beiden Gelenken, da die Gelenkköpfe als Teile des Unterkiefers aneinander gekoppelt sind [HUGGER 2000]. Die Unterkieferbeweglichkeit wird durch die folgenden anatomischen Strukturen begrenzt:

1. Das Kiefergelenk:  
Es bestimmt als posteriore Führung im dorsalen Bereich die mandibuläre Exkursion.
  2. Die Zähne:  
Sie definieren die anteriore Führung.
  3. Neuromuskuläre Steuermechanismen:  
Sie fungieren als regulierende Komponente.
-

Posselt beschrieb die dreidimensionalen Grenzbewegungen des Unterkiefers erstmals in dem nach ihm benannten Diagramm [POSSELT 1952].

Die verschiedenen Bewegungen werden durch konzentrierte Aktionen der eigentlichen Kaumuskulatur (Musculi masseter, temporalis, pterygoideus lateralis et medialis) und der suprahyoidalen Muskulatur (Musculi digastricus, geniohyoideus, mylohyoideus, stylohyoideus) realisiert [FRICK ET AL. 1980, WALDEYER 1950]. Die knöchernen knorpelbedeckten Anteile des Kiefergelenkes dienen als Führungsbahnen für die Bewegungen. Der Bandapparat limitiert die Bewegungen. Diese arthrogenen Führungsstrukturen müssen mit den okklusalen Verhältnissen der Zähne in harmonischer Relation stehen, um eine ungestörte Gelenkfunktion zu gewährleisten [LUDWIG 1975, POSSELT 1952 & 1968, GREENE 1992, SCHWESTKA-POLLY 2000].

Das Kiefergelenk ist das komplizierteste Gelenk des menschlichen Körpers. Es ist das einzige Gelenk das unmittelbar mit einem weiteren verbunden ist. Die Kiefergelenke beider Seiten beeinflussen einander direkt bei Bewegung [HUGGER 2000]. Die Anatomie erlaubt den beiden Kiefergelenken weite Bewegungsfreiräume, translativ und rotativ. Die Bewegungsachsen verlaufen im Gegensatz zu anderen Gelenken nur zum Teil durch die Gelenkköpfe. Die wandernden Drehachsen wurden auch als Instantaneous Centers of Rotation (ICR) bezeichnet [GRAND 1973].

### **1.1.2. Kiefergelenkserkrankungen**

Funktionsbedingte Erkrankungen des stomatognathen Systems sind ein weit verbreitetes Krankheitsbild. Je nach Studie streut die Prävalenz stark, so liegt die Prävalenz subjektiver durch den Patienten wahrgenommener Befunde zwischen 12 und 59%, die Prävalenz objektiver Befunde zwischen 28 und 93% [NILNER 1992]. Epidemiologische Daten belegten klinische Anzeichen von CMD bei bis zu 75% der Bevölkerung. Der Behandlungsbedarf in der Bevölkerung liegt bei ca. drei Prozent [DE KANTER ET AL. 1992, JOHN UND WEFERS 1999] und kann alle Altersgruppen betreffen [KUTTLA ET AL. 1998, LEVITT ET MCKINNEY 1994, PILLEY ET AL. 1997, SOLBERG ET AL 1979, HELKIMO 1974]. Bei der Durchführung der dritten deutschen Mundgesundheitsstudie 1997 wurde eine Prävalenz von bis 4,7% der Bevölkerung für Schmerzen im Bereich der Kaumuskulatur und/ oder der Kiefergelenke, sowie Einschränkungen der Kieferbeweglichkeit festgestellt [JOHN UND WEFERS 1999]. Frauen sind etwa doppelt so

---

häufig betroffen wie Männer [JOHN 1999, KUTTILA ET AL. 1998, MAGNUSSON ET AL. 1994, LIPTON ET AL. 1993, DE KANTER ET AL. 1992]. Diese Ergebnisse sind auf die höhere Schmerzempfindlichkeit und stärkere Stressbelastung bei Frauen zurückgeführt worden [KARIBE ET AL. 2003, KUTTILA ET AL. 1998, LEVITT ET MCKINNEY 1994].

Die Erkrankungen des Kiefergelenks stellen Funktionsstörungen dar. Somit sind nur wenige Krankheitsbilder auf das Kiefergelenk lokal und kausal beschränkt. Häufig liegen komplexe Zusammenhänge zugrunde. Zur besseren Orientierung wird im Folgenden die Einteilung der Funktionserkrankungen nach Freesmeyer dargestellt:

1. sekundäre Dentopathien
    - 1.1. Zahnschmerzen
    - 1.2. keilförmige Defekte
    - 1.3. Abrasionen
  2. sekundäre Parodontopathien
  3. Myopathien
    - 3.1. myogene Schmerzen
    - 3.2. myogene Schmerzen durch gestörte Motorik
    - 3.3. primäre Myositis
    - 3.4. Hypotrophie, Atrophie
    - 3.5. Hypertrophie
    - 3.6. Muskelnekrose, -kontraktur
    - 3.7. Trismus
    - 3.8. sekundäre Myopathie
  4. Arthropathien
    - 4.1. primäre Gelenkerkrankungen
    - 4.2. sekundäre Arthropathien
      - 4.2.1. Belastungsänderungen
      - 4.2.2. Stellungsänderungen
      - 4.2.3. Gewebe-, Strukturveränderungen
-

#### 4.3. Diskopathien

##### 4.3.1. Strukturveränderungen am Diskus

##### 4.3.2. intrakapsuläre Verlagerungen

#### 4.4. Limitationen der Unterkieferbewegung

### 5. Kraniopathien

#### 5.1. Neuralgien

#### 5.2. Kopfschmerzen

#### 5.3. kraniozervikale Funktionserkrankungen

#### 5.4. kraniovertbrale Funktionserkrankungen [FREESMEYER 1993]

Während die hohe Prävalenz craniomandibulärer Dysfunktionen unumstritten ist, so ist deren Ätiologie bis heute nicht schlüssig geklärt.

Pathofunktionelle Bewegungsmuster entstehen durch die Hyperaktivität der Kaumuskulatur bedingt durch okklusale Störungen oder den Verlust der Abstützung im Molarenbereich [POSSELT 1968]. Dies bedingt Parafunktionen (Knirschen, Pressen etc.), die wiederum zu einer Überbelastung des Kiefergelenks und muskulärem Schmerz führen und endet schließlich mit der Folge der Dysfunktion [RAMFJORD ET ASH 1966]. Ursächlich sind zudem die engen Beziehungen der verschiedenen morphologischen Strukturen des mastikatorischen Systems und vor allem auch psychische Komponenten [VERVERS ET AL. 2004]. Somit erscheinen kranioandibuläre Dysfunktionen nach heutigem Stand nicht als eine einzelne Krankheit, sondern umfassen Erkrankungen mit einer Reihe von verschiedenen Symptomen, die nicht immer gemeinsam auftreten müssen [DE BOEVER ET AL. 2000]. Schutzfunktion für das Kiefergelenk wird der Okklusion als Führungskomponente beigemessen. Bei statischer Okklusion vermeiden intakte Stützzonen eine Kompression des Kiefergelenks, bei dynamischer Okklusion können die Frontzähne unphysiologische Deflektionen im Kiefergelenk verhindern [TALLENTS ET AL. 2002].

### **1.1.3. Kompressions- und Distraktionsgelenk**

Die erhöhte Kompression oder Distraktion eines oder beider Kiefergelenke stellt eines der Krankheitsbilder der sekundären Arthropathien mit Belastungsänderung der

---

Kiefergelenke dar (siehe 4.2.1. Einteilung nach Freesmeyer). In seinen Veröffentlichungen „Logik und Mystik der Kiefergelenkbeschwerden I und II“ prägte Gerber den Begriff „okkluso-artikuläre Harmonie“ zur Erklärung der Ursachen für Kiefergelenkerkrankungen. „Okkluso-artikuläre Harmonie besteht, wenn bei maximalem Kontakt wohlgeformte Zahnreihen beide Kondylen unter Beachtung des für die Gelenkzwischenscheibe notwendigen Abstandes bei aufrechter Kopfhaltung im höchsten Punkt (Zenit) der Gelenkgruben stehen und wenn alle von da ausgehenden Kontrollbewegungen des Unterkiefers frei von Gleithindernissen und im Kiefergelenk ohne abnorme Pressungs- oder Distractionseffekte (Überdehnungseffekte) ablaufen“ [GERBER 1964].

Folglich führen Veränderungen in der Okklusion zu einer Dezentrierung der Kondylen in habitueller und maximaler Interkuspitation mit Fehlstellungen in allen drei Raumrichtungen. In dynamischer Okklusion führen Fehlkontakte als Gleithindernissen zu Distraktions- und Kompressionsbewegungen der Kondylen. Eine unphysiologische Belastung der beteiligten Gewebe ist die Folge. Ist nun in statischer Okklusion der Gelenkraum pathologisch verengt, spricht man von einem Kompressionsgelenk. Symptome dieser Störung sind ausstrahlende Schmerzen zum Ohr, sowie Schmerz im Bereich des 2. und 3. Trigeminusastes. Der Kondylus kann nicht „distanzrichtig und gelenkbezüglich zentrierend“ stabilisiert werden [GERBER 1971]. Kompressionsgelenke werden auch bei exzentrischen Parafunktionen und Bruxismus in Laterotrusion bei Disklusion der Seitenzähne beschrieben [FREESMEYER 1993]. Folge des hohen Drucks ist eine Minderernährung des Knorpels, der Gelenkflächen und des Diskus articularis [DIEDERICHS ET AL. 1997]. Die nach veralteter Nomenklatur unter Costen-Syndrom zusammengefassten Beschwerden sind ebenfalls dem Kompressionsgelenk zuzuordnen [BUMANN 1989].

Ist der Gelenkspalt hingegen abnorm verbreitert, spricht man von einem Distractionsgelenk. Gelenke mit permanent verbreitertem Gelenkraum aufgrund hyperplastischen Knorpelgewebes sind eher selten [GERBER 1971]. Häufiger sind „intermittierende Distractionen“ durch okklusale Störungen, welche nach einer Latenzzeit von bis zu dreißig Jahren zu „Störungen und Schmerzen im Sinne des myofacialen Syndroms“ führen [GERBER 1971]. Durch die Distraction werden Kapsel- und Bandapparat überdehnt, was zu Hypermobilität der Gelenke mit großer Kieferöffnung und weiten Exkursionsbewegungen führt. Der erweiterte Gelenkraum

---

erschwert eine zentrische Lage des Diskus [FREESMEYER 1993]. Die klare Diagnose des Kompressions- oder Distraktionsgelenkes ist für den Praktiker in der täglichen Routine aufgrund der unübersichtlichen Nomenklatur und unzureichendem Fachwissen häufig erschwert [BUMANN ET GROOT LANDEWEER 1990].

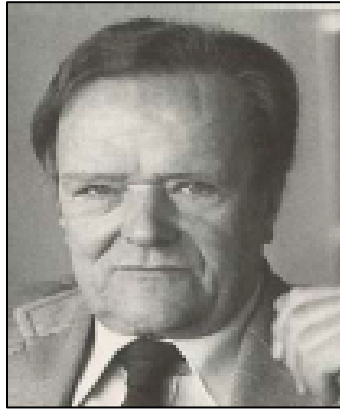
## **1.2. Der Resilienztest nach Gerber**

### **1.2.1. Definition**

Kontralateral des zu untersuchenden Gelenkes wird im Prämolarenbereich eine 0,3 mm dicke, circa 7 mm breite und ungefähr 6 cm lange Zinnfolie gelegt. Zudem wird ipsilateral möglichst dorsal zwischen die Molaren die Prüffolie definierter Stärke (PVC-Folie mit 0,1 mm Dicke) mit einem Folienhalter eingelegt. In der Theorie ist die durch die Sperrung mit der Zinnfolie bedingte geringe Kieferöffnung eine reine Rotationsbewegung und ändert die Vertikalrelation von Kondylus und Fossa nicht [Gerber 1971]. Bei gesunden, nicht-komprimierten Kiefergelenken wird beim Kieferschluss die Shimstockfolie zwischen den Zahnreihen gehalten wobei sich Kondylus und temporale Gelenkfläche einander annähern. Ein komprimiertes Gelenk weist keine Resilienz mehr auf, so dass die Prüffolie nicht gehalten werden kann. Kann bei Sperrung mit dreifacher Zinnfolienstärke die Prüffolie noch gehalten werden, so ist die „Resilienz“ pathologisch erhöht (Distraktionsgelenk). Beim gesunden Gelenk sollte bei doppelter Zinnfolie und festem Kieferschluss die Shimstockfolie gehalten werden, sich bei leichtem Kieferschluss hingegen durch die Zahnreihen durchziehen lassen [Gerber et Steinhardt 1989]. Der Begriff Resilienz ist in diesem Zusammenhang zwar ein feststehender und allgemein gebräuchlicher Begriff, dennoch aber missverständlich. Die Resilienz im eigentlichen Sinn beschreibt die Eigenschaft eines Körpers, sich nach Deformation wieder in seine ursprüngliche Form zurückzustellen. Der Resilienztest für die Kiefergelenke nach Gerber trifft im Gegensatz dazu eine Aussage über die Bewegungsänderung der Kondylen bei Belastung. Im weiteren Verlauf wird der Begriff Resilienz aus didaktischen Gründen dennoch weiterhin verwendet.

---





**Abbildung 2:** Albert Gerber  
aus *Dr. Gerber, a European Pioneer in the Craniomandibular Field* [PALLA]

### **1.2.2. Klinische Anwendung**

Der Resilienztest der Kiefergelenke wurde erstmals durch Gerber vorgestellt [GERBER 1971]. Laut Autor zentriert die Okklusion die Kondylen in allen Richtungen. Störungen führen zur unphysiologischen Belastung der Gelenke mit Druck- oder Zugkräften. Daraus resultiere langfristig eine Änderung der Gelenkresilienz. Palla führte experimentelle Untersuchungen über diesen Test durch und gab ausführliche Anweisungen zur Durchführung, um möglichst genaue und repräsentative Ergebnisse zu erhalten. Nach seiner Deutung des Resilienztestes nach Gerber liegt eine Distraction des Gelenkes vor, wenn bei vierfach gefalteter Sperrfolie (1,2 mm) die Prüffolie gehalten wird. Kompression liegt bei der Unfähigkeit der Fixierung unter Sperrung mit einfacher Dicke (0,3 mm) vor. Es entstehen fließende Übergänge der Einteilungen durch die unterschiedliche Intrusionstendenz der Zähne sowie der Verformungsgrade der Mandibula [PALLA 1977].

Die Aussagekraft und Anwendung des Tests werden kontrovers bewertet:

Von der Norm abweichende Resilienzwerte stehen in „deutlichem Zusammenhang“ mit pathologischen Befunden [GERNET 1982], so dass „langjährig existierende Kompressionszustände oft nur im Zusammenhang mit dem Resilienztest diagnostiziert werden können“ [GERNET 1982, PALLA 1977, GERBER 1971]. Notwendige Modifikationen des ursprünglichen Tests werden zum Teil von diesen Autoren postuliert. Die Zahnbeweglichkeit werde beim Test nicht ausreichend berücksichtigt [PALLA 1977], die Anweisung an den Patienten müsse entgegen der originalen Beschreibung auf die Seite

---

der Prüffolie fokussiert werden [PALLA 1977, DIEDERICHS ET AL. 1997]. Durch eindeutige Anweisungen beim Funktionsgesunden konnte die Aussage des Resilienztestes spezifisch verändert werden [DIEDERICHS ET AL. 1997].

In einer Studie von 1992 in den USA wurde der Resilienztest nach Gerber zur Untersuchung der Wirksamkeit der Schienentherapie als Messverfahren eingesetzt und positiv gewertet [DOS SANTOS ET NOWLIN 1992]. Er ist als Provokationstest seit langem Teil der klinischen Funktionsanalyse [DGZMK 2003, BZB 2004] und findet Erwähnung in der Stellungnahme der DGZMK zur klinischen Funktionsanalyse [DGZMK 2003]. Der Test wird in der Literatur sowohl als Standardverfahren bei der Diagnostik von Kiefergelenkerkrankungen eingestuft [PALLA 1977, GERBER ET STEINHARDT 1989, PEROZ 2004], als auch obsolet zu sein [PRUCHA ET PEROZ 2006].

„Der Resilienztest darf nicht überinterpretiert werden.“ Er gibt lediglich einen Hinweis und muss immer im Zusammenhang mit anderen Befunden sowie den vorhandenen subjektiven Symptomen gesehen werden [STRUB ET AL. 1999].

Breustedt und Mitarbeiter empfehlen den Test zur Überprüfung von Gelenkkompressionen bzw. -distractionen [BREUSTEDT ET AL. 1987]. Hupfau und Mitarbeiter beschreiben ihn zur Ermittlung der „Nachgiebigkeit der Gelenke“ [FUHR ET REIBER 1989] und auch bei Marxkors findet der Test neben der bildgebenden Diagnostik beim Vollbezahnten Erwähnung [MARXKORS 1991].

Entgegen der gängigen Annahme konnten Untersuchungen zeigen, dass es keine Zusammenhänge zwischen der Zinnfolienstärke und der Lageänderung des Kondylus gibt [BUMANN ET AL. 1994].

In der Literatur existieren zudem verschiedene Angaben zur Durchführung des Resilienztests der Kiefergelenke nach Gerber. Diese stimmen im verwendeten Material und den Anweisungen an den Patienten nicht überein. In der vorliegenden Studie wurde aufgrund der Ergebnisse der Untersuchungen von Diederichs et al. auf diese Version zurückgegriffen. Sie konnten zeigen, dass durch die Anweisung „die Prüffolie zu halten“ die genauesten Ergebnisse zu erzielen sind. So konnte nachgewiesen werden, dass die Übereinstimmung der Daten von 50% auf 75% durch die veränderte Anweisung zu verbessern ist [DIEDERICHS ET AL. 1997]. Diese Anweisung an den Patienten wurde als

---

abweichende Modifikation der ursprünglichen Variante nach Gerber auch schon von Palla gefordert [PALLA 1977].

**Tabelle 1:** Übersicht der in der Literatur beschriebenen Varianten des Resilienztests der Kiefergelenke nach Gerber

Autor	Sperrung	Prüffolie	Anweisung
Gerber	0,3 – 0,9 mm Zinnfolie	PVC-Folie (0,1 mm)	Aufbeißen
Palla	0,3 – 1,2 mm Zinnfolie	PVC-Folie (0,1 mm)	Auf die Zinnfolie schließen
Gernet	Keine Angabe	Keine Angabe	Keine Angabe
Dos Santos & Nowlin	0,3 – 1,2 mm Zinnfolie	Shimstockfolie	Zubeißen
Bumann	0,1 mm Zinnfolie	Shimstockfolie	Keine Angabe
Breustedt	0,4/ 0,8 mm Zinn- oder Aluminiumfolie	Ultradünne PVC-Folie	Aufbeißen auf die Metallfolie
Hupfauf	0,3 – 0,9 mm Zinnfolie	Dünner Okklusionsindikator	Pressen
Marxkors	0,3 – 1,2 mm Zinnfolie	Dünne Kunststoffolie	Kräftig zubeißen
Strub	0,3 – 1,2 mm Zinnfolie	Shimstock oder PVC-Folie	Zubeißen
Diederichs	0,3 – 0,9 mm Zinnfolie	Shimstockfolie	Fest zubeißen/ Prüffolie halten

## 1.3. Kieferbewegungsmessung

### 1.3.1. Elektronische Verfahren

Elektronische Messverfahren werden unterschieden in elektromechanische, optoelektronische und mit Ultraschall betriebene Registriersysteme, sowie magnetische Systeme. Die Reproduzierbarkeit elektronischer Registrierverfahren ist in experimentellen und in klinischen Studien untersucht und dokumentiert worden [BERNHARDT ET AL. 2003, CELAR ET AL. 2002, STIESCH-SCHOLZ ET ROßBACH 2002]. Aufgrund der leicht praktikablen Handhabung und der Möglichkeit der elektronischen Datenverarbeitung finden diese Systeme auch in der täglichen zahnärztlichen Praxis

immer stärkere Verbreitung. Je nach Lokalisation der Registrierelemente werden gelenknahe von gelenkfernen Registrierverfahren unterschieden.

In der Regel werden bei elektronischen gelenkfernen Registriersystemen Sender (Magneten, Infrarot oder Ultraschall basiert) an den Zähnen befestigt. Bei Unterkieferbewegung verändert sich die Signalintensität und über den am Kopfteil befestigte Empfänger berechnet der angeschlossene Computer die Position der Mandibula im dreidimensionalen Raum [JANKELSON ET AL. 1975, LEWIN ET AL. 1974]. Seit Ende der 70er Jahre werden immer wieder neue oder verbesserte Systeme zur Darstellung der Kieferfunktion auf den Markt gebracht:

Compugnath-System [LUCKENBACH 1983, LUCKENBACH ET AL. 1986],

Der Cyberhoby-F3 [HOBBO ET MOCHIZUKI 1983],

Sofortbildmotographie [CHANCE ET AL. 1984, KOPP ET BUMANN 1989, KOPP ET AL. 1989],

Jaws-3D-System [MESQUI ET PALLA 1985],

MT 1602-System [HÄRING 1986],

USR zur Steuerung des Robotartikulationssystems (ROSY) [EDINGER 1990, EDINGER 1991, KLAMT ET AL. 1990],

JMA (Jaw Motion Analysis)-System [HUGGER ET AL. 1997].

Bei der gelenknahen Registrierung des Bewegungsspektrums der Mandibula werden sagittal neben dem Kiefergelenk Registrierelemente montiert. Dabei treten projektionsbedingte Bewegungsbahnänderungen auf, die minimiert werden können [VELFE ET BURCKHARDT 1993]. Auch bei dieser Technik der Registrierung entstanden in den letzten Jahren die vielfältigsten Verfahren und Geräte:

Pantoskopie [OHLROGGE 1982],

String-Recorder [KLETT ET OHLROGGE 1982, KLETT 1983],

SAS-System [MEYER 1982, MEYER ET DAL RI 1985, MEYER 1986]

String-Condylcomp-System [COUSIN 1992, BURCKHARDT 1982],

CADIAX-System [SLAVICEK 1984, 1988, 1993, 1998, SLAVICEK ET MACK 1979, 1980].

### **1.3.2. Klinische Anwendung**

Computergestützte Registriersysteme werden seit geraumer Zeit in der allgemeinen Praxisroutine eingesetzt. Die Validität und Zuverlässigkeit der mittels elektronischer

---

Registriertechniken erhobenen funktionellen Parameter ist durch experimentelle Studien wissenschaftlich belegt worden [BERNHARDT ET AL. 2003, CELAR ET AL. 2002, STIESCH-SCHOLZ ET ROßBACH 2002, PRÖSCHEL ET AL. 2002].

So konnte mit Hilfe elektronischer Registrierverfahren nachgewiesen werden, dass sich Unterkieferbewegungsmuster bei Patienten mit craniomandibulären Dysfunktionen (CMD) signifikant von Funktionsgesunden unterscheiden. Bei Patienten mit CMD konnten kürzere Bewegungsbahnen bei Kieferöffnungs-, Pro- und Laterotrusionsbewegungen dargestellt werden [GSELLMANN ET AL. 1998, CELIK ET AL. 2003]. Darüber hinaus wiesen diese Patienten bei der sagittalen Aufzeichnung mandibulärer Exkursionen asymmetrische kondyläre Bewegungsmuster auf [KENWORTHY ET AL. 1997]. Ebenso zeigten die momentanen Drehzentren (ICR) im Vergleich mit Gelenkgesunden einen unregelmäßigen Verlauf mit sprunghaften Richtungsänderungen [SADAT-KHONSARI ET AL. 2003]. Es wurde der Zusammenhang zwischen Veränderungen der Morphologie des Kondylus und seiner Position in der Fossa glenoidalis sowie den Bewegungen aus der Interkuspidalposition heraus dargelegt [TSURUTA ET AL. 2004]. Die Untersuchung der Kraftauswirkung auf die beteiligten anatomischen Strukturen bei der Kieferöffnung und weiterer Kieferbewegung an funktionsgesunden sowie erkrankten Patienten ergab höheren Stress auf den Diskus sowie die umliegenden Weichgewebe bei Funktionserkrankten und zudem eine veränderte Lokalisation der Belastung [TANAKA ET AL. 2004]. Der Vergleich von dreidimensionalen Bewegungsaufzeichnungen mit den beteiligten anatomischen Strukturen ergab, dass der Kondylus-Fossa-Abstand bei unterschiedlicher Belastung durch Funktionsbewegungen variiert [PALLA ET AL. 2003].

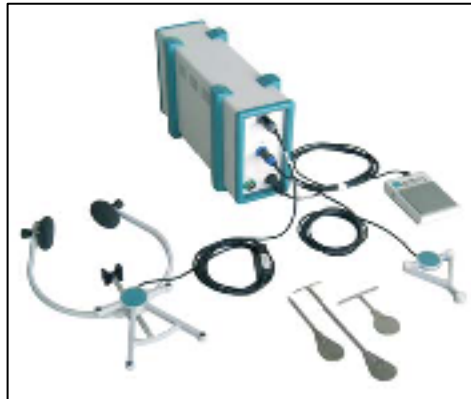
### **1.3.3. WinJaw CMS 20: Technische Daten und Systemkomponenten**

Das in dieser Studie verwendete System wurde in diversen Studien angewendet und auf seine Messgenauigkeit überprüft [Brunner 1999, HUGGER ET AL. 1999 und 2000, KORDAß ET GÄRTNER 1999, 2000, GÄRTNER 2003, JÜNGLING ET AL. 2004]. In der vorliegenden Arbeit wurde der relative Messfehler des verwendeten Gerätes wie später im Kapitel **3.4.2. Kontrollmessung** beschrieben ebenfalls bestimmt.

Bei Durchführung der Versuche saßen die Probanden auf einer zahnärztlichen Behandlungseinheit Typ Siemens S1 (SIEMENS, Deutschland). Die verwendete

---

Messapparatur ist die WinJaw CMS 20 (FIRMA ZEBRIS MEDIZINTECHNIK, Deutschland) und wird im folgenden Kapitel näher beschrieben.



**Abbildung 3:** Gesamtmesssystem zebris JMA20 mit Grundgerät, Gesichtsbogen, Messsensor, Tastspitzen, Kieferattachement und Fußschalter

Die Messapparatur wurde an einen Intel® Pentium® 4 CPU Computer angeschlossen mit 2.40 GHz und 512 MB RAM (INTEL, Deutschland). Als Betriebssystem diente Microsoft Windows XP Home Edition, Version 2002, Service Pack 1 (MICROSOFT, Deutschland).

Der Jaw Motion Analysis (JMA) (FIRMA ZEBRIS MEDIZINTECHNIK, Deutschland) ist ein kombiniertes Hardware-Software-System. Die Hardware besteht aus:

- einem Gesichtsbogen mit einem vierköpfigen Empfängermodul,
- einem Unterkieferlöffel (paraokklusal) mit magnetisch haftenden dreiköpfigen Messsensor,
- zwei Tastspitzen und
- dem Grundgerät.

Das System basiert auf der Laufzeitmessung von Ultraschallwellen. Die künstlich generierten Ultraschallwellen werden durch Mikrophone detektiert und elektronisch ausgewertet. Anhand der Laufzeitdifferenzen ermittelt die Elektronik die räumliche Orientierung der Sensoren bezüglich der Ultraschallgeneratoren [BRUNNER 1999]. Jeweils drei Miniatur-Schallsender sind im Mess- und Zeigesensor integriert. Nach der Signalverarbeitung werden die jeweiligen dreidimensionalen Positionen aus den Schallaufzeiten exakt bestimmt. Der JMA erfasst Bewegungen in 6 Freiheitsgraden.

---

Das System ermittelt durch Aussenden und Widerempfangen von Ultraschallsignalen gelenkfern angebrachter Sender und Empfänger die Lage der zuvor manuell eingegebenen Bezugsebenenpunkte bzw. der Scharnierachspunkte

Die Software bietet umfangreiche Programme zur Funktionserfassungen, -darstellungen und eine Artikulatorprogrammierungsfunktion sowie eine Datenbank. Die Lokalisation der Scharnierachse und Darstellung der Bewegungen beliebiger Unterkieferpunkte ist integriert, die Vorgabe bestimmter Achspunkte möglich. Das Erfassen eines zur Achsiographie zeitgleichen EMGs ist möglich. Das System ist erweiterbar zur Erfassung der Wirbelsäulenbewegung, Gleichgewichtsanalyse und Haltungsbeschreibung.



**Abbildung 4:** WinJaw Messapparatur beispielhaft am Kopf angebracht,  
aus WinJaw 10.4 for Windows Operating Instructions  
02/2002 © zebris 05/2004

Das verwendete Programm WinJaw zur Bissregistrierung und Funktionsanalyse des Kiefergelenks wird durch das Betriebssystem Windows 98 oder höher unterstützt. Aus der im Programm enthaltenen Datenbank, in der Projekte, Patienten und die einzelnen Messungen organisiert sind werden die Messungen computergestützt durchgeführt. Nach Beendigung können die Messungen im Record Explorer erneut abgespielt und bearbeitet werden. Der Report wird automatisch erstellt. Das Programm bietet zudem die Möglichkeit Messdaten zu exportieren [WINJAW BEDIENUNGSANLEITUNG, ZEBRIS MEDICAL].

Das WinJaw-Datenbank-System hat drei Ebenen, um die Messdaten zu organisieren: Die höchste Ebene ist die Project-Ebene. Hier können verschiedene Projekte, Patientengruppen oder Anwender angelegt werden. In der nächsten Ebene (Patients) werden die Patientendaten eingegeben. In der letzten Ebene (Records) werden die

---

Messdaten (Files) aufgelistet. Die Bezeichnung der Messdateien erstellt das Programm automatisch nach dem Untersuchungsdatum, einer fortlaufenden Nummer und der Untersuchungsart [WINJAW BEDIENUNGSANLEITUNG, ZEBRIS MEDICAL].

Die Software erlaubt mehrere Standard-Untersuchungen, auf die im Weiteren jedoch nicht näher eingegangen werden soll.

Die Messrate kann beliebig eingestellt werden. Es wird eine Frequenz von 80 Hz für die Funktionsanalyse und 50 Hz für die Artikulatoreinstellung empfohlen. Die Eingabe der Kondylenpunkte kann arbiträr durch direktes Antasten von Hautpunkten erfolgen. Zur mittelwertigen Eingabe ist es möglich, einen Ohrpunkt, z.B. den Oberrand des Tragus links und rechts über den T-Zeiger anzupunkten. Die Länge der Interkondylarachse kann entweder als feste Größe oder als prozentualer Anteil der Länge zwischen den angezeigten Hautpunkten eingegeben werden. Eine Achslänge von 68,4% entspricht nach Literaturangabe (Kordaß) dem Abstand der mittleren sagittalen Schnittebene zwischen dem linken und rechten Kondylus. Bei der Artikulatoreinstellung werden unabhängig von dieser Einstellung automatisch die artikulatorspezifischen Interkondylarachslängen verwendet [WINJAW BEDIENUNGSANLEITUNG, ZEBRIS MEDICAL GMBH].

Die Kondylenpunkte können auch automatisch durch Bestimmung der terminalen Scharnierachse durch Auswahl „Terminal hinge axis“ oder aus Protrusions- und Öffnungsbewegungen durch Auswahl „Kinematic axis“ bestimmt werden. Das System bestimmt die Position des Oberkiefers oder die Lage einer mit einem Messsensor bestückten Aufbissvorrichtung bezüglich der Referenzebene. Es können mit dem Taststift Punkte bzw. Linien bezüglich des Oberkiefers bzw. des Kopfes eingegeben werden (z.B. das Profil) sowie des Unterkiefers. Vor Beginn jeder Wiederholungsbewegung wird automatisch eine Kalibrierung durchgeführt und durch ein Tonsignal indiziert [WINJAW BEDIENUNGSANLEITUNG, ZEBRIS MEDICAL GMBH].

Abweichend von der ursprünglichen Definition wurde in der vorliegenden Studie als Prüffolie Shimstockfolie (HANEL, Deutschland) mit einer definierten Stärke von 8 µm benutzt. Zur besseren Handhabung wurden Folienhalter benutzt (ORBIS DENTAL, Deutschland). Die Sperrung wurde über das Einlegen von Zinnfolie mit definierter Dicke von 0,3 mm und Ausmaßen entsprechend der Definition des Resilienztestes nach Gerber erreicht.

---



Zudem kamen chemisch härtender Zwei-Komponenten-Kunststoff Protemp™ II (3M ESPE, Deutschland) und Instant Fix Sekundenkleber (DEMEDIS jetzt HENRY SCHEIN) zum Einsatz. Zur Reinigung der Zahnoberflächen nach Beendigung der Versuche wurden zahnärztliche KÜRretten und Scaler von HuFriedy® (HUFRIEDY, Deutschland) und Cleanic Dent Politurpaste (HAWE NEOS DENTAL, Schweiz) sowie Politurkelche benutzt.

Außerdem wurde bei der Versuchsreihe zur Berechnung des Gerätefehlers ein Artikulator Protar 7 (KAVO, Deutschland) benutzt.

---

## 2. Fragestellung

Aufgrund der dargelegten Uneinigkeit in der Bewertung des vorliegenden Testverfahren zur Überprüfung der Kiefergelenkresilienz, der verbesserten Möglichkeit der nicht-invasiven und reproduzierbaren Darstellung der Bewegungsbahnen der Kondylen und der Unkenntnis der genauen Kiefergelenksposition bei Durchführung des Resilienztests nach Gerber ist eine Überprüfung an einer gesunden und repräsentativen Probandengruppe angezeigt.

Die vorliegende Arbeit gliedert sich in zwei Teilbereiche: im ersten Teil werden die resultierenden Kondylenbewegungen während der verschiedenen Phasen der klinischen Untersuchung analysiert und im zweiten Teil steht die Reproduzierbarkeit der klinischen Messung im Vordergrund. Insbesondere sollen durch die vorliegende Arbeit folgende Fragen beantwortet werden:

1. Welche Bewegungen führen die Kondylen bei der klinischen Durchführung eines Resilienztests tatsächlich aus?
  2. Ab welcher Stärke der Zinnfolie wird die Shimstockfolie im Mittel klinisch nicht mehr gehalten?
  3. Wohin bewegen sich die Kondylen, wenn die Shimstockfolie gerade noch gehalten wird?
  4. Wohin bewegen sich die Kondylen, wenn die Shimstockfolie nicht mehr gehalten wird?
  5. Sind die Ergebnisse des Resilienztests nach Gerber an einem Probanden bei einer Wiederholung durch denselben Behandler innerhalb einer Stunde reproduzierbar?
  6. Sind die Ergebnisse des Resilienztests nach Gerber an einem Probanden auch bei einer Wiederholung durch denselben Behandler nach einem Zeitraum von vier Wochen reproduzierbar?
  7. Sind die Ergebnisse des Resilienztests nach Gerber an einem Probanden auch reproduzierbar, wenn zwei unterschiedliche Behandler den gleichen Test durchführen?
-

## **3. Material und Methode**

### **3.1. Versuchsgruppen**

Alle Probanden erklärten sich freiwillig zu der Untersuchung bereit. Die Probanden wurden randomisiert in drei Gruppen mit einer Größe von zwölf Probanden pro Gruppe entsprechend des ersten Fragenkomplexes aufgeteilt.

Bei der ersten Gruppe wurde der Resilienztest nach Gerber nach Ablauf einer Stunde wiederholt. Die Probanden der zweiten Gruppe wurden nach einem Monats erneut gemessen. Die dritte Gruppe wurde von zwei unterschiedlichen Behandlern in einem Zeitraum von zwei bis vier Wochen gemessen.

Sämtliche Messungen aller Probanden wurden zur Beantwortung des zweiten Fragenkomplexes als Grundlage verwendet.

### **3.2. Charakterisierung der Probanden**

Die Untersuchungen wurden an 38 Probanden durchgeführt. Die Probanden waren allesamt Studenten, Mitarbeiter oder ehemalige Studenten des Fachbereiches Zahnmedizin, Dekanat Medizin der FU Berlin. Zum Zeitpunkt der Untersuchung waren sie in einem Alter zwischen 25 und 32 Jahren, davon 20 Frauen und 18 Männer. Alle Probanden erfüllten folgende Kriterien:

- Vollbezahnung, ausgenommen der dritten Molaren,
  - ähnliche Anzahl und vergleichbare Anordnung der Zahnkontakte in habitueller und maximaler Interkuspidation,
  - Normale, geradlinige Kieferöffnung,
  - Keine Bewegungseinschränkung zur Seite und nach vorn oder bei der Öffnung,
  - Klinisch beschwerdefreies Kiefergelenk:
    - Kein Gelenkknacken und keine Geräusche (Tastbefund und Hörbefund)
-

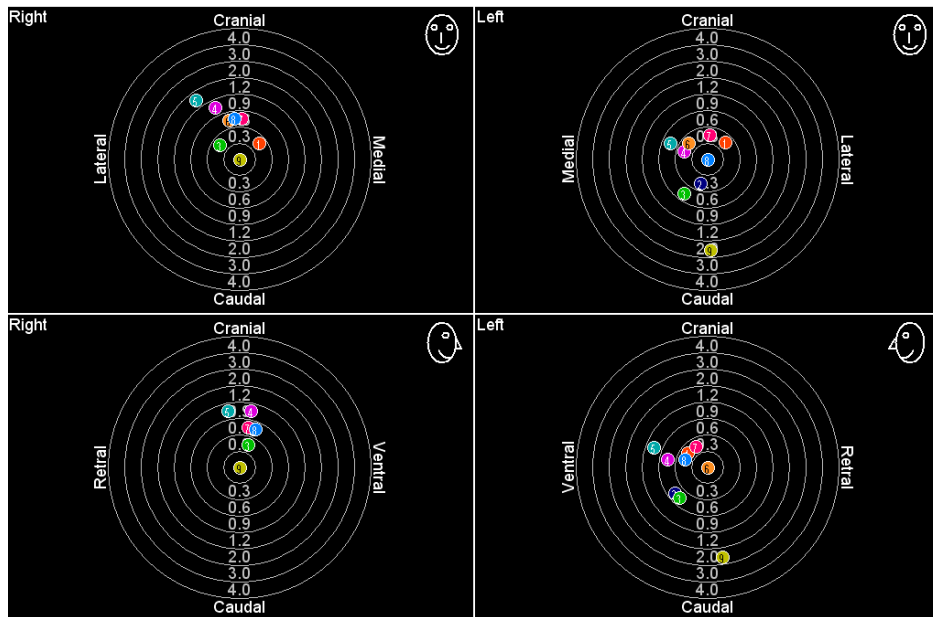
- Keine Schmerzen an Kaumuskeln oder Kiefergelenk (Palpation)
- Keiner der Probanden hatte partiellen oder totalen Zahnersatz.

### **3.3. Messapparatur**

#### **3.3.1. Messprinzip (Funktionsweise)**

Aus den vorgegebenen Programmen der Messeinheit wird zur Versuchsdurchführung die Einstellung „EPA-Test“ gewählt. Dieser Test erlaubt die statische Positionsbestimmung der Kondylen in einer Referenzmessung und in bis zu zehn Folgemessungen. Darüber hinaus können die Messpunkte in Bezug zur Kondylenbahn gesetzt werden. Die Bestimmung erfolgt in zentrischer Kondylenposition und in der Kondylenposition nach Einbringung der Referenzfolie durch Aktivierung des Fußschalters.

Die Kondylenpositionen können arbiträr oder durch Bestimmung einer individuellen Scharnierachse erfasst werden. Standardmäßig erfolgt die Anzeige der Positionen bei einer Länge der Interkondylarachse von 68,4 % des Abstandes der gemessenen Hauptpunkte. Die Eingabe der Referenzebene erfolgt entsprechend der Beschreibung im folgenden Kapitel. Nach Eingabe der zweiten Position folgt sofort die Anzeige der Kondylenverlagerung in den vier Bildschirmfestern sagittal und frontal in den Schritten 0.3, 0.6, 0.9, 1.2, 2.0, 3.0 und 4.0 mm. Die in den Messscheiben eingezeichneten weißen Kreise geben die Abstandsveränderung der linken und rechten Kondylenposition wieder.



**Abbildung 5:** Darstellung der Messscheiben im „Zielscheibendiagramm“

Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Kondylen an. Eine Wiederholung bzw. Korrektur der Messung kann durch Anwählen der entsprechenden Funktionstaste in der Symbolleiste erfolgen. Nach Eingabe der statischen Kondylenpositionen können die Kondylenbahnen durch eine Protrusionsbewegung aufgezeichnet werden. Diese werden im Messreport zusammen mit den Messpunkten in der sagittalen und frontalen Projektion dargestellt. Die Darstellung im Report erfolgt in Stufen nach dem Betrag der Verschiebung (Ring) und der Richtung (Linie).

Der Report zur elektronischen Positionsanalyse beinhaltet die Darstellung der Positionen des linken und rechten Kondylus in der sagittalen und frontalen Projektion als „Zielscheibendiagramm“ und in einer Darstellung zusammen mit der frontalen und sagittalen Kondylenbahn.

Im Folgenden ist das „Zielscheibendiagramm“ kurz erläutert:

Es sind bis zu zehn Kondylenpositionen bezüglich des Referenz- Mittelpunktes als farbige Markierung dargestellt. Die Nummerierung in den Farbmarkierungen erfolgt nach der Reihenfolge der Messung. Die Skalierung dieser Darstellung ist nicht linear und in Bereiche von 0,3 bis 4,0 mm unterteilt. Die Darstellung zeigt die Richtung und den Betrag der Kondylenposition.

Das Koordinatensystem des Messinstrumentes bezieht sich auf die Referenzebene, die aus den beiden Kondylenpunkten und dem Infraorbitalpunkt gebildet wird.

**Tabelle 2:** Definition des systemgegebenen Koordinatensystems. Entsprechend der Vorzeichen und der Achsen bedeuten die Werte Bewegungsrichtungen im Raum.

Achsen	Bewegungen	
	+	-
X	anterior	dorsal
Y	kaudal	kranial
Z	rechts	links

Alle im Messsystem verwendeten Koordinaten beziehen sich auf ein Kopfkoordinatensystem, das aus dem linken und rechten Kondylenpunkt und aus dem Infraorbitalpunkt gebildet wird.

Die Geräteparameter sind standardmäßig vom Gerät vorgegeben, können aber individuell verändert und gespeichert werden.

### 3.3.2. Klinische Handhabung

Zunächst musste nach Programmangabe als Bezugsebene die Achs-Orbitalebene definiert werden. Diese wurde über die Pointerfunktion des Messsystems eingegeben. Hierzu wurde nacheinander der linke und rechte Kondylenpunkt eingegeben. Die Eingabe wurde arbiträr auf der Haut im Bereich der Mitte der Kondylen durchgeführt. Standardmäßig wurde hierfür der T-Zeiger benutzt. Mittels Magnethalterung wurde dieser am Messsensor befestigt. Die Eingabe der Punkte erfolgte zunächst links und dann rechts. Das Messkreuz befand sich während der Übernahme der Punkte möglichst parallel unterhalb des Empfängersensors. Durch Drücken des Fußschalters oder der Enter-Taste der Rechnertastatur wurde der jeweilige Messpunkt übernommen. Zur Eingabe des Infraorbitalpunktes wurde der kurze Zeiger am Messsensor befestigt. Die Spitze des Zeigers musste nun an den tiefsten knöchernen Punkt der rechten oder linken Augenhöhle des Patienten geführt werden, das Messkreuz ebenfalls annähernd parallel. Nach Eingabe der Punkte wurde durch Drücken des Fußschalters oder der Enter-Taste am Rechner die Eingabe der Referenzebene bestätigt. Der Gesichtsbogen wurde am Nasion aufgesetzt und mittels des vorgespannten Bogens am Hinterkopf oberhalb der Ohren angelegt. Der Empfängersensor wurde mittels Magnetverschluss am mitgelieferten Gesichtsbogen befestigt. Die Befestigung des Unterkiefersensor

erfolgte paraokklusal unbeweglich an den Labialflächen der Unterkieferfrontzähne Die Adaptation des T-förmigen, mit Retentionen versehene Metallattachement musste so angepasst werden, dass die Funktionsbewegungen aus der habituellen Interkuspitation nicht gestört sind.



**Abbildung 6:** paramandibulärer Löffel nach Kordaß, Greifswald  
aus *WinJaw 10.4 for Windows Operating Instructions*  
zebris Medizintechnik GmbH WinJaw Text-Release: 02/2002

Nach Durchführung aller Vorarbeiten wurde nun in der habituellen Interkuspitation die Kalibriermessung durchgeführt. Bewegungen des Unterkiefers konnten danach am Bildschirm in Echtzeit verfolgt werden.

## 3.4. Versuchsdurchführung

### 3.4.1. Methodik

Der Test wurde bei allen Patienten beidseits durchgeführt. Die Sperrung der Okklusion wird in 0,3 mm größer werdenden Schritten beginnend bei 0,3 mm und endend mit 1,2 mm starker Zinnfolie durchgeführt. Es wurde immer auf der rechten Seite mit der Sperrung begonnen. Nach Abschluss der rechten Messreihe wurde auf der linken Seite begonnen. Die Probanden wurden wie im Kapitel 1.2.1. beschrieben einheitlich angehalten „die Prüffolie zu halten“, um dem Test entsprechendere Ergebnisse hervorzubringen [DIEDERICHS ET AL. 1997]. Zur besseren Handhabung der Prüffolie wurden Folienhalter benutzt (ORBIS DENTAL, Deutschland). Die zur Überprüfung verwendete Shimstockfolie (HANEL, Deutschland) wurde immer ungefaltet mit definierter Stärke von 8 µm verwendet [DOS SANTOS ET NOWLIN 1992, BUMANN ET AL. 1994, STRUB ET AL. 1999].

---

Der paraokklusale Löffel des Messgerätes wurde an den entsprechenden Unterkieferzahnbogen des jeweiligen Probanden vestibulär grob angepasst. Der Zwischenraum zwischen Löffel und Vestibularflächen der Unterkieferzähne wurde durch das Aufbringen von Protemp™ II (3M ESPE, Deutschland) aufgefüllt. Die Impressionen im Kunststoff erlaubten eine eindeutige Reposition und Adaptation des Attachments an den Frontzähnen in situ. Festgeklebt wurde das kunststoffunterlegte Metallattachment möglichst weit inzisal mit ausreichendem Sicherheitsabstand zur Gingiva, um Irritationen zu vermeiden. Definitiv befestigt wurde der paraokklusale Löffel mit Instant Fix Sekundenkleber (DEMEDIS jetzt HENRY SCHEIN), ohne dass eine okklusale Sperrung oder ein Versatz der Mandibula bei Kieferschluss eintreten durfte. Durch rüttelnde Bewegungen konnte das kurzzeitig inkorporierte Attachment wieder gelöst werden. Sämtliche Spuren der Befestigung wurden nach Versuchende bei einer professionellen Zahnreinigung entfernt.

Sämtliche Probanden saßen aufrecht auf einer in Grundstellung positionierten zahnärztlichen Behandlungseinheit Typ Siemens S1 (SIEMENS, Deutschland) im Behandlungsbereich für Studenten der Zahnklinik Süd, FU Berlin. Die Probanden wurden gebeten, sich möglichst zu entspannen.

Sämtliche Messungen wurden im Zeitraum von 5 Wochen durchgeführt. Um Verfälschungen der Ergebnisse zu Vermeiden wurden die einzelnen Gruppen nicht nacheinander vermessen, sondern vermischt.

### **3.4.2. Kontrollmessung**

In vorherigen Studien wird die räumliche Auflösung unter Normalbedingungen des WinJaw CMS 20 (ZEBRIS MEDIZINTECHNIK, Deutschland) mit 50 µm angegeben [Brunner 1999, HUGGER ET AL. 1999 und 2000, KORDAß ET GÄRTNER 1999, 2000, GÄRTNER 2003]. Der Hersteller gibt 0,1 mm mittleren lokalen Messfehler des Messsensors und eine maximale Messauflösung von 0,01 mm an. Zur Überprüfung und Dokumentation der Messgenauigkeit wurde in der vorliegenden Arbeit eine weitere nicht-klinische Messreihe an einem Artikulator Typ Protar 7 (KAVO, Deutschland) zur Berechnung des Gerätefehlers durchgeführt. In den Artikulator wurden die Abdrücke eines eugnathen Gebisses entsprechend den Vorgaben der Probandenauswahl mittelwertig einartikuliert und der paramandibuläre Löffel des Messinstrumentes am Unterkiefermodell vestibulär

---



befestigt. Danach konnte am Artikulatorbasisteil des Oberkiefers die Distraction in Millimetern eingestellt werden (siehe Abbildungen 7 und 8) und eine entsprechende Messung der Kondylenposition vorgenommen werden.



**Abbildung 7:** Einstellung der Distraction am Artikulatoroberteil [BUMANN]



**Abbildung 8:** Über das Einstellrad wird das Maß der Distraction eingestellt [BUMANN]

In jeder Messreihe wurde die Distraction für das rechte und linke Artikulatorgelenk einzeln gemessen. Vor und nach den Distractionen der einzelnen Seiten wurde eine Nullmessung in zentrischer Position vorgenommen. Diese Messungen wurden zwölf Mal durchgeführt, um eine vergleichbare Gruppe zu den Messgruppen zu produzieren. Die grundsätzliche Überlegung bei dieser Art der Systemüberprüfung basiert auf einer maximal ähnlichen Simulation der klinischen Anwendung. Durch diese Messungen wurde die statistische Ungenauigkeit ermittelt und bei der Datenauswertung berücksichtigt.

---

### 3.4.3. Statistische Auswertung

Durch den Verfasser wurde eine erste statistische Aufbereitung der Daten vorgenommen, die im Folgenden näher beschreiben wird. Die endgültige Auswertung erfolgte in Wien, Österreich durch ARWIG (Arbeitskreis wissenschaftsbasierte Gesundheitsversorgung).

Nach Abschluss aller Messungen wurden die Daten im Ascii-Format aus dem systemeigenen Datenverarbeitungsprogramm WinJaw [FIRMA ZEBRIS, Deutschland] extrahiert und im Programm Microsoft Excel<sup>®</sup> [MICROSOFT, Deutschland] in tabellarischer Form gesammelt und primär statistisch aufbereitet.

Zuerst wurden die einzelnen Messgruppen in sechs Tabellen zusammengefasst. Da durch das Programm die Bewegungsendstellung der Kondylen ermittelt wurde, wurden zur Ermittlung der Versatzstrecke in allen drei Raumrichtungen die Differenzen zwischen entsprechender Position und Ausgangsposition berechnet. Die entstandenen Daten wurden zugehörig der Gruppeneinteilung der Versuchsreihen zu drei Tabellen zusammengefasst, so dass eine endgültige Auswertung erfolgen konnte. Es wurden für jede Messgruppe und zusätzlich für alle Probanden singulär immer folgende grundsätzliche Parameter bestimmt:

1. Mittelwert,
2. Median,
3. Standardabweichung,
4. Varianz.

Die zur Systemüberprüfung gemessenen Daten wurden ebenso extrahiert und in Excel<sup>®</sup> tabellarisch aufgelistet. Die oben genannten Parameter wurden auch hier für jede Messung bestimmt.

Die entstandenen Dateien wurden via e-Mail nach Wien, Österreich den ARWIG Arbeitskreis wissenschaftsbasierte Gesundheitsversorgung gesendet. Die definitive statistische Auswertung erfolgte dort.

---

## **3.5. Statistische Methoden**

### **3.5.1. Hypothesenprüfung allgemein**

Generell ist zu den Überprüfungen der Hypothesen zu sagen, dass bei statistischen Verfahren die Nullhypothesen ( $H_0$ ) jeweils so gerichtet sind, dass sie die Zufälligkeit erfassen. Das bedeutet „kein Unterschied“, „kein Zusammenhang“ etc. Die Alternativhypothesen ( $H_1$ ) sagen dann, dass es sich um signifikante Ergebnisse handelt.

Das bedeutet, dass bei nichtsignifikanten Ergebnissen nur deren Nichtsignifikanz vermerkt wird, ohne auf rechnerische Ergebnisse einzugehen. Nur im Falle von signifikanten Ergebnissen wird dieses insofern angegeben, dass der p-Wert des Verfahrens vermerkt wird. Ein p-Wert  $<0,05$  ist äquivalent einem 95% Signifikanzniveau, ein p-Wert von  $<0,01$  einem 99% Niveau. Dieser p-Wert ist die komprimierteste Art eines statistischen Testergebnisses und zeigt auf, ob die Nullhypothese verworfen werden muss [CLAUß ET EBNER 1985].

Alle statistischen Tests der vorliegenden Dissertation wurden mittels dem Softwarepaket „Statistical Package for Social Sciences“ SPSS, Version 11.5.1, 2002 durchgeführt.

### **3.5.2. Kolmogorov-Smirnov-Test**

Variablen, die kontinuierlich- oder intervallskaliert sind, bedürfen in der Regel einer Prüfung auf Normalverteilung, um die Daten auf ihre Voraussetzungen zur Anwendung der statistischen Methoden zu überprüfen. Diese Methoden (parametrische Verfahren) erhalten einen grundsätzlichen Vorrang gegenüber den nicht-parametrischen Verfahren [CLAUß ET EBNER 1985].

Für die Überprüfung der Verteilung wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test eingesetzt. Dieses Verfahren dient zur Prüfung auf Normalverteilung einer Variablen. Dabei wird die beobachtete kumulative Verteilungsfunktion für eine Variable mit einer festgelegten theoretischen Verteilung verglichen. Der Kolmogorov-Smirnov-Z-Wert wird aus der größten Differenz (in Absolutwerten) zwischen beobachteten und theoretischen kumulativen Verteilungsfunktionen berechnet. Mit diesem Test für die Güte der

---

Anpassung wird geprüft, ob die Beobachtung wahrscheinlich aus der angegebenen Verteilung stammt. Das Ergebnis wird als p-Wert ausgedrückt, wobei die Variable normal verteilt ist, wenn  $p > 0,05$  ist [SPSS 2002].

In vorliegender Untersuchung wurden alle Variablen mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf ihre Verteilung geprüft.

### **3.5.3. t-Test für abhängige und unabhängige Stichproben**

Der t-Test ist ein parametrisches (für Normalverteilungen geeignetes) statistisches Verfahren zur Signifikanzprüfung von Mittelwertsunterschieden. Beim Vergleich zweier unabhängiger Stichproben werden zwei verschiedene Stichproben hinsichtlich eines Merkmales auf die Identität (bzw. Unterschiedlichkeit) ihrer Mittelwerte geprüft, beim Vergleich zweier abhängiger Stichproben werden zwei Mittelwerte von Ergebnissen ein- und derselben Personen zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten geprüft. In vorliegender Untersuchung kam ausschließlich der t-Test für abhängige Stichproben zum Einsatz.

Als Prüfgröße dient die Teststatistik (T-Wert), der in einen Wahrscheinlichkeitswert  $p$  umgewandelt wird, wobei auf einem 99% oder einem 95% Niveau getestet werden kann. Wenn das Ergebnis über dieser Grenze liegt, so sind Unterschiede als rein zufällig anzusehen. Liegt das Ergebnis darunter, spricht man von einem überzufälligen oder signifikanten Ergebnis. Ein signifikanter Mittelwertsunterschied ist gegeben, wenn  $p \leq 0,05$ , von einem hoch signifikanten Unterschied spricht man ab  $p \leq 0,01$  und ab einem Wert von  $p \leq 0,001$  spricht man von einem höchst signifikanten Unterschied [CLAUß ET EBNER 1985].

### **3.5.4. t-Test bei einer Stichprobe**

Der t-Test für einzelne Stichproben ist ein Verfahren zum Vergleich von Mittelwerten einer einzelnen Variablen mit einer spezifischen Konstanten.

Testkennzahlen sind der Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler des Mittelwertes, die mittlere Differenz zwischen den zu testenden Variablen und der spezifischen Konstanten. Die Signifikanzprüfung findet mit einem 95-prozentigem Konfidenzintervall statt, wobei der p-Wert die Interpretationsgröße ist [SPSS 2002].

---

In vorliegender Untersuchung wurden t-Tests für einzelne Stichproben zur Berechnung des Gerätefehlers eingesetzt.

### **3.5.5. Wilcoxon-Test**

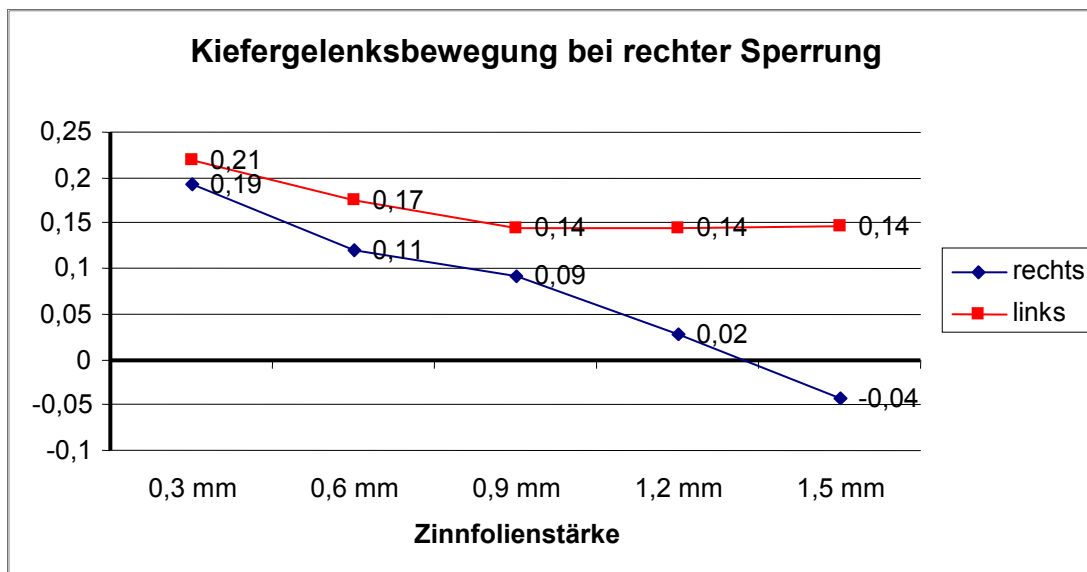
Der Wilcoxon-Test vergleicht zwei abhängige Stichproben (gleiche Person, Erst- und Zweituntersuchung) hinsichtlich ihrer zentralen Tendenz. Dieses Verfahren ist das Pendant zum t-Test und ist für nicht normal verteilte Variablen geeignet. Die Mediane der Verteilung werden auf statistisch signifikante Unterschiede geprüft. Auch hier findet eine Umwandlung der Teststatistik  $Z$  in einen Wahrscheinlichkeitswert  $p$  statt, welcher die Signifikanz angibt [SACHS 1984].

## 4. Ergebnisse

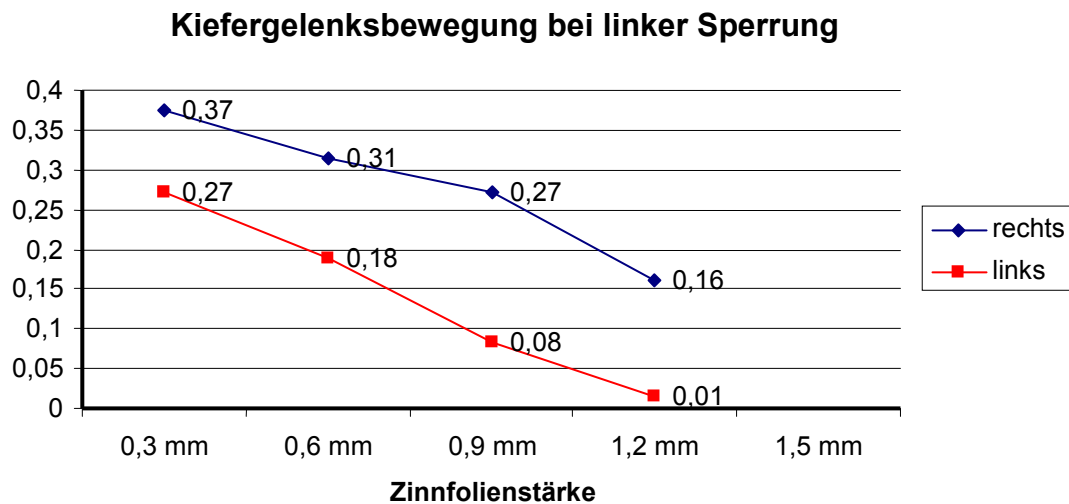
### 4.1. Welche Bewegungen führen die Kondylen bei der klinischen Durchführung des Resilienztests tatsächlich aus?

#### 4.1.1. Auswertung der sagittalen Richtung

Bei Sperrung der rechten Seite zeigen die Kondylen beidseits im Mittel eine anterior gerichtete Bewegung. Am stärksten zeigt sich diese Bewegung initial und wird mit zunehmender Sperrung immer schwächer (Abb. 9). Das gleiche Bild zeigt sich bei Sperrung der linken Seite. Die Kondylen beider Seiten führen im Mittel eine Vorwärtsbewegung aus, die bei der geringsten Sperrung am weitesten ist und sich dann schnell in Richtung Stillstand bewegt (Abb. 10).



**Abbildung 9:** Graphische Darstellung der sagittalen Bewegung beider Kondylen in Abhängigkeit zur Sperrung der rechten Seite. Die Zunahme der Werte beschreibt eine anteriore Bewegung, die Abnahme der Werte eine posteriore Bewegungsrichtung. Beim rechten Kiefergelenk findet in terminaler Sperrung eine Rückschubbewegung statt.

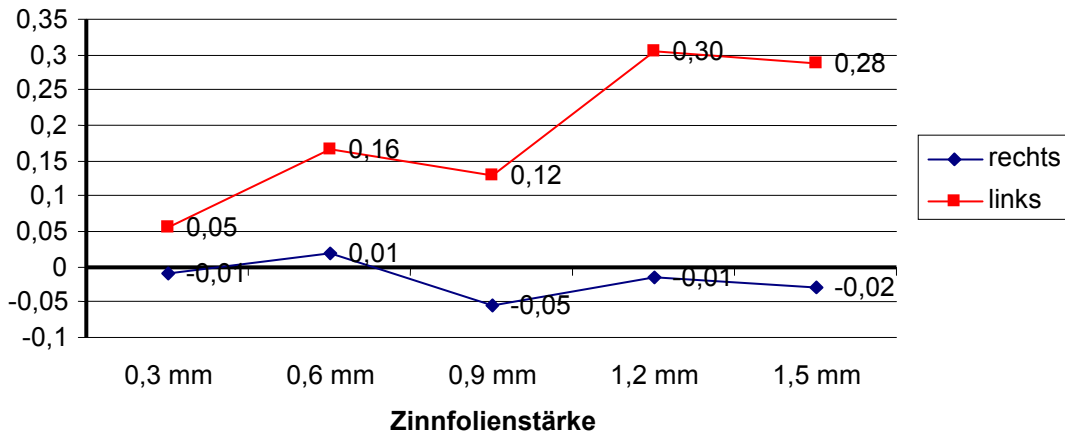


**Abbildung 10:** Graphische Darstellung der sagittalen Bewegung beider Kondylen in Abhängigkeit zur Sperrung der linken Seite. Die Zunahme der Werte beschreibt eine anteriore Bewegung, die Abnahme der Werte eine posteriore Bewegungsrichtung. Man erkennt das fast vollständige Enden der Protrusion bei terminaler Sperrung

#### 4.1.2. Auswertung der vertikalen Richtung

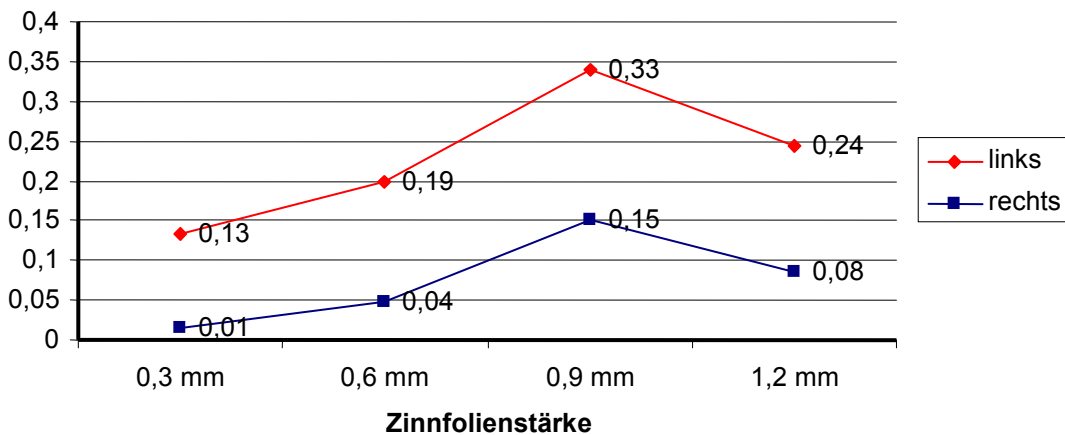
Bei Sperrung der rechten Seite führen die Kondylen rechts im Mittel eine kaudal gerichtete Bewegung aus. Die Abweichungen sind jedoch sehr gering. Die linken Kondylen bewegen sich entgegengesetzt und es entsteht eine kraniale Bewegungstendenz (Abb. 11). Bei Sperrung der linken Seite führen die Kondylen beidseits im Mittel eine kranial gerichtete Bewegung aus. Die Größe der Bewegung ist initial gering und wird mit zunehmender Sperrung größer (Abb. 12).

### Kiefergelenksbewegung bei rechter Sperrung



**Abbildung 11:** Graphische Darstellung der vertikalen Bewegung beider Kondylen in Abhängigkeit zur Sperrung der rechten Seite. Die Zunahme der Werte beschreibt eine kraniale Bewegung, die Abnahme der Werte eine kaudale Bewegungsrichtung. Das rechte Kiefergelenk zeigt praktisch keine Lageveränderung.

### Kiefergelenksbewegung bei linker Sperrung



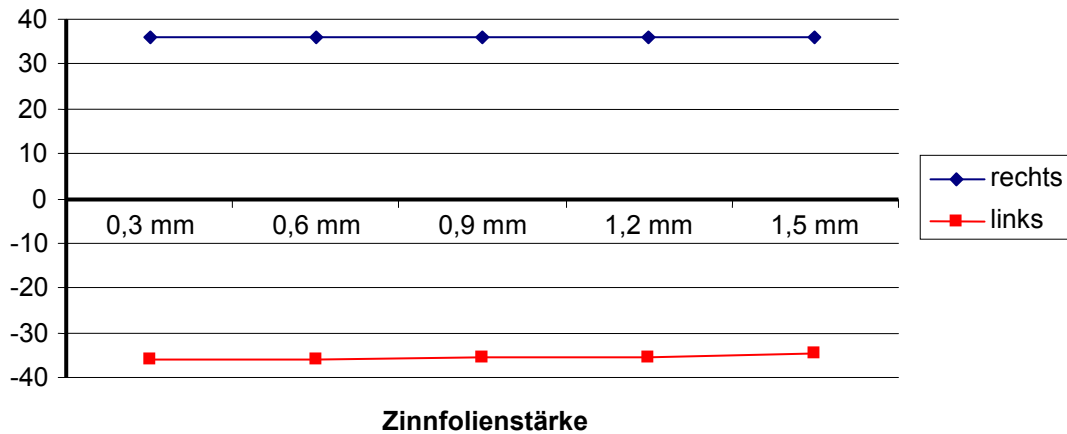
**Abbildung 12:** Graphische Darstellung der vertikalen Bewegung beider Kondylen in Abhängigkeit zur Sperrung der linken Seite. Die Zunahme der Werte beschreibt eine kraniale Bewegung, die Abnahme der Werte eine kaudale Bewegungsrichtung. Das linke Kiefergelenk zeigt die gleiche Bewegungstendenz stärker ausgeprägt.

#### 4.1.3. Auswertung der transversalen Richtung

Bei Sperrung bewegen sich die Kondylen beidseits im Mittel nach lateral. Es lässt sich eine gleich bleibende gegensätzliche Lateralverschiebung der Kondylen unabhängig von der gesperrten Seite feststellen. Es findet keine Zunahme der Bewegung mit zunehmender Folienstärke statt.

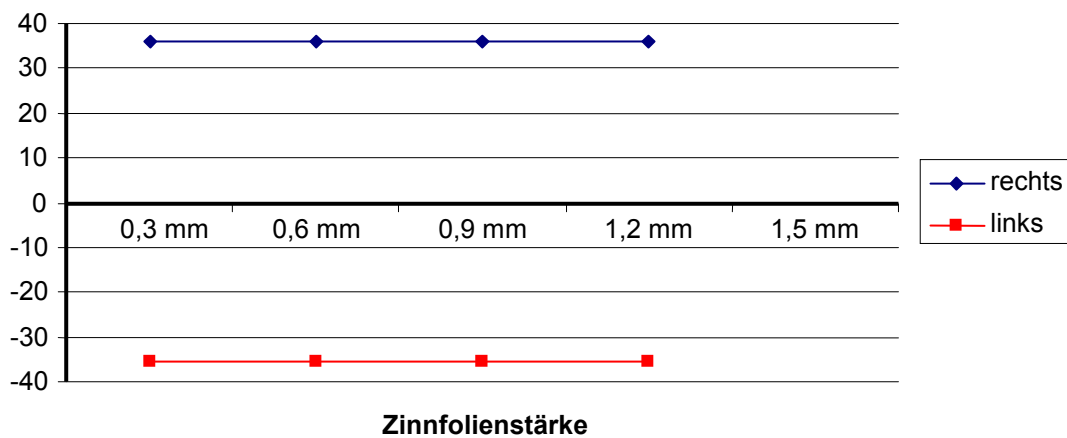


### Kiefergelenksbewegung bei rechter Sperrung



**Abbildung 13:** Graphische Darstellung der transversalen Bewegung beider Kondylen in Abhängigkeit der Sperrung der rechten Seite. Die Zunahme der Werte beschreibt eine laterale Bewegung, die Abnahme der Werte eine mediale Bewegungsrichtung. Beide Kondylen stehen konstant lateral der Ausgangsposition.

### Kiefergelenksbewegung bei linker Sperrung



**Abbildung 14:** Graphische Darstellung der transversalen Bewegung beider Kondylen in Abhängigkeit der Sperrung der linken Seite. Die Zunahme der Werte beschreibt eine laterale Bewegung, die Abnahme der Werte eine mediale Bewegungsrichtung. Beide Kondylen stehen konstant lateral der Ausgangsposition.

## 4.2. Ab welcher Zinnfolienstärke wird die Shimstockfolie im Mittel klinisch nicht mehr gehalten?

Ausgewertet wird nur die vertikale Richtung. Auf beiden Seiten wird die Shimstockfolie am Häufigsten bei 0,9 mm Sperre nicht mehr gehalten. Bei Sperrung auf der rechten

Seite liegen 65,8%, auf der linken Seite 67,1% der Probanden bei diesem Wert (Tab. 3).

**Tabelle 3:** Häufigkeitstabelle der Wendepunkte bei rechter und linker Sperre

	Häufigkeit		Prozent	
	Rechts	Links	Rechts	Links
0,6 mm	15	23	19,7	30,3
0,9 mm	50	51	65,8	67,1
1,2 mm	11	2	14,5	2,6
<b>Gesamt</b>	76	76	100,0	100,0

### 4.3. Wohin bewegen sich die Kondylen, wenn die Shimstockfolie gerade noch gehalten wird?

In vorliegender Untersuchung gelangen die Ausgangs- und Messwerte des ersten Messzeitpunktes zur Auswertung, unabhängig davon, welche Stärke die Zinnfolie am entsprechenden Wendepunkt aufwies. Der für diese Arbeit definierte Punkt-L bezeichnet die Wendestelle oder „Loslasspunkt“, an dem die Prüffolie nicht mehr gehalten werden kann.

$H_0$ : Es besteht kein Unterschied zwischen der Ausgangsmessung und dem Punkt, an dem die Shimstockfolie gerade noch gehalten werden kann.

$H_1$ : Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen dem Ausgangswert und dem Punkt, an dem die Shimstockfolie gerade noch gehalten werden kann.

#### 4.3.1. Auswertung der sagittalen Richtung

Die Schwankungsbreite für den linken Kondylus liegt bei 1,83 mm und für das rechte Kiefergelenk beträgt sie 2,24 mm (Tab. 4). Für das rechte Kiefergelenk kann keine statistische Signifikanz ermittelt werden. Nur auf der linken Seite unterscheidet sich der Wert des Punktes-L signifikant vom Ausgangswert (Tab. 5). Folglich ist keine Aussage

über die Bewegungsrichtung des Kondylus möglich. Aus statistischer Sicht kann die  $H_1$  nur für die linke Seite angenommen werden.

**Tabelle 4:** Deskriptive Statistik der sagittalen Messungen der Ausgangswerte und Punkte, an dem die Shimstockfolie nicht mehr gehalten werden kann (Punkt-L) für die Kiefergelenke. Es sind die Minima und Maxima, die Mittelwerte der Messungen (MW) und die Standardabweichung (SD) dargestellt.

Kiefergelenk links	Minimum	Maximum	MW	SD	n
Ausgangswert	0,000	0,000	0,000	0,000	38
Punkt-L	-0,463	1,370	0,176	0,400	38
Kiefergelenk rechts	Minimum	Maximum	MW	SD	n
Ausgangswert	0,000	0,000	0,000	0,000	38
Punkt-L	-0,884	1,352	0,083	0,390	38

**Tabelle 5:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken in sagittaler Richtung. Nur für die linke Seite zeigt sich eine statistische Signifikanz.

Kiefergelenk links	p-Wert
Ausgangswert – Punkt-L	0,010
Kiefergelenk rechts	p-Wert
Ausgangswert – Punkt-L	0,195

#### 4.3.2. Auswertung der vertikalen Richtung

In der vertikalen Richtung ist die Schwankungsbreite für das linke Kiefergelenk mit 4,24 mm und für das rechte Kiefergelenk mit 4,33 mm sogar doppelt so groß wie in der vorangegangenen Ebene (Tab. 6). Eine statistische Signifikanz kann erwartungsgemäß für kein Kiefergelenk ermittelt werden (Tab. 7). Folglich ist keine Aussage über die Bewegungsrichtung des Kondylus möglich.

**Tabelle 6:** Deskriptive Statistik der vertikalen Messungen der Ausgangswerte und Punkte, an dem die Shimstockfolie nicht mehr gehalten werden kann (Punkt-L) für die Kiefergelenke. Es sind die Minima und Maxima, die Mittelwerte der Messungen (MW) und die Standardabweichung (SD) dargestellt.

Kiefergelenk links	Minimum	Maximum	MW	SD	n
Ausgangswert	0,000	0,000	0,000	0,000	38
Punkt-L	-2,772	1,470	-0,020	0,625	38
Kiefergelenk rechts	Minimum	Maximum	MW	SD	n
Ausgangswert	0,000	0,000	0,000	0,000	38
Punkt-L	-3,311	1,022	0,060	0,686	38

**Tabelle 7:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken in vertikaler Richtung. Es zeigt sich keine statistische Signifikanz.

Kiefergelenk links	p-Wert
Ausgangswert – Punkt-L	0,843
Kiefergelenk rechts	p-Wert
Ausgangswert – Punkt-L	0,588

### 4.3.3. Auswertung der transversalen Richtung

Die statistische Schwankungsbreite für bei Überprüfung beider Kiefergelenke liegt außerhalb physiologischer Möglichkeiten (Tab. 8). Die Unterschiede der Werte am Wendepunkt (Der für diese Arbeit definierte Punkt-L bezeichnet die Wendestelle oder den „Loslasspunkt“, an dem die Prüffolie nicht mehr gehalten werden kann.) zum Ausgangswert erreichen keine statistische Signifikanz (Tab. 9). Folglich ist erneut keine verlässliche Aussage über die Bewegungsrichtung des Kondylus möglich.

**Tabelle 8:** Deskriptive Statistik der transversalen Messungen der Ausgangswerte und Punkte, an dem die Shimstockfolie nicht mehr gehalten werden kann (Punkt-L) für die Kiefergelenke. Es sind die Minima und Maxima, die Mittelwerte der Messungen (MW) und die Standardabweichung (SD) dargestellt.

Kiefergelenk links	Minimum	Maximum	MW	SD	n
Ausgangswert	-46,903	-12,629	-36,066	12,460	38
Punkt-L	-44,752	-13,323	-35,555	12,567	38
Kiefergelenk rechts	Minimum	Maximum	MW	SD	n
Ausgangswert	12,189	45,783	36,160	12,634	38
Punkt-L	13,386	44,799	35,918	12,628	38

**Tabelle 9:** Ergebnisse des Wilcoxon Tests beider Kiefergelenke in transversaler Richtung. Es zeigt sich keine statistische Signifikanz.

Kiefergelenk links	p-Wert
Ausgangswert links – Punkt-L	0,158
Kiefergelenk rechts	p-Wert
Ausgangswert rechts – Punkt-L	0,162

#### 4.4. Wohin bewegen sich die Kondylen, wenn die Shimstockfolie nicht mehr gehalten wird?

In dieser Auswertung werden die Messwerte des Punktes, an dem die Shimstockfolie nicht mehr gehalten werden kann (Punkt-L) und die Werte, die danach aufgezeichnet wurden miteinander verglichen. Alle nachfolgenden Berechnungen beziehen sich auf die Tabellen 10 und 11.

$H_0$ : Es besteht kein Unterschied zwischen der Punkt-L Messung und dem Messwert danach.

$H_1$ : Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der Punkt-L Messung und dem Messwert danach.

**Linkes Kiefergelenk:**

**Tabelle 10:** Deskriptive Statistiken des L-Punktes in der vertikalen Richtung bei rechter Sperre. Es sind die Minimal- und Maximalwerte (Min, Max), die Mittelwerte (MW) und die Standardabweichungen (SD) dargestellt. Alle Werte nach der Abhängigkeit der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Zinnfolie 0,6 mm	Min	Max	MW	SD	N
L-Punkte	-2,772	0,560	-0,332	1,053	8
Zinnfolie 0,9 mm	Min	Max	MW	SD	N
L-Punkte	-0,463	0,555	0,069	0,303	25
Zinnfolie 1,2 mm	Min	Max	MW	SD	N
L-Punkte	0,025	0,912	0,377	0,326	5

**Rechtes Kiefergelenk:**

**Tabelle 11:** Deskriptive Statistiken des L-Punktes in der vertikalen Richtung bei linker Sperre. Es sind die Minimal- und Maximalwerte (Min, Max), die Mittelwerte (MW) und die Standardabweichungen (SD) dargestellt. Alle Werte nach der Abhängigkeit der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Zinnfolie 0,6 mm	Min	Max	MW	SD	N
L-Punkt	-0,233	0,413	0,076	0,186	11
Zinnfolie 0,9 mm	Min	Max	MW	SD	N
L-Punkt	-2,009	1,761	0,329	0,686	26
Zinnfolie 1,2 mm	Min	Max	MW	SD	N
L-Punkt	0,283	0,283	0,283	.	1

**4.4.1. Auswertung der sagittalen Richtung**

Nach dem Überschreiten des L-Punktes führt das linke Kiefergelenk im Mittel noch eine anterior gerichtete Bewegung aus. Das rechte Kiefergelenk führt bei gleicher Fragestellung tendenziell eine dorsal gerichtete Bewegung aus, allerdings nur

geringfügig (Tab. 12). Statistisch signifikante Unterschiede können nicht nachgewiesen werden (Tab. 13). Die  $H_0$  muss beibehalten werden.

**Tabelle 12:** Deskriptive Statistik des L-Punktes und der darauf folgenden Messwerte für die Kiefergelenke in der sagittalen Richtung für beide Seiten in Abhängigkeit der gesperrten Seite. Es sind die Minima und Maxima (Min, Max), die Mittelwerte der Messungen (MW) und die Standardabweichung (SD) dargestellt.

Kiefergelenk links	Min	Max	MW	SD	N
Punkt-L	-0,463	1,370	0,176	0,400	38
Messwert	-0,601	1,602	0,199	0,494	38
Kiefergelenk rechts	Min	Max	MW	SD	N
Punkt-L	-0,487	1,368	0,249	0,379	38
Messwert	-0,777	1,373	0,215	0,452	38

**Tabelle 13:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der Messung waren bei keiner Zinnfolienstärke signifikant unterschiedlich.

Kiefergelenk links	p-Wert
Punkt-L – Messwert	0,658
Kiefergelenk rechts	p-Wert
Punkt-L – Messwert	0,210

#### 4.4.2. Auswertung der vertikalen Richtung

In der vertikalen Richtung führen die Kiefergelenke beider Seiten terminal erneut gegenläufige Bewegungen aus. Während das linke Kiefergelenk eine kaudal gerichtete Bewegung beschreibt, findet auf der rechten Seite eine kranial gerichtete statt (Tab. 14). Die Unterschiede sind statistisch erwartungsgemäß nicht signifikant (Tab. 15). Die  $H_0$  muss beibehalten werden.

**Tabelle 14:** Deskriptive Statistik des L-Punktes und der darauf folgenden Messwerte für die Kiefergelenke in der vertikalen Richtung für beide Seiten in Abhängigkeit der gesperrten Seite. Es sind die Minima und Maxima (Min, Max), die Mittelwerte der Messungen (MW) und die Standardabweichung (SD) dargestellt.

Kiefergelenk links	Min	Max	MW	SD	n
Punkt-L	-2,772	1,470	-0,020	0,625	38
Messwert	-2,758	1,319	-0,014	0,654	38
Kiefergelenk rechts	Min	Max	MW	SD	n
Punkt-L	-2,009	1,761	0,251	0,579	38
Messwert	-1,924	1,485	0,293	0,595	38

**Tabelle 15:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der Messung waren bei keiner Zinnfolienstärke signifikant unterschiedlich.

Kiefergelenk links	T	p-Wert
Punkt-L – Messwert	-0,446	0,658
Kiefergelenk rechts	T	p-Wert
Punkt-L – Messwert	1,276	0,210

#### 4.4.3. Auswertung der transversalen Richtung

In der transversalen Richtung finden bei der terminalen Bewegung nach Überschreiten des L-Punktes im Mittel gerichteter Bewegungen statt als in den zuvor genannten Richtungen. Beide Gelenkköpfe bewegen sich nach lateral (Tab. 16). Die Unterschiede sind sehr gering, daher resultiert kein statistisch signifikanter Unterschied (Tab. 17). Die  $H_0$  muss beibehalten werden.



**Tabelle 16:** Deskriptive Statistik des L-Punktes und der darauf folgenden Messwerte für die Kiefergelenke in der transversalen Richtung für beide Seiten in Abhängigkeit der gesperrten Seite. Es sind die Minima und Maxima (Min, Max), die Mittelwerte der Messungen (MW) und die Standardabweichung (SD) dargestellt.

Kiefergelenk links	Min	Max	MW	SD	n
Punkt-L links	-44,752	-13,323	-35,555	12,567	38
Messwert links	-44,909	-13,247	-35,666	12,395	38
Kiefergelenk rechts	Min	Max	MW	SD	n
Punkt-L rechts	13,386	44,799	35,918	12,622	38
Messwert rechts	13,135	44,969	35,763	12,724	38

**Tabelle 17:** Ergebnisse des Wilcoxon Tests für beide Kiefergelenke. Die Mittelwerte der Messung waren bei keiner Zinnfolienstärke signifikant unterschiedlich.

Kiefergelenk links	p-Wert
Punkt-L links – Messwert links	0,145
Kiefergelenk rechts	p-Wert
Punkt-L rechts – Messwert rechts	0,483

## 4.5. Überprüfung zur Reproduzierbarkeit nach einer Stunde

Folgende Hypothesen werden überprüft.

$H_0$ : Der Gerber Resilienztest weist bei einer Messwiederholung nach einer Stunde keine Reproduzierbarkeit auf.

$H_1$ : Der Gerber Resilienztest weist bei Messwiederholung nach einer Stunde eine Reproduzierbarkeit auf.

### 4.5.1. Auswertung der sagittalen Richtung

Die Kondylen bewegen sich beidseits im Mittel nach anterior. Bei der Kontrollmessung zeigt sich diese Bewegungstendenz ebenfalls, allerdings weichen die Werte voneinander ab. Die Standardabweichung stellt sich bei der Kontrollmessung deutlich verringert dar (Tab. 18).

Die Mittelwerte der beiden zeitlich getrennten Messungen weisen beidseits für alle Sperrungen klinisch unterschiedliche Werte auf (Tab. 18). Statistisch signifikante Unterschiede können aber nicht nachgewiesen werden (Tab. 19). Die Standardfehler der Mittelwerte weisen deutliche Schwankungen auf und nehmen mit steigender Sperrung zu.

**Tabelle 18:** Deskriptive Statistik der sagittalen Messungen für die linken Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Kiefergelenk links	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	n
0,3 mm	0,173	0,139	0,435	0,334	0,125	0,096	12
0,6 mm	0,166	0,208	0,471	0,359	0,136	0,103	12
0,9 mm	0,127	0,154	0,460	0,355	0,133	0,102	12
1,2 mm	0,180	0,229	0,549	0,400	0,158	0,115	12

**Tabelle 19:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der ersten und zweiten Messung waren bei keiner Zinnfolienstärke signifikant unterschiedlich.

Sperrung	p-Wert Kiefergelenk rechts	p-Wert Kiefergelenk links
0,3 mm	0,564	0,621
0,6 mm	0,397	0,685
0,9 mm	0,437	0,799
1,2 mm	0,346	0,608

## 4.5.2. Auswertung der vertikalen Richtung

Die Kondylen bewegen sich im Mittel nach kaudal. Die linken Kondylen bewegen sich in der ersten Messreihe entgegengesetzt nach kranial (Tab. 20 und 21). Die Standardabweichungen auf beiden Seiten sind bei der zweiten Messreihe stark verringert (Tab. 20 und 21).

Auch in dieser Richtung zeigen sämtliche Mittelwerte beider Seiten klinisch unterschiedliche Werte (Tab. 20 und 21). Sie liegen zudem im positiven und negativen Spektrum. Statistisch signifikante Unterschiede können ausschließlich für die Sperrung mit 0,9 mm Folie für das linke Kiefergelenk nachgewiesen werden (Tab. 22). Der Seitenvergleich legt keinen Zusammenhang mit der Sperrfolie nahe. Da sämtliche weitere Daten sich nicht signifikant darstellen, kann dies als Zufallsergebnis gewertet werden. Die Standardfehler der Mittelwerte zeigen sich erneut unterschiedlich und liegen bei der Ausgangsmessung höher als bei der Kontrolle nach einer Stunde.

**Tabelle 20:** Deskriptive Statistik der vertikalen Messungen für die rechten Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben

Kiefergelenk rechts	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	n
0,3 mm	0,080	0,233	0,781	0,567	0,225	0,163	12
0,6 mm	0,227	0,331	0,901	0,460	0,260	0,132	12
0,9 mm	0,359	0,431	0,943	0,487	0,272	0,140	12
1,2 mm	0,256	0,644	0,910	0,579	0,262	0,167	12

**Tabelle 21:** Deskriptive Statistik der vertikalen Messungen für die linken Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Kiefergelenk links	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	n
0,3 mm	-0,136	0,089	0,952	0,476	0,275	0,137	12
0,6 mm	-0,185	0,115	0,904	0,494	0,260	0,142	12
0,9 mm	-0,279	0,052	0,823	0,560	0,237	0,161	12
1,2 mm	-0,171	-0,001	1,050	0,576	0,303	0,166	12

**Tabelle 22:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der ersten und zweiten Messung waren nur beim linken Kiefergelenk bei einer Zinnfolienstärke von 0,9 mm signifikant unterschiedlich.

Sperrung	p-Wert Kiefergelenk rechts	p-Wert Kiefergelenk links
0,3 mm	0,315	0,199
0,6 mm	0,534	0,132
0,9 mm	0,743	0,037
1,2 mm	0,075	0,393

### 4.5.3. Auswertung der transversalen Richtung

Bei Sperrung bewegen sich die Kondylen beidseits im Mittel nach lateral. Die Standardabweichung bleibt während der beiden Messreihen konstant.

Die Mittelwerte in der transversalen Richtung entsprechen wieder der Tendenz der vorherigen Messungen (Tab. 23). Für das rechte Kiefergelenk liegen die Mittelwerte zudem im positiven und negativen Bereich. Statistisch signifikante Unterschiede lassen sich in dieser Richtung nur einmalig für das rechte Kiefergelenk nachweisen (Tab. 24). Allerdings stellen sich die Werte des rechten Kiefergelenks in der Gesamtheit der Bewegung ungerichtet dar. So dass

erneut kein Rückschluss auf eine klinische Relevanz gegeben ist. Die Standardfehler der Mittelwerte zeigen rechts abweichend zur linken Seite deutliche Schwankungen.

**Tabelle 23:** Deskriptive Statistik der transversalen Messungen für die rechten Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Kiefergelenk rechts	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	n
0,3 mm	0,034	-0,005	0,494	0,511	0,142	0,147	12
0,6 mm	0,010	-0,122	0,502	0,625	0,145	0,180	12
0,9 mm	0,056	-0,042	0,504	0,561	0,145	0,162	12
1,2 mm	-0,044	0,012	0,565	0,602	0,163	0,173	12

**Tabelle 24:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der ersten und zweiten Messung waren ausschließlich bei einer Zinnfolienstärke von 0,9 mm für das rechte Kiefergelenk signifikant unterschiedlich.

Sperrung	p-Wert Kiefergelenk rechts	p-Wert Kiefergelenk links
0,3 mm	0,516	0,661
0,6 mm	0,142	0,882
0,9 mm	0,023	0,501
1,2 mm	0,440	0,250

## 4.6. Überprüfung zur Reproduzierbarkeit nach einem Monat

Es wird davon ausgegangen, dass der Gerber-Resilienztest bei einer Messung nach einem Monat eine bessere Reproduzierbarkeit aufweist als nach einer Stunde. Dies soll anhand dieser Hypothese überprüft werden.

H<sub>0</sub>: Der Gerber Resilienztest weist bei einer Messwiederholung nach einem Monat keine hohe Reproduzierbarkeit auf.

H<sub>1</sub>: Der Gerber Resilienztest weist bei Messwiederholung nach einem Monat eine hohe Reproduzierbarkeit auf.

#### 4.6.1. Auswertung der sagittalen Richtung

Die Kondylen bewegen sich beidseits im Mittel nach anterior. Die Bewegungstendenz nimmt mit zunehmender Sperrung ab. Bei der Kontrollmessung zeigt sich ebenfalls eine Anteriorverschiebung der Kondylen, allerdings stark verringert. Bei der letzten Sperrung verkehrt sich die Bewegungsrichtung nach dorsal. Die Standardabweichung stellt sich bei der Kontrollmessung verringert dar (Tab. 25).

Erwartungsgemäß zeigen die Mittelwerte der zweiten Messreihe in dieser Richtung wieder beidseits für alle Sperrungen klinisch unterschiedliche Werte (Tab. 25). Die Mittelwerte schwanken erneut zwischen positiven und negativen Werten. Statistisch signifikante Unterschiede können auf der rechten Seite nachgewiesen werden (Tab. 26). Die Reproduzierbarkeit ist unzureichend. Die Standardfehler der Mittelwerte schwanken deutlich und nehmen mit steigender Sperrung zu. Die Abweichungen der Mittelwerte und Standardabweichung im Vergleich zur ersten Messreihe sind doppelt so groß. Der Standardfehler des Mittelwertes stellt sich bei dieser Messreihe insgesamt betrachtet deutlich geringer dar als bei der vorherigen Messreihe. Aus statistischer Sicht kann die H<sub>1</sub> nur für die linke Seite angenommen werden.

**Tabelle 25:** Deskriptive Statistik der sagittalen Messungen für die rechten Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Kiefergelenk rechts	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	n
0,3 mm	0,254	0,028	0,455	0,181	0,117	0,046	12
0,6 mm	0,196	0,055	0,396	0,225	0,102	0,058	12
0,9 mm	0,229	0,027	0,413	0,244	0,106	0,063	12
1,2 mm	0,128	-0,183	0,440	0,267	0,113	0,069	12

**Tabelle 26:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der ersten und zweiten Messung sind für die rechte Seite bei 0,3 mm und 1,2 mm Zinnfolienstärke signifikant unterschiedlich. Somit ist die Reproduzierbarkeit für das rechte Kiefergelenk nicht gegeben.

Sperrung	p-Wert Kiefergelenk rechts	p-Wert Kiefergelenk links
0,3 mm	0,046	0,176
0,6 mm	0,137	0,889
0,9 mm	0,058	0,603
1,2 mm	0,004	0,230

#### 4.6.2. Auswertung der vertikalen Richtung

Die Kondylen bewegen sich im Mittel nach kaudal. Die linken Kondylen bewegen sich in der zweiten Messreihe im Mittel entgegengesetzt nach kranial (Tab. 27 und 28). Die Standardabweichungen stellt sich für beide Seiten vergleichbar dar (Tab. 27 und 28).

Mittelwerte und Standardfehler zeigen eine vergleichbare Tendenz wie dieselbe Richtung der ersten Messreihe (Tab. 27 und 28). Statistisch signifikante Unterschiede können wie erwartet nicht nachgewiesen werden (Tab. 29). Die Abweichungen der Mittelwerte und der Standardabweichung in Relation zur Messung nach einer Stunde sind deutlich geringer ebenso wie der Standardfehler des Mittelwertes sich bei dieser Messreihe insgesamt betrachtet deutlich geringer darstellt. Aus statistischer Sicht kann die  $H_1$  für beide Seiten angenommen werden.

**Tabelle 27:** Deskriptive Statistik der transversalen Messungen für die rechten Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Kiefergelenk rechts	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	N
0,3 mm	0,030	0,063	0,405	0,371	0,104	0,096	12
0,6 mm	0,171	0,368	0,414	0,405	0,107	0,104	12
0,9 mm	0,374	0,503	0,372	0,430	0,096	0,111	12
1,2 mm	0,419	0,434	0,452	0,366	0,116	0,094	12

**Tabelle 28:** Deskriptive Statistik der vertikalen Messungen für die linken Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Kiefergelenk links	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	N
0,3 mm	-0,048	0,072	0,274	0,257	0,070	0,066	12
0,6 mm	0,011	-0,027	0,346	0,350	0,089	0,090	12
0,9 mm	0,012	-0,178	0,343	0,692	0,088	0,178	12
1,2 mm	-0,157	-0,189	0,472	0,746	0,121	0,192	12

**Tabelle 29:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der ersten und zweiten Messung waren bei keiner Zinnfolienstärke signifikant unterschiedlich.

Sperrung	p-Wert Kiefergelenk rechts	p-Wert Kiefergelenk links
0,3 mm	0,765	0,275
0,6 mm	0,141	0,669
0,9 mm	0,358	0,354
1,2 mm	0,918	0,871



### 4.6.3. Auswertung der transversalen Richtung

Bei Sperrung bewegen sich die Kondylen beidseits im Mittel nach lateral. Die Standardabweichung bleibt während der beiden Messreihen konstant.

Erwartungsgemäß unterscheiden sich die Mittelwerte der zwei Messungen klinisch beidseits für alle Sperrungen (Tab. 30). Auffällig ist, dass die absoluten Werte der Mittelwerte für das rechte Kiefergelenk abweichend der Erwartung vollständig im negativen Spektrum liegen. Statistisch signifikante Unterschiede können nicht nachgewiesen werden (Tab. 31). Der Standardfehler des Mittelwertes weist einen konstanten Wert auf. Im Vergleich zur Messung nach einer Stunde weichen die Ergebnisse stark ab. Aus statistischer Sicht kann die  $H_1$  für beide Seiten angenommen werden.

**Tabelle 30:** Deskriptive Statistik der transversalen Messungen für die rechten Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Kiefergelenk rechts	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	n
0,3 mm	-0,272	-0,070	0,854	0,943	0,220	0,243	12
0,6 mm	-0,303	-0,041	0,954	1,000	0,246	0,258	12
0,9 mm	-0,203	0,001	0,887	0,948	0,229	0,244	12
1,2 mm	-0,259	-0,035	0,915	0,932	0,236	0,240	12

**Tabelle 31:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der ersten und zweiten Messung waren bei keiner Zinnfolienstärke signifikant unterschiedlich.

Sperrung	p-Wert Kiefergelenk rechts	p-Wert Kiefergelenk links
0,3 mm	0,306	0,320
0,6 mm	0,238	0,331
0,9 mm	0,346	0,877
1,2 mm	0,254	0,545

## 4.7. Überprüfung zur Reproduzierbarkeit bei zwei Behandlern

Es stellt sich die Frage, ob der Gerber Resilienztest eine Reproduzierbarkeit bei Vergleich der Messungen zweier Behandler aufweist.

$H_0$ : Der Gerber Resilienztest weist bei einer Messwiederholung durch einen anderen Behandler keine hohe Reproduzierbarkeit auf.

$H_1$ : Der Gerber Resilienztest weist bei Messwiederholung durch einen anderen Behandler eine hohe Reproduzierbarkeit auf.

### 4.7.1. Auswertung der sagittalen Richtung

Die Kondylen bewegen sich beidseits im Mittel nach anterior. Die Bewegungstendenz nimmt mit zunehmender Sperrung ab. Die Standardabweichung stellt sich bei der ersten Messung deutlich verringert dar (Tab. 32).

Auch bei der Überprüfung der Behandlerabhängigkeit des Tests werden erneut beidseits für alle Messungen abweichende Mittelwerte gemessen (Tab. 32). Statistisch signifikante Unterschiede können wieder nicht nachgewiesen werden (Tab. 33). Die Daten der Messungen des zweiten Behandlers fallen für den Standardfehler des Mittelwertes deutlich ungenauer aus als bei den beiden vorherigen Fragestellungen. Aus statistischer Sicht kann die  $H_1$  für beide Seiten angenommen werden.

**Tabelle 32:** Deskriptive Statistik der sagittalen Messungen für die linken Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Kiefergelenk links	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	n
0,3 mm	0,501	0,664	0,360	0,524	0,108	0,158	11
0,6 mm	0,328	0,497	0,339	0,439	0,102	0,132	11
0,9 mm	0,284	0,394	0,262	0,415	0,079	0,125	11
1,2 mm	0,186	0,368	0,346	0,432	0,104	0,130	11

**Tabelle 33:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der ersten und zweiten Messung waren bei keiner Zinnfolienstärke signifikant unterschiedlich.

Sperrung	p-Wert Kiefergelenk rechts	p-Wert Kiefergelenk links
0,3 mm	0,938	0,373
0,6 mm	0,821	0,320
0,9 mm	0,923	0,415
1,2 mm	0,645	0,329

#### 4.7.2. Auswertung der vertikalen Richtung

Die Kondylen bewegen sich im Mittel nach kaudal. (Tab. 34). Die Standardabweichungen schwanken beidseits (Tab. 34).

Die Mittelwerte beider Messungen für die vertikale Richtung zeigen identische Tendenzen zu den vorangegangenen Messungen (Tab. 34). Statistische Signifikanzen sind nicht zu unterscheiden (Tab. 35). Mittelwert und Standardabweichung stellen sich am ungenauesten der gesamten Versuchsreihe dar. Der Standardfehler des Mittelwertes weist bei dieser Messreihe erneut deutliche Schwankungen auf. Aus statistischer Sicht kann die  $H_1$  für beide Seiten angenommen werden.

**Tabelle 34:** Deskriptive Statistik der vertikalen Messungen für die rechten Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Kiefergelenk rechts	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	n
0,3 mm	0,301	0,553	0,518	0,603	0,156	0,181	11
0,6 mm	0,193	0,544	0,504	0,593	0,152	0,179	11
0,9 mm	0,321	0,474	0,317	0,399	0,095	0,120	11
1,2 mm	0,093	0,489	0,447	0,873	0,135	0,263	11

**Tabelle 35:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der ersten und zweiten Messung waren bei keiner Zinnfolienstärke signifikant unterschiedlich.

Sperrung	p-Wert Kiefergelenk rechts	p-Wert Kiefergelenk links
0,3 mm	0,284	0,071
0,6 mm	0,138	0,666
0,9 mm	0,407	0,067
1,2 mm	0,274	0,319

### 4.7.3. Auswertung der transversalen Richtung

Bei Sperrung bewegen sich die Kondylen beidseits im Mittel nach lateral. Die Standardabweichung bleibt während der beiden Messreihen konstant erhöht (Tab. 36).

Wie zu erwarten war, zeigen auch die Mittelwerte dieser Richtung keine einheitlichen Werte (Tab. 36). Abweichend der Erwartung stellen sich sämtliche Mittelwerte für das rechte Kiefergelenk im negativen Bereich dar. Statistisch signifikante Unterschiede sind nicht aufzuzeigen (Tab. 37). Die Standardabweichung ist auffallend hoch. Der Standardfehler des Mittelwertes ist im Vergleich zu den vorangegangenen Messungen konstant hoch, wobei die Kontrollmessung bessere Werte aufweist. Aus statistischer Sicht kann die  $H_1$  für beide Seiten angenommen werden.

**Tabelle 36:** Deskriptive Statistik der transversalen Messungen für die rechten Kiefergelenke. Es sind die Mittelwerte der Messungen im Abstand von einer Stunde (MW1 und MW2), die Standardabweichungen (SD 1 und SD 2) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF 1 und STF 2) dargestellt. Alle Werte sind in Abhängigkeit von der Zinnfolienstärke in Millimeter angegeben.

Kiefergelenk rechts	MW 1	MW 2	SD 1	SD 2	STF 1	STF 2	n
0,3 mm	-0,422	-0,324	0,993	0,841	0,299	0,253	11
0,6 mm	-0,442	-0,261	1,008	0,672	0,304	0,202	11
0,9 mm	-0,369	-0,169	1,009	0,689	0,304	0,208	11
1,2 mm	-0,359	-0,299	1,032	0,662	0,311	0,199	11

**Tabelle 37:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben in beiden Kiefergelenken. Die Mittelwerte der ersten und zweiten Messung waren bei keiner Zinnfolienstärke signifikant unterschiedlich.

Sperrung	p-Wert Kiefergelenk rechts	p-Wert Kiefergelenk links
0,3 mm	0,535	0,749
0,6 mm	0,865	0,437
0,9 mm	0,538	0,505
1,2 mm	0,825	0,835

#### 4.8. Berechnung des Gerätefehlers

Zur Berechnung des Gerätefehlers werden die Messwerte aller zwölf Messungen der Kontrollmessung am Artikulator auf ihre Abweichung vom Ausgangswert in allen drei Raumrichtungen (transversal, vertikaler und sagittal) getestet. Dargestellt wird das Ergebnis der mehrfach wiederholten Zentrikmessungen (Tab. 38). In allen Ebenen ist das Ergebnis nicht signifikant, es ist ausreichende Messgenauigkeit gegeben (Tab. 39). Es wird eine mittlere Differenz für die sagittale, vertikale und transversale Richtung für sowohl die rechte als auch die linke Seite bestimmt. Sie gehen aus Tabelle 39 hervor. Die mittlere Differenz beträgt  $\pm 0,035$  mm.

**Tabelle 38:** Statistik der Messungen der Zentrik für die Artikulargelenke beider Seiten. Es sind die Mittelwerte (MW), die Standardabweichungen (SD) und die Standardfehler der Mittelwerte (STF) dargestellt. Alle Werte sind in Millimeter angegeben.

Zentrik sagittal	MW	SD	STF	N
Rechts	0,019	0,101	0,029	12
Links	0,040	0,088	0,025	12
Zentrik vertikal	MW	SD	STF	N
Rechts	-0,042	0,192	0,055	12
Links	-0,041	0,213	0,061	12
Zentrik transversal	MW	SD	STF	N
Rechts	54,965	0,172	0,049	12
Links	-55,034	0,172	0,049	12

**Tabelle 39:** Ergebnisse des t-Tests bei abhängigen Stichproben für die beidseitigen Artikulatorgelenke. Es zeigt sich erwartungsgemäß in keiner Richtung für keine Seite ein signifikanter Unterschied.

Zentrik sagittal	Testwert = 0				
	T	p-Wert	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
				Untere	Obere
Rechts	0,669	0,517	0,019	-0,044	0,083
Links	1,569	0,145	0,040	-0,016	0,096
Zentrik vertikal	Testwert = 0				
	T	p-Wert	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
				Untere	Obere
Rechts	-0,771	0,457	-0,042	-0,164	0,079
Links	-0,673	0,515	-0,041	-0,176	0,093
Zentrik transversal	Testwert = 55 bzw. -55				
	T	p-Wert	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
				Untere	Obere
Rechts	-0,688	0,506	-0,034	-0,144	0,075
Links	-0,686	0,507	-0,034	-0,143	0,075

## 5. Diskussion

### 5.1. Probanden

Alle Probanden stellen sich vollständig kiefergelenksgesund dar. Sie stellen eine statistisch repräsentative Gruppe im Alter von 25 bis 32 Jahren beider Geschlechter dar. Die Aufteilung in die drei Untersuchungsgruppen erfolgte im Vorfeld der Untersuchung randomisiert. Wie in der **Einführung** dargelegt, konnten neuere Studien den signifikanten Unterschied zwischen den Unterkieferbewegungen von funktionserkrankten und gesunden Patienten zeigen. Dieser besteht in verkürzten Bewegungsbahnen [GSELLMANN ET AL. 1998, CELIK ET AL. 2003], Asymmetrie der sagittalen Kondylenbewegung [KENWORTHY ET AL. 1997], Veränderungen der momentanen Drehzentren (ICR) [SADAT-KHONSARI ET AL. 2003]. Der Zusammenhang zwischen der durch Adaptation angepassten Morphologie der Kondylen und deren Stellung sowie Bewegung wurde ebenso beschrieben [TSURUTA ET AL. 2004].

Da bei keinem Probanden weder eine herausnehmbare prothetische Teil- oder Vollversorgungen vorhanden war noch festsitzende Brücken inkorporiert waren, können Ungenauigkeiten der Testergebnisse durch Verblockungen der am Test beteiligten Zähne ausgeschlossen werden. Alle Probanden sind zahnmedizinisch ausgebildet wodurch eine bessere Verständlichkeit der Anweisungen bei der Testdurchführung und des Versuchsaufbaus im Allgemeinen gewährleistet werden kann. Dadurch wird das Risiko, falsche Ergebnisse durch Missverständnisse zwischen Untersucher und Proband zu erhalten minimiert.

Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen die beschriebenen interindividuellen Unterschiede der mandibulären Bewegungsmöglichkeiten. Bezogen auf die Bewegungen, die bei der Durchführung des Resilienztestes nach Gerber entstehen, lässt sich im therapeutisch relevanten Bereich der Kiefersperrung entgegen der ursprünglichen Forderung kein einheitliches vertikal gerichtetes Bewegungsmuster feststellen. Zwar handelt es sich bei den Teilnehmern an der Untersuchung gänzlich um kiefergelenksgesunde Probanden, aber die Abweichungen von der ursprünglichen Voraussage Gerbers über die Bewegungszusammenhänge der Kiefergelenke beschränken sich nicht nur auf erkrankte Patienten. Es bleibt zu überprüfen, ob die

---



vorliegenden Ergebnisse zum Resilienztest der Kiefergelenke bei einer Untersuchung von kiefergelenkserkrankten Patienten zu bestätigen sind.

Ferner ist zu überlegen, ob ein Proband selbst die Ergebnisse der Bewegungen bei der Testdurchführung zu beeinflussen vermag. Dies konnte bisher auch in vergleichbaren Untersuchungen nicht einwandfrei festgestellt werden [DIEDERICHS ET AL. 1997].

## 5.2. Messapparatur

Moderne dreidimensionale bildgebende Verfahren ermöglichen verbesserte nicht-invasive Erkenntnisse über die Bewegung der Kiefergelenke. Die Zuverlässigkeit mittels instrumenteller Funktionsanalyse diagnostizierter Kiefergelenkerkrankungen ist in diversen Studien bewiesen worden [KENWORTHY ET AL. 1997, GSELLMANN ET AL. 1998, KORDAß ET GÄRTNER 1999, 2000, GÄRTNER 2003, CELIK ET AL. 2003, DEMLING 2004, JÜNGLING ET AL. 2004]. Die Messgenauigkeit des verwendeten Systems wurde schon zuvor in Studien bestimmt, indem das System auf einen Protar 7-Artikulator montiert wurde und Sollwerte für den sagittalen Kondylenbahnneigungswinkel, den Bennettwinkel und die Frontzahnneigung vorgegeben waren. Das JMA-System maß diese als Istwerte. Diese wichen für den sagittalen Kondylenbahnwinkel um  $1,2 \pm 0,2$  Grad, für den Bennettwinkel  $+0,6 \pm 0,5$  Grad und für den Neigungswinkel am Frontzahnteller um  $-0,1 \pm 0,5$  Grad ab [HUGGER ET AL. 2000]. Hugger und Mitarbeiter ermittelten zudem in einem Mikrometer-Messtisch vorgegebene Strecken entlang der x, y und z-Achse mit dem JMA-System nach und erhielten  $104 \pm 14 \mu\text{m}$ ,  $129 \pm 9 \mu\text{m}$  bzw.  $166 \pm 13 \mu\text{m}$  mittlere Längenmessabweichung [HUGGER ET AL. 1999].

Des Weiteren wurde die Messgenauigkeit in einer Untersuchung ermittelt indem die Kantenlänge eines gefrästen Würfels computergesteuert abgefahren wurde. Um Nachschwingungen zu kompensieren, ruhte das Meßsystem fünf Sekunden an den Eckpunkten. Die Messreihe wurde zehn Mal für unterschiedliche Winkel ( $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ). Die mittlere Messgenauigkeit des JMA-Systems wurde mit einer Standardabweichung von etwa  $\pm 50 \mu\text{m}$  ermittelt [KORDAß ET GÄRTNER 1999, 2000, GÄRTNER 2003]. Der Hersteller Zebris gibt  $0,1 \text{ mm}$  mittleren lokalen Messfehler des Messensors und maximale Messauflösung von  $0,01 \text{ mm}$  an [BRUNNER 1999]. Die beschriebenen Daten sind vergleichbar mit den Ergebnissen der Systemüberprüfung der vorliegenden Studie.

---

Durch die Ergebnisse der Kontrollmessungen am Artikulator kann die Richtigkeit des Versuchsaufbaus aufgezeigt werden.

Da die Sensoren relativ weit entfernt anterior der Zahnreihen im Unterkiefer extraoral lokalisiert sind, entsteht ein langer Hebelarm bezüglich der Kiefergelenke. Nach dem Strahlensatz ist demnach die Genauigkeit im Bereich der Kiefergelenke wesentlich größer anzunehmen, weil eine große Auslenkung im Sensorbereich einer relativ geringen Auslenkung im Kiefergelenkbereich entspricht und die physikalisch gemessene Strecke folglich auf eine wesentlich kleinere Strecke projiziert werden kann. Dies gilt allerdings nur für die Rotationskomponenten einer Unterkieferbewegung. Eine genaue Aussage über den Gewinn an Auflösung im Gelenkbereich ist demnach schwer zu treffen und hängt zum einen von der Distanz der Sensoren ab, zum anderen von dem Bewegungsmodus (Translation oder Rotation) [KORDAß ET GÄRTNER 1999, 2000, GÄRTNER 2003]. Die Bewegungen der Kondylen, die während der Messung des Resilienztests für die Kiefergelenke nach Gerber entstehen, entsprechen nach der in der **Einleitung** dargelegten Definitionen weder Translations- noch Rotationsbewegungen, sondern stellen vielmehr passive Verschiebungen in unterschiedliche Raumrichtungen dar.

Den Vergleich zwischen klinischer Untersuchung als *Goldstandard* zur Erfassung von Kiefergelenkserkrankungen und apparativer Untersuchung zur evaluierbarer Funktionsanalyse haben Jüngling und Mitarbeiter erbracht. In Ihrer Untersuchung erfolgten die klinische Untersuchung mittels Messschieber und im unmittelbaren Anschluss drei Untersuchungszyklen mit dem Zebris-System an funktionsgesunden Probanden. Der gesamte Ablauf wurde nach 7 Tagen wiederholt. Die dreidimensionale Funktionsanalyse mittels Zebris-WinJaw-System ist ein hoch verlässliches und valides Instrument, um die Funktion des Kiefergelenks zu evaluieren. Lediglich bei der Erfassung der Öffnungsparameter korrelieren die Daten schlecht miteinander [JÜNGLING ET AL. 2004].

Schwierigkeiten bei der ultraschallbasierten, nichtinvasiven Echtzeitmessung von Kieferbewegungen bestehen, weil die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Schallwellen von der Temperatur, der Dichte und des Feuchtigkeitsgehaltes des leitenden Mediums beeinträchtigt wird. Das JMA-System ermittelt die Raumtemperatur und korrigiert selbständig mittels Eichkurven die Messergebnisse [BRUNNER 1999]. Die dreidimensionale Auflösung ist von der Schallfrequenz, Schnelligkeit und Präzision der

Auswertelektronik abhängig. Bei einer durchschnittlichen Schallgeschwindigkeit im Medium Luft von etwa 357 m/s ergeben sich für die Messdistanzen im zahnärztlichen Bereich wenige Millisekunden Laufzeitunterschied zwischen den einzelnen Sensoren [KORDAß ET GÄRTNER 1999, 2000, GÄRTNER 2003]. Die Messsysteme sind bekanntermaßen anfällig für Störung durch Fremdschallquellen [EDINGER 1999]. So ist durch hochfrequente Turbinengeräusche oder entsprechender Musikbeschallung der Räumlichkeiten mit Messungenauigkeiten zu rechnen. In der vorliegenden Untersuchung können zumindest diese beiden Fehlerquellen vernachlässigt werden, da zur Zeit der Testdurchführung im diesem Behandlungsbereich weder Behandlungseinheiten mit Turbinen existierten noch musikalische Hintergrundmusik stattfand.

Voraussetzung für korrekte Messungen und einwandfreie Ergebnisse bleibt weiterhin eine fehlerfreie Kalibrierung der Systemkomponenten und höchste Präzision in der Handhabung am Probanden und Patienten. Aufgrund der extrem kurzen Messwege bei der Überprüfung der Resilienz der Kiefergelenke verfälschen auch geringe Abweichungen das Gesamtergebnis erheblich. Dadurch ergibt sich ein nicht unerheblicher Zeitaufwand, sowohl in der Handhabung der Messapparaturen als auch bei der Testdurchführung. Die Praxistauglichkeit dieses oder ähnlicher Systeme kann nicht in Frage gestellt werden, solange entsprechende Vorkehrungen getroffen werden, die notwendigen Rahmenbedingungen (Ruhe, Zeit, Aufmerksamkeit etc.) einzuhalten.

### **5.3. Testdurchführung**

In der Literatur existieren verschiedene Angaben zur Durchführung des Resilienztests der Kiefergelenke nach Gerber (vgl. Tab. 1 in **1.2.2. Klinische Anwendung**). Diese stimmen im verwendeten Material und den Anweisungen an den Patienten nicht überein. Die in der Literatur beschriebenen abweichenden Bewegungstendenzen und Ergebnisse sowie deren Interpretationen sind so zumindest teilweise erklärbar.

In der vorliegenden Studie wurde aufgrund der Ergebnisse der Untersuchungen von Diederichs und anderen auf diese Version zurückgegriffen. Sie konnten zeigen, dass durch die Anweisung „die Prüffolie zu halten“ die genauesten Ergebnisse zu erzielen sind. So konnte nachgewiesen werden, dass die Übereinstimmung der Daten von 50% auf 75% durch die veränderte Anweisung zu verbessern ist [DIEDERICHS ET AL. 1997].

---

Diese Anweisung an den Patienten wurde als abweichende Modifikation der ursprünglichen Variante nach Gerber auch schon von Palla gefordert [PALLA 1977].

Die Prüffolie wurde so ausgewählt, dass ein möglichst geringes Interponat und folglich eine erhöhte Messgenauigkeit entstehen. Shimstockfolie wurde anstatt PVC-Folie auch bei anderen Studien verwendet [DOS SANTOS ET NOWLIN 1992, BUMANN ET AL. 1994, STRUB ET AL. 1994, 1999]. In Anbetracht der Zinnfolienstärke von bis zu 1,2 mm ergibt die Prüffolie von 8 µm Dicke einen geringen Abstufungsspielraum, ob die Prüffolie gehalten werden kann oder nicht. Aufgrund der immer noch bestehenden Schwierigkeit im Kiefergelenksystem eine nichtinvasive Messung im µm-Bereich reproduzierbar durchzuführen, ist zu diskutieren, ob eine stärkere Prüffolie nicht mehr Aussagekraft produziert. In der vorhandenen Literatur ist diese Frage nicht näher beschrieben.

Durch die Verblockung von Zähnen und die damit verbundene Einschränkung der physiologischen Zahnbeweglichkeit kann das Testergebnis verfälscht werden [HENERS 1973, PALLA 1977, KOECK ET SANDER 1977, 1978]. Um dies zu vermeiden wurde der paramandibuläre Löffel nach Kordaß an der Unterkieferzahnreihe vestibulär von regio 33/34 bis 43/44 befestigt. Die Einnahme der habituellen Interkuspitation durfte nicht behindert werden. Die an der Durchführung des Resilienztests nach Gerber beteiligten Zähne waren somit so wenig wie möglich beeinträchtigt. In wie weit die Verblockung der verbliebenen Unterkieferfrontzähne die Verwindung der Unterkieferspange – in der Literatur wird auch eine geringe Intrusion der Unterkieferfrontzahnregion beschrieben – beeinträchtigt, konnte nicht erfasst werden [JUNG 1960, KOECK ET SANDER 1977, 1978]. Laut Palla beeinflusst die Intrusion der Zähne das Ergebnis der Resilienztests der Kiefergelenke. Das Kiefergelenk der untersuchten Seite bewegt sich nach kranial. Diese Bewegungstendenz verstärkt sich mit zunehmender Separation [PALLA 1977]. Für Gernet sind veränderte Resilienzwerte keine Artefakte durch elastische Deformation der Unterkieferspange und Intrusion der Prämolaren [GERNET 1982]. Es sind keine Daten bekannt wie hoch der Einfluss der Verwindung der Mandibula und die Eigenbeweglichkeit der Zähne auf das Ergebnis des Resilienztestes für die Kiefergelenke tatsächlich sind.

Eine Verfälschung der Messergebnisse durch Lockerung des paraokklusalen Löffels wurde durch wiederholtes Überprüfen des Sitzes ausgeschlossen. Die Befestigung des Löffels mit Protemp™ II (3M ESPE, Deutschland) und Instant Fix Sekundenkleber

---

(HENRY SCHEIN, Deutschland) erwies sich bei der gesamten Versuchsdurchführung als sehr verlässlicher Halt.

Sämtliche Messungen wurden in einem Zeitraum von 6 Wochen durchgeführt. Die einzelnen Gruppen wurden nicht nacheinander vermessen, sondern die Datengewinnung der drei Gruppen wurde vermischt organisiert. Hierdurch konnte ausgeschlossen werden, dass durch verbesserte Handhabung und Routine in der Benutzung der Messapparatur Verfälschungen entstehen. Dennoch stellen sich die Standardabweichungen der Kontrollmessungen häufig als deutlich geringer dar, als bei den Erstmessungen.

Die Messapparatur wurde nach jeder Messung vom Probanden entfernt. Der Kunststoff am paramandibulären Löffel entfernt. Dadurch konnte eine vergleichbare Situation bei allen drei Versuchsreihen zur Fragestellung der Reproduzierbarkeit erreicht werden. Vor der Durchführung der Testreihen wurden das Anlegen der Messapparatur und ihre Benutzung an einem Testprobanden mehrfach geübt. Dadurch konnte fehlerfreies Anbringen und reibungsloses Vermessen gewährleistet werden. Der Testproband wurde für die Teilnahme an den Testreihen ausgeschlossen.

## **5.4. Kondylenbewegung**

### **5.4.1. Zur Bewegungen der Kondylen bei der Durchführung des Resilienztests**

Für die Diagnostik und Aussagekraft ist die vertikale die wichtigste Ebene [GERBER 1971, DIEDERICHS ET AL. 1997]. Es kann keine gerichtet Bewegungstendenz der Kiefergelenke ermittelt werden, der Schwankungsbereich, in dem die gemessenen Daten streuen erweist sich als zu groß für eine einheitliche Aussage. Einen geforderten eindeutigen kranialen Versatz der Gelenke in der vertikalen Ebene kann die Untersuchung nicht liefern [GERBER 1971, PALLA 1977]. Der vertikale Versatz der Gelenke variiert unabhängig von der Sperrfolienstärke. Die Seiten zeigen sich nicht einheitlich in der Bewegungstendenz. Auf der rechten Seite wird ein minimaler kaudaler Versatz der Kondylen bei Sperrung dieser Seite registriert. Sowohl die Gegenseite als auch beide Kondylen bei der Sperrung der linken Seite bewegen sich in ihrer Tendenz nach kranial. Der dieser Bewegung zugrunde liegende Muskelzug und der damit

---

verbundenen Kraftaufwand könnten diese Bewegungsrichtung erklären. Die Versatzstrecken werden mit zunehmender Sperrung größer. Es bleibt zu überlegen, ob ein vergrößertes Hindernis durch die verstärkte isometrische Anspannung der beteiligten Muskulatur einen verstärkten Muskelzug aufbringt. Zwar wurden die Probanden bei jeder Sperrfoliendicke mit der gleichen Anweisung aufgefordert, die Prüffolie zu halten, aber durch die Vergrößerung des Hindernisses erhöhen sich der Kraftaufwand und Zeitaufwand zur Fixation des Interponats. Der dabei zugrunde liegende Muskelzug könnte verstärkten Einfluss auf die Unterkieferspange und die Position des Kondylus haben. Nach Aussage Pallas ist die angewendete Kraft bei der Testdurchführung belanglos [PALLA 1977]. Einen Versuch, die Bewegungen des menschlichen Kiefergelenks in Beziehung zur aufgebrachten Muskelkraft nachzuvollziehen wurde auch fachübergreifend unternommen. So präsentierten Gal und Mitarbeiter eine Untersuchung, die das Verständnis für Bewegung und Dysfunktion am Temporomandibulargelenk verbessern soll. Es konnte im Modell zum Ende der Kieferschließbewegung ein genereller Anstieg im Hebelarm der beteiligten Muskulatur, der Verwindungen und der aufgebrachten Energie beobachtet werden. Asymmetrien im Kraftaufwand der Muskeln beeinflussen anscheinend die resultierende Verwindung und haben einen geringen Effekt auf die räumliche Lage [GAL ET AL. 2004].

Bei einer Untersuchung zum Zusammenhang zwischen kondylarer Verlagerung und okklusaler Abstützung im Molarenbereich wurde nach Einbringen einer adjustierten Schiene die horizontale und vertikale Kondylenposition ähnlich der vorliegenden Studie durch ein computergestütztes schallbasierendes Messgerät ermittelt. Die Schiene wurde nach jeder Messung dorsal gekürzt. Nach Kürzung der zweiten Molaren war bei maximalem Kaudruck eine Kranialbewegung der Kondylen sichtbar. Nach Kürzung der ersten Molaren konnte eine signifikante Kranialbewegung um 0,3 mm bei geringerer Kraftaufwendung beobachtet werden [SEEDORF ET AL. 2004].

In der sagittalen Ebene kann eine minimale gerichtete Bewegungstendenz ermittelt werden. So findet im Mittel eine geringe Vorschubbewegung statt. Im Gegensatz zur ursprünglichen Version, nimmt die Bewegungstendenz mit zunehmender Sperre allerdings ab. Eine ventrale Verschiebung im Sinne einer Translationsbewegung kann ausgeschlossen werden. Die Daten belegen weniger, dass die definierten Bewegungen nicht in Reinform auftreten. Es liegt eher die Interpretation nahe, dass eine initiale anterior gerichtete Ausweichbewegung aufgrund des Muskelzuges der Kaumuskulatur

---

stattfindet. Die Untersuchung der Kraftauswirkung auf die beteiligten anatomischen Strukturen bei der Kieferöffnung und weiterer Kieferbewegung an funktionsgesunden sowie –erkrankten Patienten ergab höheren Stress auf den Diskus sowie die umliegenden Weichgewebe bei Funktionserkrankten und zudem eine veränderte Lokalisation der Belastung [TANAKA ET DEL POZO ET AL. 2004].

Die Bewegungen in der transversalen Ebene widersprechen der in der Literatur beschriebenen elastischen Verformung der Mandibularspange [JUNG 1960, KOECK ET SANDER 1977, 1978]. Nach Jung wäre eine medial gerichtete Bewegung zu erwarten gewesen. Die Untersuchungen von Bollmann und Diederichs bestätigen die ermittelten Ergebnisse hingegen. Diese Unterschiede stellen sich als von der Anweisung des Untersuchers abhängig dar [DIEDERICHS ET AL. 1997]. Die ermittelten Ergebnisse stimmen in der Bewegungsrichtung und der gegebenen Anweisung mit der oben genannten Studie überein. Sie konnten außerdem ebenfalls gegensätzliche Bewegungsrichtungen der Kondylen aufzeigen. Das Bewegungsmuster des transversalen Versatzes lässt den Schluss zu, dass die Kondylen so weit nach lateral verschoben werden, dass die Bewegung durch die Gelenkkapsel bzw. das Ligamentum laterale begrenzt wird. Eine Gelenkkompression oder -distraction ist in diesem Fall nicht mehr messbar. Der Sitz der Kopfhaltvorrichtung kann die Messergebnisse ebenso beeinflussen wie die Anspannung der Kopfmuskulatur. Maximalabweichungen bis zu +0,2 mm sind möglich [DIEDERICHS ET AL. 1997]. Die Anspannung der beteiligten Muskulatur, besonders des M. temporalis bedingt eine räumliche Veränderung der Sensorapparatur. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass die gemessene Bewegungstendenz nach lateral hierdurch beeinträchtigt wird.

#### **5.4.2. Zur Bewegung der Kondylen am L-Punkt und danach**

Die starken interindividuellen Abweichungen der Kondylenbewegung ergeben einen zu weiten Schwankungsbereich, als dass Aussagen über eine gerichtete Bewegung möglich wären. Es werden gegenläufige Bewegungsrichtungen beobachtet. In der vorhandenen Literatur ist keine Unterschiedlichkeit für die Seiten bei funktionsgesunden Probanden bekannt [FREESMEYER 1987, BUMANN ET AL. 1994, HUGGER 2000]. Nach ursprünglicher Definition könnten diese Messergebnisse zu massiven Fehldeutungen des Testes führen. Einzig für die transversale Richtung lässt sich eine gerichtete Bewegung auch nach Überschreiten des L-Punktes aufzeigen. Diese sehr geringe

---

terminale Lateralbewegung ist durch den Muskelzug der Schließmuskulatur entsprechend der vorausgegangenen Bewegung zu erklären. Die nach lateral versetzten Kondylen werden in ihrer Bewegung durch die Kapsel und das Ligamentum laterale begrenzt. Es kann keine statistische Signifikanz auf eine bestimmte gerichtete Bewegung nachgewiesen werden. Vielmehr liegt der Schluss nahe, dass überhaupt keine einheitliche Bewegung zu ermitteln ist, nachdem die Prüffolie nicht mehr gehalten werden kann (L-Punkt). Für die Diagnostik einer Gelenkdistraction ist dieser Bereich der aussagekräftigste [BUMANN 2008]. Sollten die Kondylen in diesem Bereich tatsächlich keine gerichteten Bewegungen mehr ausführen, dann muss die Aussagekraft des Resilienztests für die Kiefergelenke in Frage gestellt werden.

### **5.4.3. Schlussfolgerungen zur Kondylenbewegung**

Die Bewegungen der Kondylen des Unterkiefers während der Durchführung der Messungen stellen sich als dreidimensional komplex und sogar teilweise gegenläufig dar. Es gelingt nicht, einen zuverlässigen reinen vertikalen Versatz der Kondylen zu provozieren. Distractionen und somit zwangsläufig Fehldeutungen sind nicht auszuschließen. Der größte Versatz der Gelenke kann in allen Richtungen nicht auf die Dicke der Sperrfolie bezogen werden.

Die vereinfachte Projektion einer komplexen dreidimensionalen Bewegung auf ein zweidimensionales Bewegungsschema erweist sich bei genauer Überprüfung als nicht haltbar. Durch die dabei vernachlässigten transversalen und sagittalen Bewegungen der Kondylen entsteht ein fehlerhaftes Bewegungsbild. Die Kondylenbewegungen stellen sich interindividuell unterschiedlich dar. Aufgrund der hohen Adaptationsfähigkeit der Kiefergelenke und der damit verbundenen morphologischen Veränderung ist dieses Erkenntnis nicht verwunderlich. Die mittlere Bewegungstendenz der Kiefergelenke bei der Durchführung des Resilienztests nach Gerber ist anterior-kranial-lateral. Dieses Ergebnis wird in der Literatur durch eine vergleichbare Untersuchung mit einem anderen Messgerät (String Condylcomp LR 3) bestätigt [DIEDERICHS ET AL. 1997]. Die Vorwärtsbewegung wird schwächer bei vergrößerter Sperrung, die Verringerung des Gelenkspaltes nimmt mit erhöhtem Muskelzug zu, der Lateralversatz der Kondylen stellt sich als unabhängig von der Sperrfolie dar und wird durch die anatomischen Strukturen begrenzt (Ligamentum laterale). Diese Bewegungstendenz stellt keine statistisch signifikante Richtung dar. In der Literatur wird die Verringerung des Gelenkspaltes auf

---



der kontralateralen Seite bei forciertem Kieferschluss in statischer Position beschrieben. Die Belastung in statischer und dynamischer Position wird in diesen Untersuchungen auf der Balanceseite höher gemessen [PALLA ET AL. 2003, FUSHIMA ET AL. 2003]. Nach Überschreiten des Punktes, an dem die Prüffolie zuletzt gehalten werden kann (L-Punkt), kann keine gerichtete Bewegung mehr registriert werden. Es muss in der Folge geklärt werden, in wie weit die gewonnenen Ergebnisse auf kiefergelenkserkrankte Patienten übertragbar ist, da sich die Beweglichkeit der Kiefergelenke bei funktionserkrankten Patienten erheblich von der gesunder Patienten unterscheidet [GSELLMANN ET AL. 1998, CELIK ET AL. 2003, KENWORTHY ET AL. 1997, SADAT-KHONSARI ET AL. 2003, TSURUTA ET AL. 2004]. Die Untersuchung der Kraftauswirkung auf die beteiligten anatomischen Strukturen bei der Kieferöffnung und weiterer Kieferbewegung an funktionsgesunden sowie erkrankten Patienten ergab höheren Stress auf den Diskus sowie die umliegenden Weichgewebe bei Funktionserkrankten und zudem eine veränderte Lokalisation der Belastung [TANAKA ET AL. 2004].

Es bleibt folglich zu klären, ob die Bewegungsrichtung der Kondylen nur in Folge des Muskelzuges entsteht. Einen nicht näher bestimmten Einfluss darauf haben auch die unterschiedliche Dicke der Knorpelstrukturen des Diskus [HANSSON ET NORDSTÖRR 1977], die okklusale Lage des Interponats [LUDWIG 1973], die Dickenminderung (Flow) der Zinnfolie [DOS SANTOS ET NOWLIN 1992] sowie apparaturbedingter Fehlermöglichkeiten [LÜCKERATH 1991]. Dies zu differenzieren konnte die vorliegende Untersuchung nicht klären.

## **5.5. Reproduzierbarkeit**

### **5.5.1. Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit nach einer Stunde**

Die statistische Reproduzierbarkeit der gewonnenen Daten ist gegeben. Der Schwankungsbereich der Ergebnisse ergibt beidseits die höchste Ungenauigkeit bei der Messung in der vertikalen Richtung. Insgesamt streuen die Ergebnisse in allen drei Richtungen. Es werden sogar unterschiedliche Bewegungsrichtungen der Kondylen bis hin zur Distraction beobachtet. Dies kann zu massiven Fehldeutungen des Resilienztestes nach Gerber führen. Die vertikale Richtung ist nach Gerbers Intention die entscheidende für die Diagnostik [GERBER 1971]. Da sich die größte Streuung der

---

gemessenen Daten in dieser Ebene darstellt, muss die Aussagekraft der Resilienzmessung nach dieser Untersuchung für diese Messreihe in Frage gestellt werden. Die ursprüngliche Forderung Gerbers, dass bei größerer Sperrung auch ein höherer vertikaler Versatz der Kondylen provoziert werden kann, wird nicht bestätigt. Folglich ist eine Abstufung der Resilienz der Kiefergelenke nach den Ergebnissen der vorliegenden Messreihe nicht aufzeigbar. Vielmehr stellen sich die unterschiedlichen Maximalbewegungen bei unterschiedlich starker Sperre dar. Es kann keine statistische Signifikanz weder auf eine bestimmte Dicke der Sperrfolie noch auf eine gerichtete Bewegung nachgewiesen werden. Dies bestätigt in der Literatur vorhanden vergleichbare Untersuchungen [BUMANN ET AL. 1994, DIEDERICHS ET AL. 1997].

### **5.5.2. Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit nach einem Monat**

Im Vergleich zu den Ergebnissen aus der ersten Versuchsreihe ist der Schwankungsbereich der gewonnenen Daten noch einmal konstant erhöht. Die Reproduzierbarkeit ist statistisch immer noch gegeben, aber die Genauigkeit der gewonnenen Ergebnisse ist im Vergleich zur ersten Messreihe, der Wiederholungsmessung nach einer Stunde, vermindert. Im Vergleich zur ersten Messreihe ist die Genauigkeit in der vertikalen Richtung allerdings gestiegen, die Qualität der Daten nimmt in der sagittalen Ebene ab. Auch bei der Messwiederholung nach einem Monat stellt sich der Versatz der Kondylen nicht von der Separationsdicke abhängig dar und es werden erneut uneinheitliche Bewegungstendenzen gemessen. Durch die Zunahme des zeitlichen Abstandes leidet die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse. Die Wahrscheinlichkeit identische Bewegungsmuster aufzuzeigen schwindet. Es liegt der Schluss nahe, dass die Probanden keine exakt gleichen Bewegungsmuster liefern können.

### **5.5.3. Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit durch zwei Behandler**

Die vertikale Richtung zeigt erwartungsgemäß auch bei dieser Messreihe die größten Ungenauigkeiten. Insgesamt stellen sich die Daten wie erwartet als die ungenauesten der gesamten Versuchsreihe dar. Sie sind in allen Richtungen weiter gestreut als in den vorherigen Messreihen. Dennoch sind die Ergebnisse statistisch gesehen reproduzierbar.

---

Die Qualität der Daten des zweiten Behandlers liegt unter der des ersten. Dies lässt sich durch die größere Routine des ersten Behandlers im Umgang mit der Messapparatur sowie der Testdurchführung erklären. Behandlerabhängige Diagnostik wurde auch in der Beurteilung von Magnetresonanztomogrammaufnahmen (MRT) als bildgebende Validierung der diagnostizierten arthrogenen Gelenkerkrankung festgestellt [JOHN ET ZWIJNENBURG 2001]. Auch bei der Messwiederholung durch einen zweiten Behandler stellt sich der Versatz der Kondylen nicht von der Separationsdicke abhängig dar und es werden wieder abweichende bis gegenläufige Bewegungstendenzen gemessen. Im Allgemeinen werden die Bewegungstendenzen der vorherigen Messreihen bestätigt.

#### **5.5.4. Schlussfolgerungen zur Reproduzierbarkeit**

Die dargestellten Ergebnisse lassen in Bezug auf die Reproduzierbarkeit folgende Erkenntnisse zu:

Die gewonnenen Ergebnisse zeigen sich für alle Messreihen überwiegend als reproduzierbar. Die größten Übereinstimmungen erreichen die Messwerte der Versuchswiederholung nach einer Stunde durch denselben Behandler, die geringsten Übereinstimmungen der Testergebnisse durch unterschiedliche Behandler. Diese Ergebnisse bestätigen die Untersuchung von Lausten und Mitarbeitern, die eine behandlerabhängige Diagnosesicherheit von Nicht-Experten in Verbindung mit Geräten zur Bewegungsmessung mit „akzeptierbare(r) bis gute(r) Übereinstimmung“ ermittelten [LAUSTEN ET AL. 2004].

Die Aussagekraft des Resilienztestes für die Kiefergelenke nach Gerber stellt sich folglich von folgenden Faktoren abhängig dar:

1. den gegebenen Anweisungen [DIEDERICHS ET AL. 1997],
  2. dem Behandler,
  3. den Fähigkeiten des Behandlers [JOHN ET ZWIJNENBURG 2001, LAUSTEN ET AL. 2004],
  4. den verwendeten Materialien (siehe Tab. 1),
-

5. dem zeitlichen Abstand zwischen den Untersuchungen.

Die Reproduzierbarkeit und die fehlende statistische Signifikanz stellen sich auch als Folge der hohen Streuung der Mittelwerte sowie der hohen Standardfehler dar. Dadurch muss die Aussagekraft und Interpretation des Resilienztestes nach Gerber für die Kiefergelenke in seiner ursprünglichen Intention in Frage gestellt werden.

Wie schon in früheren Untersuchungen beschrieben kann keine gerichtete Bewegungstendenz der Kiefergelenke ermittelt werden [BUMANN ET AL. 1994, DIEDERICHS ET AL. 1997]. Dies widerspricht älteren in der Literatur vorhandenen Veröffentlichungen [GERBER 1971, PALLA 1977]. Die Verlässlichkeit der Messapparatur steht bei korrekter Montage außer Frage [JÜNGLING ET AL. 2004].

## **5.6. Resilienz der Kiefergelenke**

Die Prüffolie wird beidseits am Häufigsten bei 0,9 mm Sperre nicht mehr gehalten. Bei Sperrung auf der rechten Seite liegen 65,8%, auf der linken Seite 67,1% der Probanden bei diesem Wert. Für die Sperrung mit 0,6 mm liegt der Wert bei 19,7 % der Probanden für die rechte Seite und 14,5 % für die linke (Tab. 3). In diesem Resilienzbereich liegen für die rechte Seite folglich 85,5 % und für die linke Seite 81,6 % der Probanden. Es kann kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Seiten ausgemacht werden. Die Untersuchung kann, unabhängig der vertikalen und transversalen Bewegungstendenzen, die von Gerber gelieferte Resilienz von 0,9 mm in der vertikalen Richtung dennoch bestätigen [GERBER 1971].

In einer Untersuchung zur funktionellen Gelenkkompression ermittelten Bumann et al. bei gesunden Probanden einen mittleren Wert für die Gelenkresilienz von 0,73 mm. Der Wert vermindert sich circa um die Hälfte beim erkrankten Patienten. Unterschiede zwischen dem rechten und dem linken Kiefergelenk wurden nicht festgestellt. Als zusätzliches Ergebnis wurde der fehlende Zusammenhang zwischen dem Resilienztest nach Gerber und der Dicke der Zinnfolie sowie einer Lageveränderung des Kondylus beschrieben [BUMANN ET AL. 1994]. Der ermittelte Wert für die physiologische Resilienz der Kiefergelenke (Tab. 3) stimmt mit den in der Literatur vorhandenen Werten überein [GERBER 1971, PALLA 1977, DIEDERICHS ET AL. 1997, STRUB ET AL. 1999]. Aufgrund der deutlichen Übereinstimmung der ermittelten Ergebnisse der Probanden mit den

---

Literaturangaben kann das Fehlen von Kiefergelenkserkrankungen bei der Probandengruppe als bewiesen angenommen werden.

## 5.7. Konklusion und Ausblick

Die Kernaussage einer Resilienz von 0,6 bis 0,9 mm in der vertikalen Richtung für funktionsgesunde Probanden und Patienten [GERBER 1971, PALLA 1977, DIEDERICHS ET AL. 1997, BUMANN et al. 1994, STRUB ET AL. 1999] kann als bewiesen angesehen werden.

Die Grundidee des Resilienztests für Kiefergelenke war ein „Distraktions-Schnelltest“. Der Untersucher sollte sich eines einfachen Hilfsmittels bedienen können, um ohne großen Aufwand die Gelenkresilienz diagnostizieren zu können. Grundlage dieser Überlegung war eine zweidimensionale Darstellung, in der die Kiefergelenke und Zahnreihen auf einer Ebene projiziert waren. Das zweidimensionale Modell lässt vermuten, dass die Separation einer Seite eine Kompression des kontralateralen Gelenks folgen muss. Diese Darstellung findet bis heute Verwendung in diversen Lehrbüchern [BREUSTEDT ET AL. 1987, MARXKORS 1991, STRUB ET AL. 1999]. Die Überprüfung dieses Testverfahrens mit bildgebenden dreidimensionalen Systemen hat allerdings gezeigt, dass diese Vermutung nicht zutrifft [BUMANN ET AL. 1994]. Vielmehr provoziert die Separation einer Seite wie im Test beschrieben eine komplexe dreidimensionale Bewegung beider Kondylen. Ein rein vertikaler Versatz ist nie zu beobachten, was auch in der Literatur bestätigt wird [DIEDERICHS ET AL. 1997]. Es bleibt dem Behandler die Möglichkeit durch Präzisierungen des ursprünglichen Testverfahrens seine Genauigkeit zu erhöhen. Dann trifft aufgrund des erhöhten Zeitaufwands die Definition eines „Schnelltests“ nicht mehr zu. Die Ergebnisse des Resilienztests reichen für eine sichere Diagnose nicht, sondern müssen tatsächlich immer in Kombination mit weiteren Erhebungen gesehen werden [STRUB ET AL. 1999].

Der Resilienztest für die Kiefergelenke nach Gerber stellt sich als nicht mehr zeitgemäß dar. Als Alternativen können die Kernspintomographie/ Magnetresonanztomographie (MRT) und die Computertomographie (CT) als bildgebende Verfahren angesehen werden. Hierbei müssen der immense apparative Aufwand, die damit verbundenen Kosten und die Strahlenbelastung für den Patienten bei der Computertomographie bedacht werden. Daher kann das MRT dem CT als überlegen angesehen werden. Für

---

die bildgebende Diagnostik der Weichgewebe und Diskusposition repräsentiert das MRT augenblicklich den *Goldstandard* [KAMELCHUK ET AL. 1997]. Dennoch ist es als alleiniges diagnostisches Mittel nicht ausreichend [SPITZER ET AL. 1986, HÜLS ET AL. 1986, BUMANN ET AL. 1994]. In einer Studie zum Vergleich der klinischen und instrumentellen Funktionsanalyse sowie bildgebenden Verfahren (MRT) wurde eine deutliche Diskrepanz zwischen der Diagnose allein durch anatomische (MRT) oder funktionelle Charakteristika festgestellt [HUDDLESTON SLATER ET AL. 2004]. Zudem wird die transversale Richtung der Kondylenposition nur unzureichend dargestellt [FREESMEYER 2008].

Die Röntgenaufnahme der Kiefergelenke nach Schüller sei aus Gründen der Vollständigkeit erwähnt. In verschiedenen Untersuchungen wurden die diagnostischen Defizite dieser Technik erwähnt, besonders schlecht können Kompressionen, Distractionen und Transversalverschiebungen diagnostiziert werden [KUNDERT 1976, TVEITO 1974, BUMANN ET AL. 1994].

Derzeit stellt somit die elektronische Registrierung als instrumentelle Diagnostik eine Erweiterungsmöglichkeit zur klinischen Funktionsanalyse [JANK ET EMSHOFF ET AL. 2005] und Alternative zum Resilienztest nach Gerber dar. Die Möglichkeit der elektronischen Speicherung der Daten mittels der modernen Meßsysteme muss für den Praktiker wie auch für den wissenschaftlich tätigen Zahnarzt im Hinblick auf Forensik [DWORKIN ET LERESCH 1992], Qualitätsmanagement und Verlaufskontrolle der Behandlung vorteilhaft bewertet werden [BUMANN ET LOTZMANN 2000].

Als zusätzliche Informationsquelle kann der Mandibular-Positions-Indikator (MPI) angesehen werden [FREESMEYER 1987], einem Zusatzinstrument zum Artikulator [MACK 1980]. Hierbei kann die räumliche Verlagerung der Mandibula mit Hilfe einer Messuhr sowie graphisch über definierte Messorte auf der Scharnierachse und dem Inzisalführungsstift erfasst werden. Die diagnostische Wertigkeit ist maßgeblich von der Qualität des Zentrikregistrates abhängig [BUMANN ET LOTZMANN 2000]. Auch der MPI kann nicht als alleiniges diagnostisches Mittel eingesetzt werden. So berichten Reiber und Mitarbeiter, dass die „Gefahr von gravierenden Fehlanalysen“ nicht auszuschließen seien [REIBER ET AL. 1988] während Bumann et al. mit Hilfe des MPI deutliche Unterschiede zwischen einer gesunden Kontrollgruppe und Patienten mit Kompressionsgelenken nachweisen konnten [BUMANN ET AL. 1994]. Böhm und

---

Mitarbeiter verglichen mit einem elektronischen Registriersystem Diskrepanzen zwischen der retralen Kontaktposition und der habituellen Interkuspitationsposition. Die Ergebnisse entsprachen im Wesentlichen denen des MPI. Dennoch wurde empfohlen, „Kondylenpositionsanalysen nicht zu überinterpretieren“ [BÖHM ET AL. 1995].

Die manuelle Funktionsanalyse soll ohne instrumentelle Verfahren eine gewebespezifische Diagnose stellen [GROOT LANDEWEER ET BUMANN 1991]. Diese Untersuchungsform gliedert sich in „Basisuntersuchung“ zur Differenzierung in arthrogene, myogene oder neurogene Beschwerden und „Erweiterte Untersuchung“ mit Gelenkspieltechniken wie passive Kompression, Traktion und Translation sowie dynamische Kompression und Translation und Palpation der beteiligten Gewebe [BUMANN ET AL. 1993]. Bei dem Befund eines Kompressionsgelenkes sind zwei Möglichkeiten der Verlagerung des Kondylus beschrieben (superior und posterior), die während der Basisuntersuchung verschiedene Befunde ergeben [BUMANN ET GROOT LANDEWEER 1990]. Bei der Überprüfung der Vergleichbarkeit der Ergebnisse der manuellen Funktionsdiagnostik und MRT-Bilder zeigte sich eine deutliche Übereinstimmung in der Diagnosesicherheit [LOCHMILLER ET AL. 1991]. Die Abweichungen zwischen unterschiedlichen funktionsdiagnostischen Tests sind bei geübten Praktikern gering [HUDDLESTON SLATER ET AL. 2004]. Folglich kann die manuelle Funktionsanalyse beschränkt auf die Anwendung durch geübte Untersucher ebenfalls als Alternative zum Resilienztest nach Gerber angesehen werden.

---

## 6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Untersuchung wurde die klinische Relevanz des Resilienztests für die Kiefergelenke nach Gerber [GERBER 1971] in einer randomisierten prospektiven klinischen Blindstudie mit Hilfe der berührungsfreien elektronischen ultraschallbasierten Messapparatur WinJaw CMS 20 (FIRMA ZEBRIS MEDIZINTECHNIK, Deutschland) überprüft.

Die Messgenauigkeit des beschriebenen Systems wurde mittels Montage an einen distraktionsfähigen Artikulator (PROTAR 7, KAVO, Deutschland) überprüft. Die Art der Systemüberprüfung gewährleistet eine maximal ähnliche Simulation der klinischen Anwendung. Das Anbringen der Messapparatur und die korrekte Messdurchführung wurden in Vorversuchen an einem Testprobanden geübt. Die 38 funktionsgesunden Probanden (20 weiblich, 18 männlich) im Alter von 25 bis 32 Jahren stellen eine repräsentative Gruppe dar. Sie wurden randomisiert in drei Gruppen mit einer Größe von zwölf Probanden pro Gruppe aufgeteilt. An den Probanden wurde die Messapparatur angebracht und es wurden die Kiefergelenksbewegungen entsprechend der Fragestellungen während der Durchführung des Resilienztests nach Gerber gemessen.

Die Fragestellung dieser Untersuchung gliedert sich in zwei Komplexe:

1. Sind die Ergebnisse des Resilienztests nach Gerber behandler- oder zeitabhängig reproduzierbar?
2. Wohin bewegen sich die Kondylen während des Tests und im Besonderen bei Distraction bzw. danach?

Die ermittelten Daten wurden statistisch aufbereitet und ausgewertet.

Die Ergebnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen:

1. Die Ergebnisse des Resilienztests nach Gerber zeigen sich im Allgemeinen als statistisch reproduzierbar. Die Qualität nimmt sowohl zeitabhängig als auch behandlerabhängig ab.
  2. Die Aussagekraft des Resilienztests für die Kiefergelenke nach Gerber stellt sich abhängig dar von den gegebenen Anweisungen und den verwendeten Materialien.
-



3. Die Bewegungen der Kondylen während der Durchführung des Tests entsprechen nicht den in der Theorie beschriebenen Richtungen. Vielmehr zeigt sich ein komplexer dreidimensionaler Versatz der Kiefergelenke im Mittel in anterior-kranial-lateraler Richtung.
  4. Im therapeutisch relevanten Bereich der Distraction der Kondylen kann keine statistisch signifikante Bewegungsrichtung der Kondylen ermittelt werden. Es bleibt zu überprüfen, ob die Kondylen in diesem Bereich überhaupt eine statistisch signifikante gemeinsame Bewegungstendenz leisten.
  5. Das verwendete Messsystem stellt sich als verlässlich und geeignet für die Darstellung der Kondylenbewegungen dar. Bei der Verwendung von ultraschallbasierten Echtzeitmessgeräten muss auf höchste Präzision geachtet werden.
  6. Die von Gerber beschriebene Resilienz der Kiefergelenke von 0,6 bis 0,9 mm in der vertikalen Richtung kann ungeachtet der komplexen dreidimensionalen Bewegungen als bewiesen angesehen werden.
  7. Der Resilienztest nach Gerber kann als nicht mehr zeitgemäß angesehen werden.
-

## 7. Literaturverzeichnis

1. Ahlers MO, Freesmeyer WB, Götz G, Jakstat HA, Koeck B, Meyer G, Ottl P, Reiber Th, Seeger W-D:  
Instrumentelle, bildgebende und konsiliarische Verfahren zur CMD-Diagnostik  
Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und der DGFDT in der DGZMK  
DZZ 58: 7 (2003)  
online Veröffentlichung: [www.dgzmk.de](http://www.dgzmk.de) (2003)
  2. Ahlers MO, Freesmeyer WB, Fussnegger M, Götz G, Jakstat HA, Koeck B, Neff A, Ottl P, Reiber Th:  
Zur Therapie der funktionellen Erkrankung des kranio-mandibulären Systems  
Gemeinsame Stellungnahme der DGFDT in der DGZMK, DGzPW, DGMKG, AGKi, DGKFO, DGZMK  
DZZ 60: 10 (2005)  
online Veröffentlichung: [www.dgzmk.de](http://www.dgzmk.de) (2005)
  3. Bernhardt O, Küppers N, Rosin M, Meyer G:  
Comparative tests of arbitrary and kinematic transverse horizontal axis recordings  
of mandibular movements  
J Prosthet Dent 89: 175 (2003)
  4. Böhm A, Rammelsberg P, May HC, Pho Duc JM, Pospich P, Gernet W:  
Direkte dreidimensionale elektronische Kondylenpositionsanalysen zur  
Bestimmung von RKP-IKP-Diskrepanzen  
Dtsch Zahnärztl Z 50: 35-39 (1995)
  5. Bortz J:  
Statistik für Sozialwissenschaftler  
Berlin, Heidelberg, New York: Springer (1989)
  6. Breustedt, Lenz, Musil, Staegemann, Taeye, Weisskopf:  
Prothetische Stomatologie  
Leipzig: Johann Ambrosius Barth (1987)
  7. Bumann A:  
mündliche Mitteilungen im Rahmen der Besprechung der vorliegenden  
Dissertation (2008)
-

8. Bumann A, Lotzmann U, Dannhauer KH, Eggers, F:  
Vergleichende Untersuchungen zur Diagnostik einer «funktionellen Gelenkkompression»  
Dtsch Zahnärztl Z 49: 544 (1994)
  9. Bumann A, Lotzmann U:  
Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien  
In Rateitschak K, Wolf H: Farbatlant der Zahnmedizin, Bd 12  
Stuttgart: Thieme (2000)
  10. Bumann A, Groot Landeweer G:  
Zur Diagnostik und Therapie des Kompressionsgelenkes  
Dtsch Zahnärztl Z 45 (7): 4-6 (1990)
  11. Bumann A, Groot Landeweer G, Lotzmann U:  
Die Bedeutung der Gelenkspieltechniken im Rahmen der Manuellen Funktionsanalyse  
ZWR 102: 338-342 (1993)
  12. Bumann A, Kopp S, Ewers R:  
Compression joint as a differential diagnosis in chronic facial pain  
Dtsch Zahnärztl Z 44 (12): 962-3 (1989)
  13. Bumann A, Kopp S, Ewers R:  
Die perioperative Behandlung von Patienten mit chronischen Kiefergelenkerkrankungen  
Dtsch Zahnärztl Z 44: 30-32 (1989)
  14. Burckhardt R:  
Optoelektronische berührungslose Kiefergelenksbewegungsregistrierung mit linearer Messwerverfassung und digitaler Messwertverarbeitung  
Vortrag: Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik in der DGZMK, Bad Nauheim (1982)
  15. Brunner W:  
Informationsbroschüre Zebris JMA System 7/99, Isny (1999)
  16. Celar AG, Tamaki K:  
Accuracy of recording horizontal condylar inclination and Bennett angle with the
-

- Cadiax compact  
J Oral Rehabil 29: 1076 (2002)
17. Celenza FV, Nasedkin JN:  
Okklusion, Stand der Wissenschaft  
Berlin: Quintessenz (1979)
18. Celik R, Jerolimov V, Knezovic Zlataric D, Klaic B:  
Measurement of mandibular movements in patients with temporomandibular  
disorders and in asymptomatic subjects  
Coll Atropol 27: 43 (2003)
19. Chance DA, Williams EO, Huff ThL, Andrews DH:  
Determination of mandibular border movements by optical pantography  
J Prosth Dent 51: 559 (1984)
20. Clauß, Ebner:  
Statistik für Soziologen, Pädagogen, Psychologen und Mediziner  
5. Auflage, Frankfurt am Main: Harri Deutsch (1985)
21. Cousin J:  
Über die Reproduzierbarkeit axiographischer Messungen mit dem String-  
Condylcomp LR2  
Dissertationsschrift. Münster (1992)
22. De Boever JA, Carlsson GE, Klingenberg IJ:  
Need for occlusal therapy and prosthodontic treatment in the management of  
temporomandibular disorders. Part I. Occlusal interferences and occlusal  
adjustment  
J Oral Rehabil 27: 367 (2000)
23. De Kanter RJAM, Käyser AF, Battistuzzi PGFCM, Truin GJ, Van T Hof MA:  
Demand and need for treatment of craniomandibular dysfunction in the dutch adult  
population  
J Dent Res 71: 1607-1612 (1992)
24. Demling A:  
Vergleich der Reproduzierbarkeit elektronisch ermittelter Funktionsparameter bei  
Patienten und Probanden  
Dissertationsschrift. Hannover (2004)
-

25. Diederichs S, Wolf R, Diederichs D, Lechler B, Bollmann F:  
Vergleich des klinischen Resilienztests nach Gerber mit entsprechenden  
Messungen durch den String Condylcomp LR 3.  
Dtsch Zahnärztl Z 52: 246-251 (1997)
  26. Dietrich S:  
Klinische Funktionsanalyse – das Ahlers/ Jakstat - Konzept  
BZB 10: 39-41 (2004)  
online Veröffentlichung: [www.bzb-online.de](http://www.bzb-online.de) (2004)
  27. dos Santos J jr, Nowlin TP:  
The effect of splint therapy on TMJ position measured by the Gerber Resiliency  
Test  
J Oral Rehabil 19 (6): 663-70 (1992)
  28. Drücke W, Klemt B:  
Kiefergelenk und Okklusion  
Berlin: Quintessenz (1980)
  29. Dworkin SF, LeResche L:  
Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: Review, Criteria,  
Examinations and Specifications, Critique  
J Craniomandib Disord Facial Oral Pain 6: 301 (1992)
  30. Edinger D:  
Aufzeichnung von Kaumustern bei Implantatpatienten mittels eines neuen  
Ultraschall-Messsystems  
Dtsch Zahnärztl Z 45: 7 (1990)
  31. Edinger D:  
Ein Robotersystem für die zahnärztliche Praxis  
Phillip J 5, 301 (1991)
  32. Edinger D:  
Ein Robotersystem für die zahnärztliche Praxis  
Phillip J 8: 301-306 (1999)
  33. Engelhardt JP, Hugger A, Jakstat HA, Kordaß B:  
Instrumentellen Funktionsanalyse – Prinzipien und Anwendung  
gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, DGzPW, AGF (jetzt DGFDT) in der
-

- DGZMK  
DZZ (2002)  
online Veröffentlichung: [www.dgzmk.de](http://www.dgzmk.de) (2002)
34. Ferrein M:  
Sur les Mouvements de la machoire inferieure  
Histoire de l'Academie royale des Sciences, Paris, S. 447 (1744)
35. Freesmeyer WB:  
Funktionelle Befunde im orofazialen System und deren Wechselwirkung  
Habilitationsschrift. Tübingen  
München, Wien: Carl Hanser Verlag (1987)
36. Freesmeyer WB:  
mündliche Mitteilungen im Rahmen der Besprechung der vorliegenden  
Dissertation (2008)
37. Freesmeyer WB:  
Zahnärztliche Funktionstherapie  
München, Wien: Carl Hanser Verlag (1993)
38. Frick H, Leonhardt H, Starck D:  
Spezielle Anatomie II  
Kopf-Hals-Eingeweide-Nervensystem, überarbeitete Auflage  
Thieme Verlag (1987)
39. Fuhr K, Reiber T:  
Klinische Funktionsdiagnostik  
Funktionsstörungen des Kauorgans  
München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg (1989)
40. Fushima K, Gallo LM, Krebs M, Palla S:  
Analysis of the TMJ intraarticular space variation: a non-invasive insight during  
mastication  
Med Eng Phys 25 (3): 181-90 (2003)
41. Gärtner C:  
Der virtuelle Artikulator „DentCAM“  
Evaluation und Konzepte zur praktischen Realisierung  
Dissertationsschrift. Greifswald (2003)
-

42. Gal JA, Gallo LM, Palla S, Murray G, Klineberg I:  
Analysis of human mandibular mechanics based on screw theory and in vivo data  
J Biomech 37 (9): 1405-12 (2004)
  43. Gerber A:  
Logik und Mystik der Kiefergelenkbeschwerden I und II  
Schweiz Mschr Zahnheilk 74: 687-697 und 879-885 (1964)
  44. Gerber, A:  
Okklusionslehre, Okklusionsdiagnostik und Okklusionsbehandlung im Wandel  
unserer Aspekte  
Schweiz Monatsschr Zahnheilk 80: 447-470 (1970)
  45. Gerber, A:  
Registriertechnik für Prothetik, Okklusionsdiagnostik, Okklusionstherapie  
Condylar-Service, 1970
  46. Gerber A:  
Kiefergelenk und Zahnokklusion  
Dtsch Zahnärztl Z 26: 119-141 (1971)
  47. Gerber A, Steinhardt G:  
Kiefergelenkstörungen – Diagnostik und Therapie  
Berlin: Quintessenz (1989)
  48. Gernet W:  
Der Resilienztest nach Gerber im Vergleich zu anderen Funktionsanalysen  
Dtsch Zahnärztl Z 37: 987-990 (1982)
  49. Grand PD:  
Biomechanical significance of the instantaneous center of rotation: The human  
mandibular joint.  
J Biomechanics 6: 109 (1973)
  50. Greene ChS:  
Temporomandibular Disorders: The Evolution of Concepts  
In Sarnat BG, Laskin DM: The temporomandibular joint. A biological basis for  
clinical practice  
4. Aufl. W.B. Saunders Company, Philadelphia (1992)
-

51. Groot Landeweer G, Bumann A:  
Die funktionelle Betrachtung des Kausystems als Grundlage der Manuellen Funktionsanalyse  
Z Stomatol 88/9: 473-483 (1991)
  52. Gsellmann B, Schmid-Schwab M, Piehslinger E, Slavicek R:  
Lengths of condylar pathways measured with computerized axiography (CADIAX) and occlusal index in patients and volunteers  
J Oral Rehabil 25: 146 (1998)
  53. Hansson T, Honnée W, Hesse J:  
Funktionsstörungen im Kausystem  
Heidelberg: Hüthig (1987)
  54. Hansson T, Nordstör B:  
Thickness of soft tissue layers and articular disc in temporomandibular joints with deviations in form  
Acta Odont Scand 35: 281 (1977)
  55. Häring R:  
Messung und Darstellung von dreidimensionalen Bewegungsabläufen mittels eines Echtzeit-Ultraschall-Topometers  
Dissertationsschrift. Bonn (1986)
  56. Helkimo M:  
Studies on function and dysfunction of the masticatory system  
Svensk Tandläk T 67: 101-119 (1974)
  57. Heners M:  
Statistischer Vergleich zweidimensional registrierter physiologischer Zahnbeweglichkeit  
Dtsch Zahnärztl Z 28: 447-454 (1973)
  58. Hobo S, Mochizuki S:  
A kinematic investigation of mandibular border movement using an electronic measuring system. Part I: Development of the measuring system  
J Prosth Dent 50: 368 (1983)
  59. Huddleston Slater JJ, Lobbezoo F et al.:  
A comparative study between clinical and instrumental methods for the recognition
-



- of internal derangements with a clicking sound on condylar movement  
J Orofac Pain 18 (2): 138-147 (2004)
60. Huddleston Slater JJR, Lobbezoo F, Van Selms MKA, Naeije M:  
Recognition of internal derangements  
J Oral Rehabil 31: 851 (2004)
61. Hugger A:  
Gelenknahe elektronische Erfassung der Unterkieferfunktion und ihre Umsetzung  
in den Artikulator  
Habilitationsschrift  
Berlin: Quintessenz (2000)
62. Hugger A, Bölöni E, Berntien U, Stüttgen U:  
Artikulatorjustierung mit Hilfe elektronischer Unterkiefer-  
Bewegungsaufzeichnungen  
Poster zur Jahrestagung der DGZPW (2000)
63. Hugger A, Kordaß B, Edinger D, Stüttgen U:  
Simultane Bewegungsaufzeichnungen mit zwei berührungslos messenden  
Registriersystemen  
Dtsch Zahnärztl Z 52: 536 (1997)
64. Hüls A, Küper K, Walter E, Klose U, Engel E:  
Kernspintomographie des Kiefergelenks  
Dtsch Zahnärztl Z 41: 1053-1057 (1986)
65. Jank S, Emshoff R, Norer B, Missmann M, Nicasi A, Strobl H, Gassner R, Rudisch  
A, Bodner G:  
Diagnostic quality of dynamic high-Resolution ultrasonography of the TMJ – a pilot  
study  
Int J Oral Maxillofac Surg 34 (2): 132-7 (2005)
66. Jankelson B, Swain CW, Crane PF, Radtke JC:  
Kinesiometric instrumentation: A new technology  
J Amer Dent Ass 90: 834 (1975)
67. John M:  
Prävalenz von kranio-mandibulären Dysfunktionen (CMD)  
Dtsch Zahnärztl Z 54: 302-309 [IV] (1999)
-

68. John M, Wefers KP:  
Orale Dysfunktionen bei Erwachsenen  
In Michaelis W, Reich RH:  
Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie.  
Köln: Deutscher Ärzte-Verlag 316-329 (1999)
69. John M, Wefers KP:  
Orale Dysfunktionen bei den Senioren  
In Micheelis W, Reich RH:  
Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie.  
Köln: Deutscher Ärzte-Verlag 412-426 (1999)
70. John MT, Zwijnenburg AJ:  
Intraobserver variability in assessment of signs of TMD  
Int J Prosthodont 14 (3): 265-70 (2001)
71. Jüngling N, Smolenski UC, Loth D:  
Untersuchung zur Reliabilität und Validität der dreidimensionalen  
Funktionsanalyse des Kiefergelenks  
Manuelle Medizin 42 (6): 441-448 (2004)  
online Veröffentlichung: [www.springerlink.com/content/u5v2uebn3r1q7g22o](http://www.springerlink.com/content/u5v2uebn3r1q7g22o)
72. Jung F:  
Die funktionell-elastische Deformation des Kieferknochens und die  
Eigenbeweglichkeit der Zähne  
Schweiz Mschr Zahnheilk 70: 17-30 (1960)
73. Kamelchuk L, Nebbe B, Baker C, Major P:  
Adolescent TMJ tomography and magnetic resonance imaging: a comparative  
analysis.  
J Orofac Pain 11: 321-327 (1997)
74. Karibe H, Goddard G, Gear RW:  
Sex differences in masticatory muscle pain after chewing  
J Dent Res 82: 112-116 (2003)
75. Kenworthy CR, Morrish RB Jr, Mohn C, Miller A, Swenson KA, McNeill C:  
Bilateral condylar movement patterns in adult subjects  
J Orofac Pain 11: 328 (1997)
-

76. Klamt B, Nägerl H, Kubein-Meesenburg D:  
Vergleichende Untersuchung von Meßmethoden zur räumlichen Aufzeichnung der  
Mandibularbewegung  
Dtsch Zahnärztl Z 45: 33 (1990)
77. Klett R:  
Elektronische Verfahren für die Kiefergelenkdiagnostik  
Dtsch Zahnärztl Z 37: 991 (1983)
78. Klett R, Ohlrogge HH:  
Elektronische Kiefergelenksdiagnostik  
Quintess 34: 2023 (1982)
79. Kluge AM:  
Zähneknirschen und Zähnepressen – wie wirken sich solche Gewohnheiten auf  
unsere Gesundheit aus?  
Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und der DGFDT  
DZZ 54: 06 (1999)  
online Veröffentlichung: [www.dgzmk.de](http://www.dgzmk.de) (1999)
80. Koeck B, Sander G:  
Über die elastische Deformation der Unterkieferspange  
Dtsch Zahnärztl Z 33: 254-261 (1978)
81. Koeck B, Sander G:  
Zahnbeweglichkeit in Abhängigkeit von der Belastung funktioneller Facetten  
Dtsch Zahnärztl Z 32: 207-211 (1977)
82. Kopp S, Bumann A:  
Sofortbildmotographie in der Zahnheilkunde  
Dtsch Zahnärztl Z 34: 49 (1989)
83. Kopp S, Bumann A, Kowallik K:  
Pilotstudie zur klinischen Verwertbarkeit der Sofortbildmotographie  
Dtsch Zahnärztl Z 44: 51 (1989)
84. Kordaß B, Gärtner C:  
Der „Virtuelle Artikulator“ – Chancen und Einsatzmöglichkeiten der virtuellen  
Realität in der Zahntechnik  
Quintessenz Zahntech 26: 686-692 (2000)
-

85. Kordaß B, Gärtner C:  
Matching von digitalisierten Kauflächen und okklusalen  
Bewegungsaufzeichnungen  
Dtsch Zahnärztl Z 54: 399-402 (1999)
  86. Kundert M:  
Zum Aussagewert des Kiefergelenkröntgenbildes nach Schüller für die  
gelenkbezogene Okklusionsdiagnostik  
Schweiz Mschr Zahnheilk 86: 393-412 (1976)
  87. Kuttilla M, Niemi PM, Kuttilla S, Alanen P, Le Bell Y:  
TMD treatment need in relation to age, gender, stress, and diagnostic subgroup  
J Orofac Pain 12: 67-74 (1998)
  88. Lausten LL, Glaros AG, Williams K:  
Inter-examiner reliability of physical assessment methods for assessing  
temporomandibular disorders  
Gen Dent 52 (6): 509-13 (2004)
  89. Levitt SR, McKinney MW:  
Validating the TMJ scale in a national sample of 10,000 patients: Demographic  
and epidemiologic characteristics  
J Orofac Pain 8: 25-35 (1994)
  90. Lewin A, Van Rensburg LB, Lemmer J:  
A method of recording the movement of a point on the Jaws  
J Dent Assoc S Afr 29: 395 (1974)
  91. Lipton JA, Ship JA, Larach-Robinson D:  
Estimated prevalence and distribution of reported orofacial pain in the United  
States  
J Am Dent Assoc 124: 115-121 (1993)
  92. Lochmiller W, Bumann A, Groot Landeweer G:  
The value of electronic axiography in clinical functional diagnosis  
Fortschr Kieferorthop 52 (5): 268-73 (1991)
  93. Lotzmann U:  
Die Prinzipien der Okklusion  
München: Neuer Merkur (1992)
-

94. Luckenbach A:  
Untersuchungen zur Unterkieferbewegung mit Hilfe eines elektronischen,  
computergestützten Registriersystems (ECRS)  
Dissertationsschrift. Tübingen (1983)
  95. Luckenbach A, Hüls A, Körber E:  
Individualisierte Registrierung der Unterkieferbewegung mit Hilfe des ECR-  
Systems  
Dtsch Zahnärztl Z 41: 677 (1986)
  96. Ludwig P:  
Untersuchungen zur Frage der Unterkieferverlagerung bei isometrischer  
Kontraktion der Kaumuskulatur  
Dtsch Zahnärztl Z 28: 901 (1973)
  97. Ludwig P:  
Unterkieferbewegungen und Gelenkfunktion  
Dtsch Zahnärztl Z 30: 27 (1975)
  98. Lückcrath W:  
Zur Differentialdiagnostik elektronischer Aufzeichnungen der Gelenkbahnen  
funktionsgestörter Patienten  
Dtsch Zahnärztl Z 46: 722-726 (1991)
  99. Mack HL:  
Der Mandibular-Positions-Indikator  
Dtsch Zahnärztl Z 35: 611 (1980)
  100. Mack HL:  
Instrumentelle Voraussetzungen zur Erfassung des okklusoartikulären Systems.  
in Drücke W, Klemt B: Kiefergelenk und Okklusion  
Berlin: Quintessenz (1980)
  101. Magnusson T, Carlsson GE, Egermark I:  
Changes in clinical signs of craniomandibular disorders from the age of 15 to 25  
years  
J Orofac Pain 8: 207-215 (1994)
-

102. Marxkors, R:  
Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik  
München, Wien: Carl Hanser Verlag (1991)
103. Mesqui F, Palla S:  
Real-time non-inversion recording and display of functional movements  
J Oral Rehabil 12: 541 (1985)
104. Meyer G:  
Elektronische Messung der Mediotrusionsbahn des Kondylus über die terminale  
Scharnierachse des Unterkiefers  
Dtsch Zahnärztl Z 37: 999 (1982)
105. Meyer G:  
Entwicklung und Anwendung eines elektronischen Verfahrens zur  
dreidimensionalen scharnierachsenbezüglichen Registrierung von  
Unterkieferbewegungen für die Funktionsdiagnostik des stomatognathen Systems  
Habilitationsschrift. Göttingen (1986)
106. Meyer G, Dal Ri H:  
Dreidimensionale elektronische Messung der Bewegungen des Kondylus über die  
Scharnierachse des Unterkiefers  
Dtsch Zahnärztl Z 40: 881 (1985)
107. Mohl ND:  
Reliability and validity of diagnostic modalities for temporomandibular disorders  
Adv Dent Res 7 (2): 113-9 (1993)
108. Monro A:  
Remarks on the anatomy, muscles and luxation of the lower jaw  
Med. Essays and Observations, Vol. III (1735)
109. Nilner M:  
Epidemiologic studies in TMD.  
In McNeill C:  
Current Controversies in Temporomandibular Disorders  
Chicago: Quintessence, 21 (1992)
110. Öberg T, Carlsson GE:  
Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Kiefergelenkes
-

- In: Zarb A, Carlsson GE (Hrsg.) Physiologie und Pathologie des Kiefergelenks.  
Grundlagen und Praxis von Diagnose und Therapie  
Berlin: Quintessence 115-133 (1985)
111. Ohlrogge HH:  
Elektronische Registrierung der Kiefergelenksbewegungen  
Dtsch Zahnärztl Z 37: 263 (1982)
112. Palla S:  
Eine experimentelle Untersuchung über den Resilienztest für die Kiefergelenke  
Med Habil Schr Zürich (1977)
113. Palla S, Gallo LM, Gossi D: Dynamic stereometry of the temporomandibular joint  
Orthod Craniofac Res 6 Suppl 1: 37-47 (2003)
114. Peroz I:  
Untersuchungen zur Diskusverlagerungen ohne Reposition am Kiefergelenk  
Habilitationsschrift. Berlin (2004)
115. Pilley JR, Mohlin B, Shaw WC, Kingdon A:  
A survey of craniomandibular disorders in 500 19-year-olds.  
Eur J Orthod 19: 57-70 (1997)
116. Posselt U:  
Studies in the mobility of the human mandible  
Acta Odontol Scand 10: Suppl 10 (1952)
117. Posselt U:  
The Physiology of Occlusion and Rehabilitation  
2<sup>nd</sup> ed. Blackwell, Oxford (1968)
118. Pröschel P, Morneburg T, Hugger A, Kordaß B, Ottl P, Niedermeier W, Wichmann M:  
Articulator-related registration – a simple concept for minimizing eccentric occlusal errors in the articulator  
Int J Prosthodont 15: 289 (2002)
119. Prucha C:  
Retrospektive Studie zu craniomandibulären Dysfunktionen unter Berücksichtigung von schmerzbezogenen und psychosozialen Aspekten  
Dissertationsschrift. Berlin (2006)
-

120. Ramfjord SP, Ash MM:  
Occlusion.  
WB Saunders, Philadelphia (1966)
121. Reiber T, Bettendorf A, Lixfeld-König M, Weimar HG:  
Vergleich klinischer und instrumenteller Verfahren zur Analyse der  
Kiefergelenkposition  
Dtsch Zahnärztl Z 43: 44-46 (1988)
122. Sadat-Khonsari R, Fenske C, Kahl-Nieke B, Kirsch I, Jude HD:  
Mandibular instantaneous centers of rotation in patients with and without  
temporomandibular dysfunction  
J Orofac Orthop 64: 256 (2003)
123. Salaorni C, Palla S:  
Condylar rotation and anterior translation in healthy human mandibular joints  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104: 415 (1994)
124. Schwestka-Polly R:  
Funktionsoptimierung von Unterkieferbewegungen durch kieferorthopädisch-  
chirurgische Behandlungen  
Habilitationsschrift. Göttingen (2000)
125. Seedorf H, Seetzen F, Scholz A, Sadat-Khonsari MR, Kirsch I, Jude HD:  
Impact of posterior occlusal support on the condylar position  
J Oral Rehabil 31 (8): 759-63 (2004)
126. Slavicek R:  
Die funktionellen Determinanten des Kauorgans  
Habilitationsschrift  
München: Verlag zahnärztlich – medizinisches Schrifttum (1984)
127. Slavicek R:  
Clinical and instrumental functional analysis for diagnosis and treatment planning:  
Part 7: Computer-aided axiography  
J Clin Orthod 22: 776 (1988)
128. Slavicek R:  
zitiert in: Velfe HD, Burckhardt R: Bestimmung der Projektionsfehler und ihres
-



- Einflusses auf die Messgenauigkeit bei der Kondylenpositionsanalyse  
Dtsch Zahnärztl Z 48 (5): 319-323 (1993)
129. Slavicek R:  
Elektronische Registrierung in der Gnathologie  
In Reusch D: Skript zum Praktischen Arbeitskurs „Die Condylographie“  
Westerburger Kontakte, Westerbürg (1998)
130. Slavicek R, Mack HL:  
Funktionsanalytische Maßnahmen im stomatognathen System  
Zahnärztl Praxis 30: 259 (1979)
131. Slavicek R, Mack, HL:  
Der Axiograph.  
In: Drücke W, Klemt B: Kiefergelenk und Okklusion  
Berlin: Quintessenz (1980)
132. Solberg W, Woo M, Houston J:  
Prevalence of mandibular dysfunction in young adults  
J Am Dent Assoc 98: 25-34 (1979)
133. Spitzer WJ, Lenz M, Sauter R:  
Darstellung des Discus articularis der Kiefergelenke mit Hilfe der  
Kernspintomographie – vorläufige Mitteilung  
Dtsch Zahnärztl Z 41: 693-696 (1986)
134. SPSS für Windows Version 11.5  
Softwarehilfe (2002)
135. Stiesch-Scholz M, Roßbach A:  
Untersuchungen zur Messgenauigkeit des elektronischen Registriersystems  
Articus im Referenzartikulator Protar®9  
Dtsch Zahnärztl Z 57: 83 (2002)
136. Straßburg M, Knolle G:  
Farbatlas und Lehrbuch der Mundschleimhauerkrankungen  
Berlin: Quintessenz (1991)
137. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M:  
Curriculum Prothetik 1 – 3  
Berlin: Quintessenz (1999, 2003)
-

138. Tallents RH, Macher DJ, Kyrkanides S, Katzberg RW, Moss ME:  
Prevalence of missing posterior teeth and intraarticular temporomandibular disorders  
J Prosthet Dent 87: 45 (2002)
139. Tanaka E, del Pozo R et al.:  
Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening  
Med Eng Phys 26 (6): 503-11 (2004)
140. Troest T:  
Form und Funktion im stomatognathen Gebiß  
In Koeck B: Funktionsstörungen des Kauorgans,  
Praxis der Zahnheilkunde, Bd 8  
München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg (1995)
141. Tsuruta A et al.:  
The relationship between morphological changes of the condyle and condylar position in the glenoid fossa  
J Orofac Pain 18 (2): 148-55 (2004)
142. Tveito L:  
Beurteilung der Gelenkspaltbreite  
Dtsch Zahnärztl Z 29, 550-553 (1974)
143. Velfe H-D, Burckhardt R:  
Bestimmung der Projektionsfehler und ihres Einflusses auf die Messgenauigkeit bei der Kondylenpositionsanalyse  
Dtsch Zahnärztl Z 48: 319 (1993)
144. Ververs MJB, Ouwerkerk JL, van der Heijden GJMG, Steenks MH, De Wijer A:  
Ätiologie der kranio-mandibulären Dysfunktion: eine Literaturübersicht  
Dtsch Zahnärztl Z 59: 556 (2004)
145. Waldeyer A:  
Anatomie des Menschen, II. Teil  
Berlin: Walter de Gruyter (1950)
146. WinJaw 10.4 für Windows Betriebsanleitung  
Zebris Medizintechnik GmbH (2002)
-

## **8. Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

---

## 9. Danksagung

Der Autor bedankt sich herzlich bei Herrn Professor Dr. Wolfgang B. Freesmeyer für die Möglichkeit zur wissenschaftlichen Arbeit und schnelle, komplikationslose sowie umfangreiche Unterstützung. Herrn Professor Dr. Axel Bumann gilt der Dank für stetige Hilfe, die freundliche Überlassung sämtlicher benötigten Untersuchungsmaterialien und nicht zuletzt geduldige Antworten. Dank gilt Herrn Wolfgang Brunner von zebris Medical GmbH für komplikationslose und schnelle Hilfe. Herrn Mag. Dr. Wilhelm Frank (Leiter des ARWIG Arbeitskreis wissenschaftsbasierte Gesundheitsversorgung) und seinem Team für die statistische Auswertung. Besondere Erwähnung muss hierbei Frau Mag. Brigitte Konta finden.

Herausragender Dank gilt meiner geliebten Verlobten Daniela Bleck für ihr Verständnis und ihre nahezu grenzenlose Geduld.

Nicht zuletzt danke ich meinen lieben Eltern Frau Ute Fleischhauer-Thiele und Herrn Dr. Michael Thiele für ihre permanente Erinnerung und Motivation, auch neben der beruflichen Tätigkeit das Wesentliche nicht aus den Augen zu verlieren.

---

## 10. Erklärung

Ich erkläre, dass ich die zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel:

### **ÜBERPRÜFUNG DER KLINISCHEN RELEVANZ DES GERBER - RESILIENZTESTS**

unter Betreuung von Herrn Professor Dr. Wolfgang B. Freesmeyer ohne sonstige (unzulässige) Hilfe durchgeführt, keine Kopien (auch in Teilen) anderer Arbeiten dargestellt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht.

Weiterhin versichere ich, dass ich den beantragten Titel bisher noch nicht erworben habe.

---

Christoph M. Thiele, MSc.

---