

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Der Universität Würzburg  
Direktor: Professor Dr. med. dent. Dipl.-Ing. E.-J. Richter

**Messung der dentalen und parodontalen Kräfte in zentrischer Okklusion**

Inaugural – Dissertation  
Zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der  
Bayerischen Julius Maximilians Universität Würzburg  
vorgelegt von  
Dipl.-Phys. Dr. rer. nat. Kurt Rottner  
aus Fürth

Würzburg, Juni 2004

Referent: Prof. Dr. med. dent. Dipl.-Ing. E.-J. Richter  
Koreferent Priv. Doz. Dr. med. Dr. med. dent. J. Bill  
Dekan: Prof. Dr. med. S. Silbernagl

Tag der mündlichen Prüfung: 20.10.2004

Der Promovend ist Zahnarzt

---

# Inhalt

1. Einführung .....	1
1.1. Ausgangssituation .....	1
1.1.1. Definition Kaukraft.....	1
1.1.2. Literaturübersicht .....	2
1.2. Ziel und Problemstellung .....	6
2. Material und Methode .....	8
2.1. Kraftsensoren.....	8
2.1.1. Theoretische Überlegungen.....	8
2.1.1.1. Piezoelektrizität bei Kunststoffen .....	8
2.1.1.2. Krümmungs- und Knittereffekte.....	11
2.1.1.3. Pyroelektrischer Effekt.....	12
2.1.1.4. Zeitkonstante und Isolationswiderstand.....	13
2.1.2. Herstellung der Sensoren.....	13
2.2. Messungen in-vivo .....	15
2.2.1. Auswahl der Probanden .....	15
2.2.2. Messaufbau.....	16
2.2.3. Vorbereitungen.....	18
2.2.4. Durchführung der Messungen.....	19
2.3. Höckerkorrektur .....	20
2.3.1. Messaufbau.....	22
2.3.2. Messroutine .....	25
3. Ergebnisse.....	27
3.1. Messungen in-vivo .....	27
3.1. Höckerkorrektur .....	28
4. Diskussion.....	35
4.1. Probanden .....	35

4.2.	Korrekturfaktoren.....	35
4.3.	Fehlerquellen .....	38
4.3.1.	In-vivo-Messungen.....	38
4.3.2.	Höckerkorrektur .....	39
5.	Zusammenfassung .....	44
6.	Literaturverzeichnis .....	46

# 1. Einführung

Die Kräfte, die beim Zerkleinern von Nahrung auf Zähne und Zahnhalteapparat einwirken, sind seit über 300 Jahren Gegenstand von eingehenden Untersuchungen. Die Kenntnis der Dauer und Höhe der Zahnbelastungen ist von erheblicher Bedeutung<sup>1,2,3</sup>, sowohl für die Dimensionierung und Planung von prothetischen Versorgung<sup>4</sup>, als auch in den Bereichen Zahnerhaltung<sup>5,6,18</sup> und Kieferorthopädie<sup>7</sup>. Mit der Entwicklung der Elektronik ergaben sich neue Mess- und Auswertungsmethoden, mit denen es möglich schien, die unter physiologischen Bedingungen auf das Parodontium eines gesunden Zahnes einwirkenden Kräfte zu messen. Es zeigt sich aber, dass die bisher angewandten Methoden mit systematischen Fehlern behaftet sind, die einen genauen Rückschluss nicht oder nur sehr bedingt erlauben. Ziel dieser Arbeit war es, eine Messmethode zu entwickeln, die diese systematischen Fehler soweit wie möglich eliminiert und erlaubt, in zentrischer Okklusion die tatsächlichen parodontal getragenen Kräfte zu bestimmen.

## 1.1. Ausgangssituation

### 1.1.1. Definition Kaukraft

Die Notwendigkeit zur Begriffsdefinition ergibt sich aus der Tatsache, dass in der Literatur eine Reihe verschiedener Messgrößen mit dem Begriff Kaukraft bezeichnet werden. So wird zum Teil die Kraft, welche die Kaumuskulatur aufzubringen vermag als Kaukraft definiert, zum Teil bezieht sich der Begriff auf die Belastung von einzelnen Zähnen während des Kauaktes.

Um Ergebnisse verschiedener Gruppen miteinander vergleichen zu können, beziehungsweise, um die zum Teil erheblichen Differenzen zu bewerten, hat schon Wustrow 1923 eine ausführliche Definition zum Begriffsbereich Kaukraft zusammengestellt<sup>8</sup>. Im weiteren sollen folgende Definitionen gelten:

- **Maximale Kaukraft:** Von der Muskulatur maximal erzeugbare Kraft.
- **Maximale Zahnbelastung bei unilokulärer Biss-Sperrung** bezeichnet die Kraft, die auf einen Zahn ausgeübt wird, wenn die gesamte von der

Kaumuskulatur erzeugte Kraft von nur einem Zahnpaar getragen wird. Sie wird über ein neuromuskuläres Rezeptorsystem durch das individuelle Schmerzempfinden gesteuert und ist damit im Allgemeinen nicht mit der maximalen Kaukraft identisch.

- **Maximale Zahnbelastung in zentrischer Okklusion** bezieht sich auf die Kraft, die auf einen Zahn übertragen wird, wenn sich die Zahnreihen in zentrischer Okklusion befinden und die Kaumuskulatur maximal kontrahiert wird. Diese Kraft ist im Allgemeinen wesentlich geringer als bei unilateraler Bissperrung.
- **Physiologische Zahnbelastung** bezeichnet die Kraft, die auf einen Zahn bei physiologischen Muskelaktivitäten ausgeübt wird, zum Beispiel beim Kauen oder Schlucken.

### 1.1.2. Literaturübersicht

Die Messung der Kräfte, die die Kaumuskulatur aufzubringen vermag, wurde bereits im 17. Jahrhundert von dem italienischen Anatomen Borelli<sup>9</sup> begonnen, wie in Abbildung 1-1 dargestellt.

Dabei wurde ein Gewicht am Unterkiefer der Testperson befestigt und die maximale Masse bestimmt, welche gerade noch hochgehoben werden konnte. Systematische Untersuchungen der Kaukräfte begannen mit dem Ende des 19. Jahrhunderts. Haber<sup>5,6</sup> benutzte zwei Platten, zwischen denen Federn angebracht waren (siehe Abbildung 1-2). Wurden diese Platten zwischen die Zahnreihen gebracht, konnte aus der Kompression der Federn auf die ausgeübte Kraft rückgerechnet werden.

In den 50'er Jahren wurden erstmals elektronische Messungen durchgeführt, wobei die Kräfte durch Dehnungsmessstreifen bestimmt wurden. Dies konnte zum Beispiel über eine Kraftmessdose geschehen<sup>10,11,12,13,14,15</sup> oder die Messstreifen wurden auf Inlays aufgebracht<sup>16,17,18</sup>. Dabei waren erstmals Messungen von Kräften während des Kauens möglich, wobei die Methode auf beschädigte Zähne beschränkt blieb.

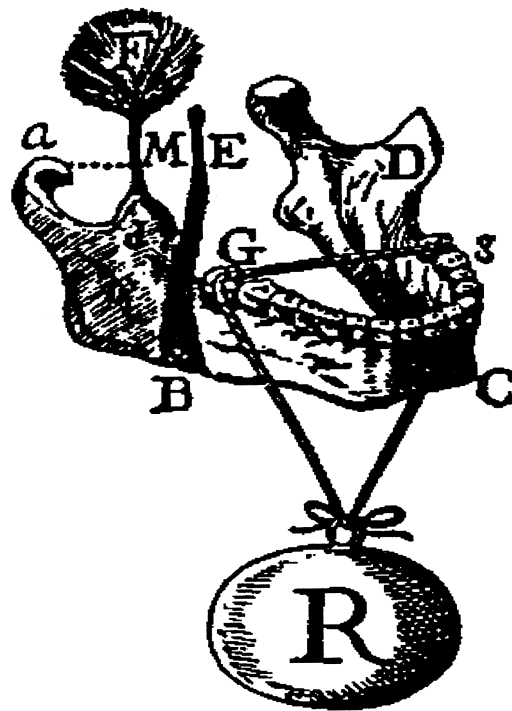


Abbildung 1-1: Vorrichtung zur Messung der Muskelkraft durch Borelli

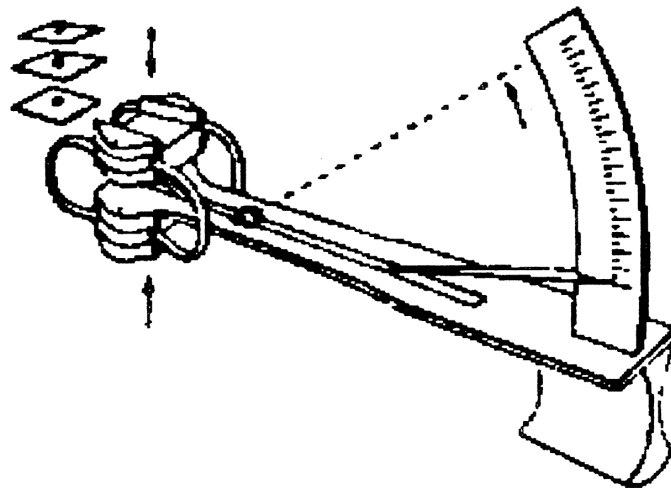


Abbildung 1-2: Anordnung zur Messung der Kraft mittels Platten und Federn

Bedingt durch die indirekte Bestimmung der Kraft über die Verformung des Streifens, erforderte die Verwendung von Dehnungsmessstreifen allerdings eine individuelle Eichung für jede verwendete Geometrie. Dieser Nachteil wurde

eliminiert durch die Anwendung piezoelektrischer Quarzkristalle<sup>19,20,21</sup> oder piezoresistiver Halbleiter<sup>1</sup>.

Piezoelektrische Kraftsensoren wurden vor allem von Mericske-Stern et al. in umfassenden Studien zur drei-dimensionalen Kräftermessung sowohl an Einzelimplantaten<sup>22,23,24</sup> als auch an zahn<sup>25</sup>- und implantatgetragenen festsitzenden<sup>26</sup> als auch herausnehmbaren<sup>27</sup> Versorgungen verwendet. Weiterhin wurden elektrische Resonanzeffekte zur Messung von Kräften herangezogen<sup>28,29</sup>.

Der Nachteil dieser Sensoren ist ihre geometrische Abmessung, die immer im Bereich von einigen Millimetern liegt und dadurch entweder zu einer erheblichen Bissperrung führt oder nur in prothetischen Versorgungen einsetzbar ist.

Auch zeigt sich, dass die Ergebnisse der verschiedenen Untersuchungen erheblich variieren (siehe Abbildung 1-3). Eine Untersuchung zum Einfluss der Aufbissgeometrie auf die messbaren Kaukräfte findet sich bei Lukas<sup>30</sup>.

Bei Messungen mit gesperrtem Biss findet man, dass die maximalen Kaukräfte nicht nur durch die mögliche Muskelkraft begrenzt sind, sondern vor allem durch das (stark variable) Schmerzempfinden<sup>30,31,32,33,34</sup>. Darüber hinaus hat sich auch gezeigt, dass die Dicke des Aufbisses ebenfalls einen entscheidenden Faktor darstellt<sup>35,46</sup>, wobei unterhalb 100µm hinsichtlich der momentanen Zahnbelastung kein Einfluss gefunden wurde<sup>46</sup>.

Es existiert eine Reihe von Ergebnissen, die die Zahnbelastungen mit dazugehöriger Muskelaktivität<sup>15,36,37,38,39</sup> oder mit geometrischen Parametern, wie zum Beispiel Inklination der Okklusionsebene<sup>40</sup> korrelieren.

Auch die Belastungen und Biegemomente von implantatgetragenen Versorgungen wurden speziell untersucht<sup>41,42</sup>.

Insgesamt zeigt sich, dass sich die überwiegende Mehrzahl der Ergebnisse auf maximale Zahnbelastungen mit Bissperrung bezieht. Messungen an natürlichen Zähnen in ungestörter Okklusion gibt es nur relativ wenige<sup>10,11,14,16,17,43,44,45</sup>.



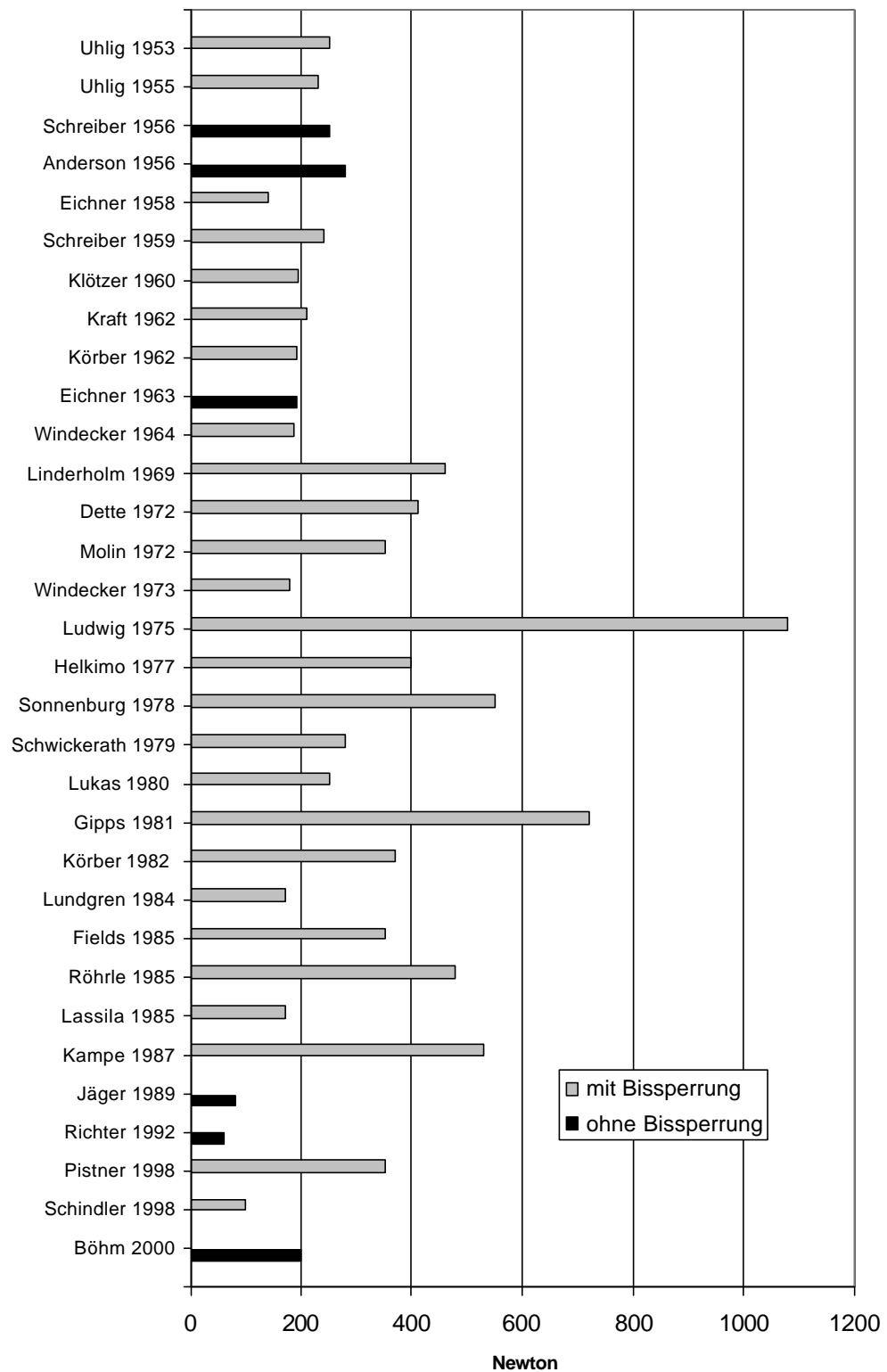


Abbildung 1-3: Vergleichende Darstellung der Ergebnisse der Kaukraftstudien nach Richter<sup>46</sup>. Gezeigt sind die gemessenen mittleren Zahnbelastungen der ersten Molaren.

Schmitt<sup>47</sup> und Böhm<sup>48</sup> entwickelten ein Verfahren zur Herstellung von Kraftsensoren aus piezoelektrischen Kunststoff-Folien, welche durch ihre geringe Dicke von ca. 33µm den Anforderungen an eine minimale Störung der Okklusion genügen sollten und dadurch der Idealvorstellung relativ nahe kommen. Die weiteren Eigenschaften und Begrenzungen dieser Sensoren, die auch in der vorliegenden Arbeit zur Verwendung kommen, werden im Kapitel 2.1.1. diskutiert.

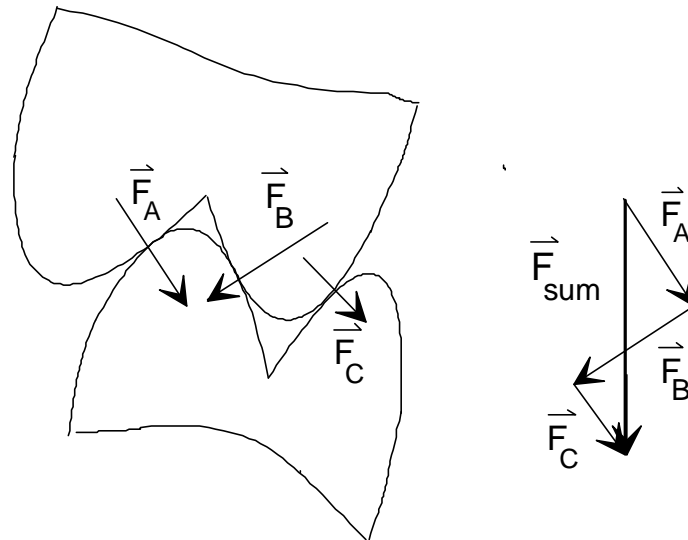
## **1.2. Ziel und Problemstellung**

Ziel dieser Arbeit war es, eine Messmethode zu entwickeln, die es ermöglicht, die tatsächlichen maximal auftretenden parodontalen Belastungen einzelner Zahnpaare zu bestimmen, ohne die Okklusionsverhältnisse zu beeinträchtigen. Die Verwendung von nur 33µm dünnen Folien ermöglichte es zwar, die Bedingung einer weitgehend ungestörten Okklusion zu erfüllen, aber die Anpassung der Folie an das Okklusallrelief der zu messenden Zähne machte es unmöglich, aus der gemessenen Kraft direkt auf die parodontale Belastung der Zähne zu schließen. Ursächlich war die Tatsache, dass die Folien die Summe der Beträge der in den jeweiligen Kontaktpunkten auftretenden Kräfte registrierten, aber durch die fehlende Richtungsinformation der axiale Anteil nicht rekonstruiert werden konnte.

Dieser Sachverhalt ist in Abbildung 1-4 dargestellt. Die gemessene Kraft auf die Folie entspricht auch der tatsächlichen axialen Zahnlast nur für den Fall, dass die Flächennormalen durch die Kontaktpunkte in axialer Richtung der Zähne verlaufen. Dies ist aber im Allgemeinen nicht der Fall. Um den Einfluss des individuell stark variablen Höcker-Fissuren-Reliefs zu erfassen, war es Teil der Aufgabe, für jeden gemessenen Zahn das Verhältnis zwischen gemessener okklusaler Kraft (Summe der Beträge der Vektoren) zur tatsächlichen Kraft (Betrag der Vektorsumme) zu bestimmen.

Dafür war es notwendig, die in-vivo-Situation im Modell genau nachzubilden. Nach den in-vivo-Messungen der okklusalen Kräfte folgte die Herstellung von Kunststoffmodellen, die mittels Registrat zueinander positioniert und dann der-

art im Artikulator fixiert wurden, dass die Kontaktsituation und Belastungsrichtung im Mund möglichst exakt wiedergegeben wurde.



**Abbildung 1-4: Darstellung der Kraftkomponenten bei ABC-Kontaktsituation zwischen antagonistischen Zähnen. Die parodontale Kraft ergibt sich aus der Vektorsumme.**

Über die Applikation einer definierten Kraft auf das Zahnpaar und die Messung der dabei auftretenden okklusalen Kräfte, die die Sensorfolie registriert, lässt sich ein Korrekturfaktor für jedes Zahnpaar berechnen. Mit diesem kann die in-vivo gemessene okklusale Kraft auf die tatsächlich auftretende parodontale Last umgerechnet werden.

Im eugnathen Gebiss wird eine Einzahn-Zweizahn-Beziehung gefunden, welche es erforderlich machen würde, insgesamt drei Zähne mit hoher Genauigkeit zueinander zu positionieren. Zur Vereinfachung wurden in der vorliegenden Arbeit Probanden mit singulärem Antagonismus ausgesucht, d.h. in allen Fällen handelte es sich um eine Bisslage der Angle Klasse II um ca.  $\frac{1}{2}$  Prämolarenbreite distal. Diese Auswahl stellt zwar eine gewisse Einschränkung dar und muss beim Vergleich der Zahnbelastungen mit Literaturwerten berücksichtigt werden, das Prinzip der Messung ist jedoch ohne weiteres auf beliebige Bisslagen und Kontaktsituationen übertragbar.

## **2. Material und Methode**

### **2.1. Kraftsensoren**

Zur Bestimmung der parodontalen Belastung einzelner Zähne wurden analog zu Schmitt<sup>47</sup> und Böhm<sup>48</sup> piezoelektrische Kunststoff-Folien verwendet. Der Vorteil dieser Folien liegt in der geringen Dicke und in der Fähigkeit, sich dem okklusalen Relief der zu messenden Zähne anzupassen.

#### **2.1.1. Theoretische Überlegungen**

Für eine korrekte Anwendung von piezoelektrischen Messsensoren für die Zahnkraft-Messungen sind einige Punkte zu erwähnen, die einerseits für das Verständnis des Messprinzips von Bedeutung sind, andererseits auch die Grenzen und potentiellen Fehlerquellen bei der Messung illustrieren. Im folgenden soll kurz auf die Natur der Piezoelektrizität selbst eingegangen werden, als auch auf die in den Sensorfolien auftretenden Knitter- und Krümmungseffekte, sowie die Pyroelektrizität. Weiterhin werden die Anforderungen an die Isolationswiderstände diskutiert, welche eine Messung der über den Piezoeffekt erzeugten elektrischen Ladungen erst möglich machen.

##### **2.1.1.1. Piezoelektrizität bei Kunststoffen**

Durch die reguläre Anordnung bestimmter molekularer Bestandteile von Kunststoffen kann eine quasikristalline Struktur erzeugt werden, welche ihnen Eigenschaften verleiht, die normalerweise nur von Kristallen bekannt sind - unter anderem das Phänomen der Piezoelektrizität, bei dem durch Anlegen einer elektrischen Spannung Deformationen des betreffenden Materials auftreten. Ebenso verursacht eine mechanische Verformung eine dielektrische Verschiebung, welche über geeignete Elektroden als elektrische Spannung messbar ist, ein Phänomen, das korrekterweise als inverser Piezoeffekt bezeichnet wird.

Die Stärke des Piezoeffektes wird durch die Materialkonstanten  $d$  und  $e$  beschrieben.

Für den eindimensionalen Fall lässt sich für den Zusammenhang zwischen Deformation  $\Delta x$  und piezoelektrischer Spannung  $U_{\text{piezo}}$  schreiben:

**Gleichung 2-1** 
$$\Delta x = d \cdot U_{\text{piezo}}$$

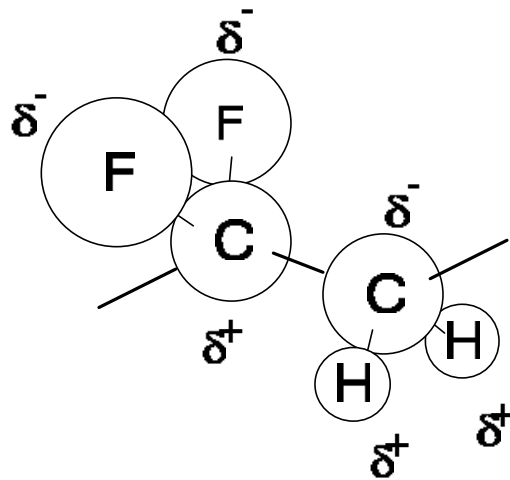
Für den dreidimensionalen Fall lässt sich Gleichung 2-1 umschreiben, wobei für den allgemeinen Fall die elektrische Spannung  $U$  durch die elektrische Polarisation  $\underline{P}$  ersetzt wird und die Deformation  $\Delta x$  durch die mechanische Dehnung  $s$ . In der Matrixdarstellung des Tensors zweiter Stufe  $d_{ij}$  gilt dann für den Zusammenhang zwischen Polarisation  $\underline{P}$  und mechanischer Deformation  $s$  (ohne äußere Felder):

**Gleichung 2-2** 
$$\underline{P} = \underline{s} \cdot d_{i,j} \quad \text{mit} \quad P_i = \sum_j d_{i,j} \cdot s_j \quad (i = 1 \dots 6, j = 1 \dots 6)$$

Die piezoelektrischen Eigenschaften des Kunststoffes Poly-Vinyliden-Fluorid, im folgenden als PVDF abgekürzt, wurden bereits 1969 beschrieben<sup>49</sup>, wobei dieses Material eine im Vergleich zu vielen anorganischen Stoffen relativ hohe Piezokonstante aufweist<sup>50</sup>.

Für das Auftreten des Piezoeffektes ist die Existenz von polaren Achsen notwendig. Diese werden beim PVDF durch die Polymerisation von  $-\text{CF}_2-\text{CH}_2-$ Molekülen gebildet (siehe Abbildung 2-1).

Die starke Elektronegativität des Fluors gegenüber Kohlenstoff, zusammen mit der sehr schwachen Elektronegativität des Wasserstoffs ermöglichen eine Anordnung, bei der eine Polarisation senkrecht zur Hauptkette resultiert. Die dreidimensionale Anordnung der Kette ist allerdings in mehreren verschiedenen Strukturen ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ,  $\delta$ ) möglich, wobei sich bei der  $\alpha$ -Modifikation eine anti-parallele Anordnung der Ketten ergibt, wodurch sich die Polarisations Effekte gegenseitig aufheben. Den stärksten Effekt findet man für die  $\beta$ -Modifikation, bei der die Ketten räumlich so angeordnet sind, dass sich die Polarisierungen maximal addieren. Eine ausführliche Darstellung dieser Sachverhalte findet sich bei Hahn<sup>51</sup>.



**Abbildung 2-1:** Eine der möglichen Strukturen des PVDF mit resultierender Polarisation senkrecht zur Hauptkette (der C-Atome).

Prinzip der Piezofolien ist der Schluss auf die einwirkenden Kräfte aus der Messung der Polarisation, beziehungsweise der dadurch hervorgerufenen Ladungsverschiebung. Zu dieser Berechnung muss im Allgemeinen nicht der vollständige Tensor herangezogen werden. Einerseits reduziert die Symmetrie des verwendeten Materials die Zahl der unabhängigen Komponenten, andererseits kann durch geeignete Wahl der Orientierung der polaren Achsen in der Ebene der PVDF-Folie eine weitere Reduktion der Komponenten erreicht werden.

Im speziellen Fall vereinfacht sich durch das Vorhandensein einer einzelnen polaren Achse und deren Orientierung in der uni-axial gereckten Folien die Gleichung 2-2 für die piezoelektrische Polarisation auf eine Komponente:

**Gleichung 2-3** 
$$P_3 = d_{3,1} \mathbf{s}_1 + d_{3,2} \mathbf{s}_2 + d_{3,3} \mathbf{s}_3$$

Wird die Folie in der xy-Ebene eingespannt und liegt eine reine Belastung in z-Richtung vor, ergibt sich unter Annahme der Gültigkeit des Hook'schen Gesetzes:

**Gleichung 2-4** 
$$P_3 = d_{3,3} F_3$$

Da bei den angestrebten Messungen die Belastung zwar in der z-Richtung erfolgt, jedoch eine freie Deformierbarkeit in der x-y-Ebene gegeben ist, kann die effektive piezoelektrische Konstante folgendermaßen abgeschätzt werden:

**Gleichung 2-5** 
$$d = d_{3,3} + \frac{2}{3}(d_{3,1} + d_{3,2})$$

Wobei für die verwendete uniaxial gereckte Folie folgende Werte angegeben werden<sup>52</sup>:

**Gleichung 2-6 a-c** 
$$d_{3,1} = 20 \pm 2 \frac{pC}{N} \quad d_{3,2} = 0 \quad d_{3,3} = 30 \pm 3 \frac{pC}{N}$$

Nach Gleichung 2-5 ergibt sich die effektive Piezokonstante für die verwendeten Folien zu:

**Gleichung 2-7** 
$$d = 40 \frac{pC}{N}$$

Da die Piezofolien zur Messung der Polarisierung mit metallischen Elektroden versehen werden, erfolgt die Messung der Piezoladung über die Änderung der Kompensationsladung, die auf den Elektroden durch das elektrische Feld beeinflusst wird. Diese Ladungsänderung kann dann mit einem geeigneten Messgerät nachgewiesen werden.

Es ist jedoch zu beachten, dass piezoelektrische Polymere messbares nicht-lineares Verhalten zeigen<sup>51</sup>. Im Falle von PVDF ist nur die Größe  $d_{3,2}$  von der Deformation abhängig, welche jedoch für die verwendeten uniaxial gereckten Folien ohnehin verschwindet und deshalb nicht berücksichtigt werden muss.

### 2.1.1.2. Krümmungs- und Knittereffekte

Eine weitere Schwierigkeit besteht in der Krümmung der Folie durch die Anpassung an das Okklusallrelief während der Messung. Diese Krümmung liefert bereits einen Beitrag zum Messsignal unabhängig von der Belastung der Folie. Zur Abschätzung des Effektes wird eine Folie betrachtet, welche in z-Richtung derart ausgelenkt wird, dass sich die Krümmung durch einen festen Radius R

beschreiben lässt. Für die induzierte Ladungsdichte an den Endflächen (=Elektroden) ergibt sich dann:

**Gleichung 2-8** 
$$P = \epsilon_3 E_3 + b_{3,1} \left( \frac{1}{R} \right)$$

Wobei  $\epsilon$  die Dielektrizitätskonstante der Folie beschreibt und  $\beta$  eine lineare Abhängigkeit zur piezoelektrischen Konstante besitzt. Nach Fukada<sup>53</sup> ergibt sich für den Zusammenhang von  $\beta$  und  $d$  für die hier verwendeten Folien ein festes Verhältnis von

**Gleichung 2-9** 
$$\frac{b_{3,1}}{d_{3,1}} = 2.1 \cdot 10^4 \frac{N}{m}$$

d.h. für die gesuchte Größe  $\beta$  erhält man

**Gleichung 2-10** 
$$b = 420 \frac{nC}{m}.$$

Der sich daraus ergebende Einfluss auf die Messergebnisse wird in Kapitel 2 diskutiert.

### 2.1.1.3. Pyroelektrischer Effekt

Durch das Vorhandensein einer einzelnen polaren Achse zeigt PVDF einen relativ starken pyroelektrischen Effekt, d.h. eine Änderung der Temperatur verursacht über die thermische Ausdehnung und die veränderte Ruhelage der Atome und Moleküle ebenfalls eine Polarisation  $P_{pyro}$ , welche proportional zur Temperaturänderung  $dT$  ist:

**Gleichung 2-11** 
$$dP_{pyro} = p \cdot dT$$

wobei  $p$  die Pyroelektrizität beschreibt und laut Hersteller<sup>52</sup> für die hier verwendete Foliengeometrie folgenden Wert annimmt:

**Gleichung 2-12 a,b** 
$$p = 25 \frac{mC}{K \cdot m^2} \quad \text{bzw.} \quad p = 4 \frac{nC}{K}$$



Somit führt das Einbringen der Sensorfolien in die Mundhöhle zu einer Temperaturerhöhung um ca. 10K und verursacht demnach ein Messsignal, das einer einwirkenden Kraft von 750 N entspricht. Es ist deshalb von größter Bedeutung, dass die Folien während der Messung auf konstanter Temperatur gehalten werden, da bereits geringe Schwankungen Signale erzeugen, die im Bereich der zu erwartenden Kräfte liegen.

#### **2.1.1.4. Zeitkonstante und Isolationswiderstand**

Ein weiterer Faktor ist die Zeitkonstante des durch die Folie und die Elektroden gebildeten Kondensators, welcher einerseits durch den endlichen Isolationswiderstand der Folie, andererseits durch die Messung der Ladung selbst entladen wird.

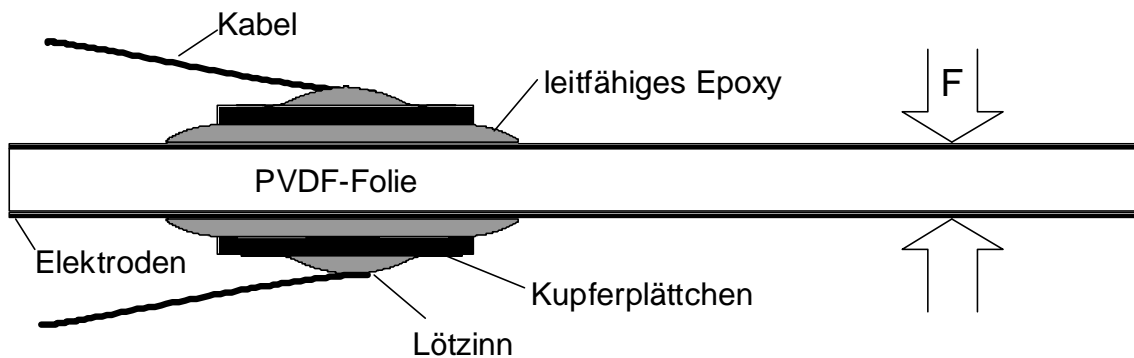
Die Zeitkonstante  $t = R_i C$  ist dabei das Maß für die Zeit, innerhalb derer der Kondensator auf  $1/e$  seines Anfangswertes entladen wurde, wobei  $R_i$  den Isolationswiderstand des Systems beschreibt.  $C$  beschreibt die Summe der Folienkapazität  $C_F$  und der Eingangskapazität des Messverstärkers  $C_M$ , mit dem die Ladungen gemessen werden. Für die verwendete Messanordnung und Foliengeometrie ergeben sich folgende Werte:  $C_F = 300...400\text{pF}$ ,  $C_M=100\text{nF}$ . Laut Hersteller<sup>54</sup> ist für eine drifffreie Messung ein Isolationswiderstand  $R_i$  von mindestens 100 TO notwendig. Da für die hier verwendeten Folien ein Isolationswiderstand von maximal 100 GO zu erreichen war, ist das Auftreten von Ladungsdrift unvermeidbar und wird im Kapitel 3 im Zusammenhang mit den Messergebnissen diskutiert.

#### **2.1.2. Herstellung der Sensoren**

Die Herstellung der Sensorfolien erfolgte analog der von Schmitt<sup>47</sup> gegebenen Beschreibung und soll nur kurz dargestellt werden.

Der aktive Teil des Sensors wurde aus der bereits beschriebenen 25  $\mu\text{m}$  starken uniaxial gereckten PVDF-Folie hergestellt, welche beidseitig mit einer Schicht aus Ni-Cu Legierung versehen war. Die Folie wurde auf die gewünschte Größe zurechtgeschnitten (ca. 8 x 30  $\text{mm}^2$ ).

Zur elektrischen Kontaktierung wurde ein extra-dünnes Koaxialkabel benutzt, um die Streukapazitäten möglichst gering zu halten. Die Abschirmung wurde mit der einen Seite der Messfolie verbunden, die Seele mit der anderen. Da die Messfolie nicht zerstörungsfrei gelötet werden konnte, wurden die Kabel zuerst auf kleine Kupferplättchen gelötet, welche mit einem leitfähigen silber-gefüllten Epoxy<sup>a</sup> auf die Messfolien geklebt wurden. Ein schematischer Querschnitt ist in Abbildung 2-2 dargestellt.



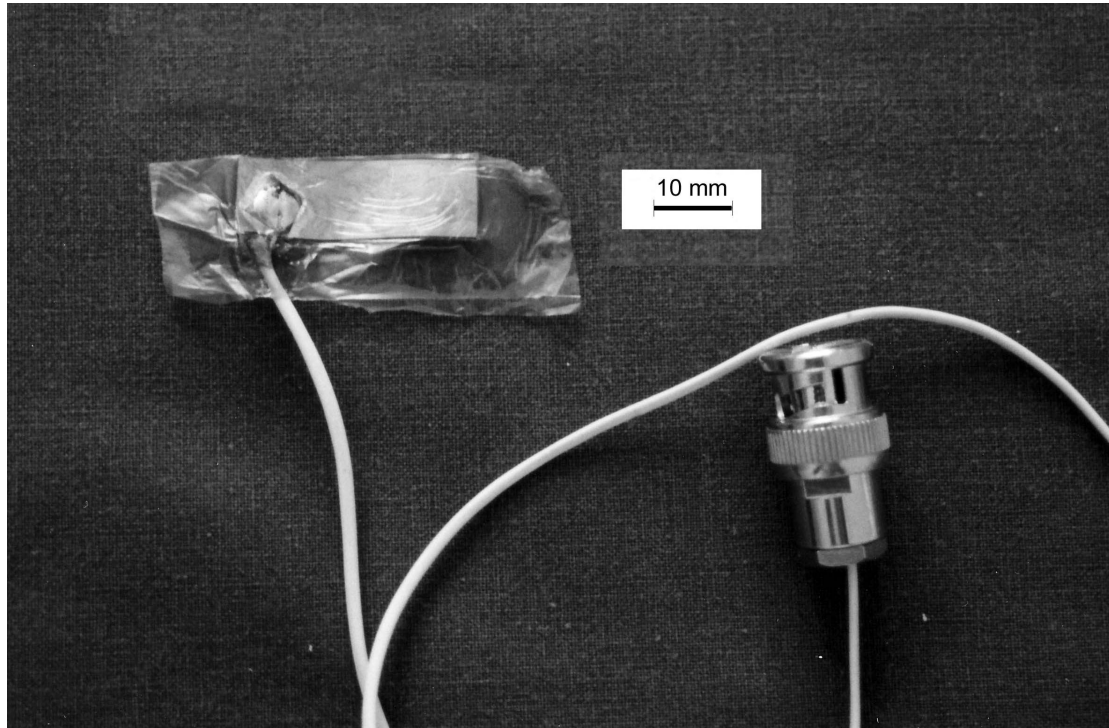
**Abbildung 2-2: Schematischer Querschnitt durch die Sensoren**

Die elektrische Leitfähigkeit des Speichels würde bei einem direkte Kontakt mit den Folien die Piezo-Ladungen kurzschließen und eine Messung unmöglich machen. Deshalb war es notwendig, die Sensorfolien mit einer geeigneten Isolation zu versehen, die sowohl den mechanischen Belastungen standhalten konnte, als auch die Gesamtdicke des Sensors nicht wesentlich erhöhte. Diese Anforderungen erfüllte eine ca. 4µm starke Folie aus Hostalen<sup>b</sup>. Diese Folie wurde mittels Polyether-Adhäsiv<sup>c</sup> auf die Piezofolien geklebt. Ein Beispiel eines fertigen Sensors ist in Abbildung 2-3 dargestellt. Die Lebensdauer eines Sensors war typischerweise ausreichend, um einen Probanden zu vermessen. Nach Fertigstellung wurden alle Folien einzeln auf Funktion getestet und einer Schnell-Kalibrierung unterzogen (siehe 2.2.3).

<sup>a</sup> Typ E415 G der Fa. Epoxy Technology, Billerica, MA, USA

<sup>b</sup> Typ GM 5255F, Firma Elenac GmbH, Frankfurt/Main

<sup>c</sup> Firma ESPE, Seefeld



**Abbildung 2-3: Fertige Sensorfolie mit Verkabelung und BNC-Stecker**

An einer Folie wurde die Kalibrierkurve Ladung vs. Kraft über den Bereich von 5-500N überprüft und im Rahmen der Messgenauigkeit ergab sich eine gute Übereinstimmung sowohl mit den Herstellerangaben als auch mit den Werten von Schmitt<sup>47</sup>. Es hat sich auch die Unabhängigkeit der Piezoadung von der Anzahl der Punkte auf die die Kraft übertragen wurde gezeigt. Dies wurde für alle hier dargestellten Messungen ebenfalls zugrunde gelegt.

## **2.2. Messungen *in-vivo***

### **2.2.1. Auswahl der Probanden**

Da es Bestandteil dieser Arbeit war, den Effekt des Okklusallreliefs auf die gemessenen Kräfte zu bestimmen, war es notwendig, für jeden Probanden Modelle der vermessenen Zähne anzufertigen und entsprechend der Situation im Mund zueinander zu fixieren. Deshalb wurden für diese Versuche Probanden ausgewählt, bei denen singulärer Antagonismus bestand, d.h. die eine um ca.  $\frac{1}{2}$  Prämolarenbreite nach distal verschobene Okklusion aufwiesen. Da es sich dabei um eine kieferorthopädische Behandlungsindikation handelt, waren auch

die meisten Probanden in KFO-Behandlung. Dies ist zu berücksichtigen, wenn die absoluten Kräfte mit Literaturwerten verglichen werden sollen, da Pistner<sup>21</sup> bei einer laufenden oder erst kürzlich abgeschlossenen KFO Behandlung deutlich verringerte Kräfte findet.

Aufgrund des Auswahlkriteriums handelte es sich bei den Probanden um Kinder und Jugendliche im Altersbereich zwischen 12 und 18 Jahren, wobei in allen Fällen nur die Zähne der zweiten Dentition vorhanden waren. Die Probanden (bis auf eine Ausnahme weiblich) gaben an, keine Beschwerden im Kiefergelenksbereich zu haben und wiesen weder Lücken noch prothetische Versorgungen auf. Vermessen wurden jeweils die Molaren und Prämolaren des als Hauptkauseite angegebenen Quadrantenpaares.

### **2.2.2. Messaufbau**

Der Messaufbau bestand aus einer HBM Ladungsverstärker-Einheit AP 08 in einem Messrahmen MGC MC01 mit der Ausgangs-Treibereinheit CP 12<sup>a</sup>. Gesteuert wurde der Messrahmen über eine RS 232 Verbindung an einen Laptop-PC. Die Anordnung ist in Abbildung 2-4 links dargestellt.

Als Mess- und Steuersoftware wurde das Paket Catman Express 3.1 verwendet, welches ebenfalls von HBM vertrieben wird.

Das stark vereinfachte Prinzip der Ladungsmessung ist in Abbildung 2-5 dargestellt. Es besteht aus einer Messkapazität  $C_M$ , welche durch die Ladung der Sensorfolie aufgeladen wird, sowie einem Shunt  $R_M$ , welcher die Messkapazität entlädt und damit die Mess-Zeitkonstante  $t = R_M C_M$  bestimmt.

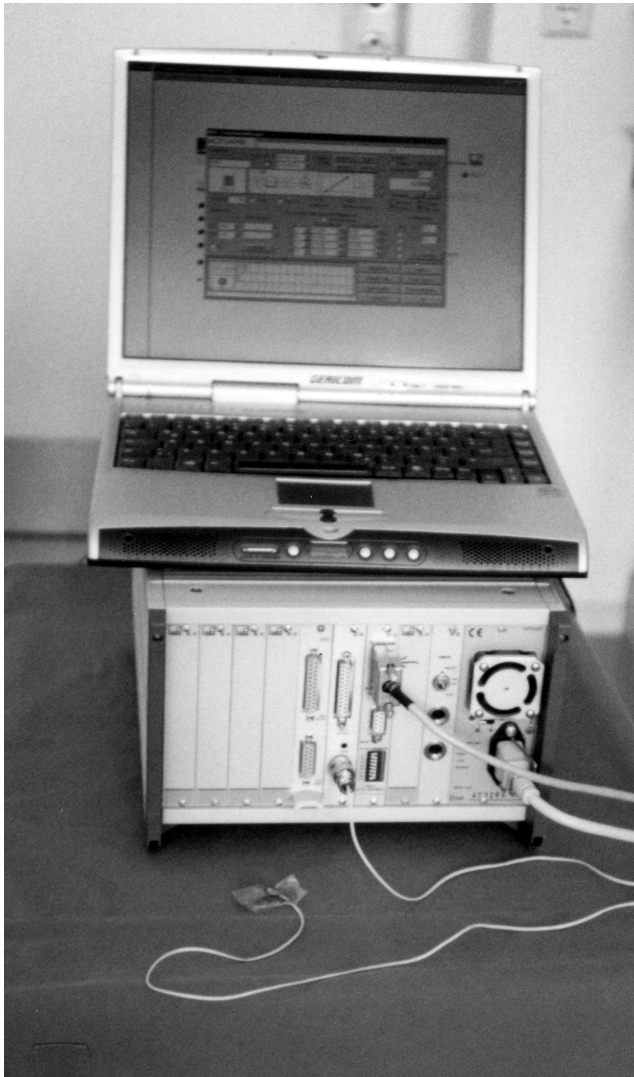
Die resultierende Spannung an  $C_M$  wird über einen extrem hochohmigen Impedanzwandler in ein Ausgangssignal zwischen 0 und 10 V umgesetzt. Für die hier dargestellten Messergebnisse wurde die Eingangskapazität des Ladungsverstärkers auf 100 nF gesetzt, was mit der Verstärkerdynamik von  $10^4$  einen Messbereich von 10 pC bis 100 nC ergibt oder in Kraft ausgedrückt Messungen von ca. 0,2 N bis 2 kN ermöglicht. Der Shunt  $R_M$  wurde maximal gewählt ( $R_M \approx \infty$ ), da der Isolationswiderstand der Piezofolien ohnehin das begrenzende Ele-

---

<sup>a</sup> Fa Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt

ment darstellte und bereits quasistatische Messungen unmöglich machte, da die resultierende Zeitkonstante im Bereich von Sekunden lag.

Die Aufnahme der Messwerte selbst erfolgte mit einer Zeitauflösung von 10 ms.



**Abbildung 2-4: Die verwendeten Messgeräte:**

**links: Ladungsverstärker HBM MGC 01 mit angeschlossener Sensorfolie und Steuer-PC**  
**rechts: motorisierter Teststand mit Kraftmessgerät, mit dem Kalibermessungen der Folien durchgeführt wurden. Es ließen sich Kräfte zwischen 0,5 N und 2500 N erzeugen und messen.**

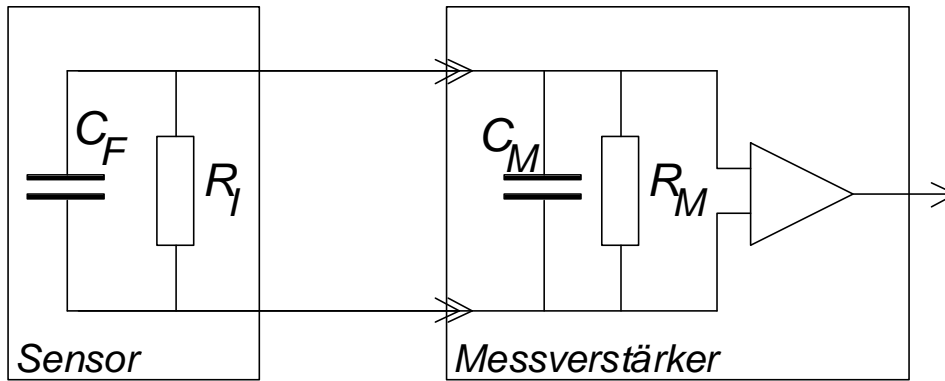


Abbildung 2-5: Vereinfachtes Blockschaltbild der Messanordnung. Links ist die Kapazität der Sensorfolie parallel zum Isolationswiderstand dargestellt, rechts die Eingangsstufe des Messverstärkers mit einem Impedanzwandler. Das Ausgangssignal ist dann proportional zur piezoelektrischen Ladung, die in der Sensorfolie durch die Zahnkraft erzeugt wurde

### 2.2.3. Vorbereitungen

Bestandteil jeder Messreihe war eine Schnell-Kalibrierung der Folie vor (und gegebenenfalls nach) der eigentlichen Kraftmessung in-vivo. Dabei wurde die Folie mit einer Reihe von Gewichten jeweils dreimal be- und entlastet und das resultierende Messsignal in der probandenspezifischen Datei gespeichert. Dadurch konnten einerseits defekte Folien ausgesondert werden, andererseits konnte bei der späteren Auswertung der Messungen die individuelle Kalibrierkurve der Folien mitberücksichtigt werden. Auch konnten geringfügige Lecks in der Folienisolation durch Differenzen der Signale vor und nach der Messung erkannt und die Messreihe gegebenenfalls wiederholt werden.

Da die PVDF-Folien einen starken pyroelektrischen Effekt aufwiesen, mussten sie vor Beginn der eigentlichen Messungen mit der Mund-Temperatur der Probanden ins Gleichgewicht gebracht werden. Da die durch die Temperaturerhöhung von Raumtemperatur auf ca. 30°C erzeugte pyroelektrische Ladung zwischen 20 und 30 nC beträgt, wurden die Folien vom Messverstärker getrennt, um eine Überladung der Mess-Kapazität zu verhindern. Dies hatte zur Folge, dass die pyroelektrische Ladung nur durch den Isolationswiderstand der Folien abfließen konnte, was bis zu einer Minute dauerte<sup>47</sup>. Dieser Zeitraum wurde deshalb routinemässig eingehalten.

#### 2.2.4. Durchführung der Messungen

Für die Kraftmessungen in-vivo wurde die Sensorfolie zwischen das zu messende Zahnpaar so eingelegt, dass die Zuleitung und der Bereich in dem die Kontaktierung vorgenommen wurde im Vestibulum zu liegen kamen. Es musste sichergestellt sein, dass der Proband nicht auf die Kontaktierung biss und nur die gewünschten Zähne mit der Folie in Kontakt kamen.



**Abbildung 2-6: In-vivo Situation nach Einlegen der Sensorfolie zwischen die Zähne 14 und 44.**

Um die Deformation der Folie möglichst gering zu halten, wurde der Proband aufgefordert, die Zunge unter die Folie zu positionieren. Dadurch sollte verhindert werden, dass durch die Muskelanspannung beim Zubeißen die Folie bewegt und damit ein Kraftsignal vorgetäuscht wurde. Wenn die korrekte Position gefunden war, wurde der Proband aufgefordert, die Zähne leicht zu schließen, um die Folie an Ort und Stelle zu halten. Um zu verhindern, dass durch Kopfbewegung des Probanden Zug auf das Zuleitungskabel ausgeübt wurde, der zu Mess-Artefakten führen kann, wurde das Kabel in der Kinnregion des Probanden fixiert. Um eine definierte Umgebungstemperatur sicherzustellen, hielt der Proband danach die Lippen geschlossen. Nach der Anpassung der Sensortemperatur an die Mundhöhle wurde die Messung gestartet.

Der Patient wurde aufgefordert, dreimal so fest wie möglich zuzubeißen, wobei der maximale Kieferschluss 1-2 Sekunden gehalten werden sollte.

Bei den vier Probanden mit laufender KFO-Behandlung zeigte sich, bedingt durch den Prozess der Bissverschiebung, eine leichte Unsicherheit im Auffinden der aktuellen habituellen Interkuspidation. Dadurch ergab sich bei manchen Messungen zuerst eine Gleitbewegung, bevor die isometrische Muskelkontraktion der Kaumuskulatur beginnen konnte. Dieses Gleiten verursachte durch Verbiegung der Folie starke Störsignale, die den Messverstärker teilweise bis zur Überladung aussteuerten. In manchen Fällen wurde durch diese Gleitbewegung die Folienisolation zerstört.

Die Mess-Software erlaubte eine Echtzeitdarstellung der gemessenen Daten, so dass Irregularitäten sofort erkannt werden konnten. Zeigten sich in der Messkurve deutliche Anzeichen von Verbiegungen der Folie (siehe Kap. 3.1) wurde die Folie neu platziert.

Die manchmal, vor allem bei kleinen Signalen auftretende Einstreuung durch das 50Hz Stromnetz wurde, sofern sie durch Änderung des Kabelverlaufes nicht ausreichend unterdrückt werden konnte, durch Fourier-Transformation des Signals und manueller Entfernung der 50 Hz Komponente mit anschließender Rück-Transformation weitgehend entfernt.

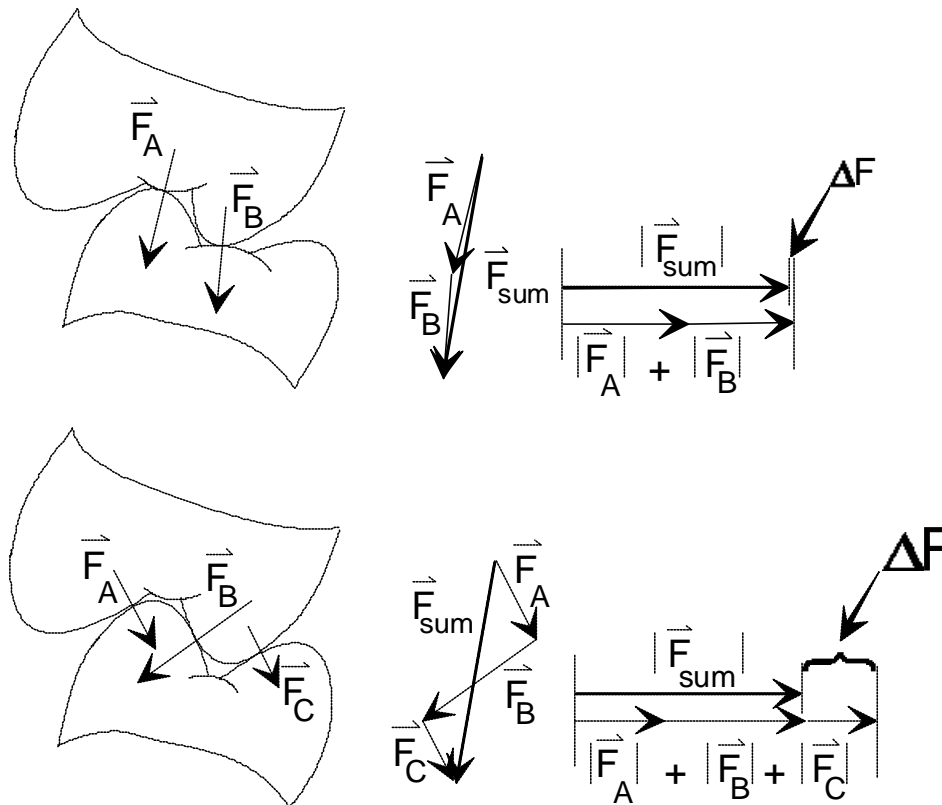
Durch dieses Vorgehen konnte sichergestellt werden, dass das später auszuwertende Signal auch tatsächlich durch die Kompression der Folie erzeugt wurde und weitgehend frei von Störeinflüssen blieb.

### **2.3. Höckerkorrektur**

Die Berücksichtigung der Kontaktsituation der zu messenden Zähne ist von erheblicher Bedeutung für die Interpretation der gemessenen Kraftgröße.

Da sich die Sensorfolien an das Okklusallrelief anpassen, wird die erzeugte Piezoadung weitgehend durch die Summe der Beträge der einzelnen Kräfte in den jeweiligen Kontaktpunkten bestimmt werden. Abhängig von der Steilheit der Höcker ist diese Summe der Beträge aber nicht mit der gesuchten Vektorsumme gleichzusetzen.





**Abbildung 2-7: Abhängigkeit der gemessenen Kräfte von der Kontaktsituation bei gleicher einwirkender Kraft  $F_{sum}$ .**

**Oben: Flächennormale durch Kontaktpunkte annähernd parallel, z.B. bei Kontakt Höcker Spitzen auf Randleisten → Summe der Beträge » Betrag der Vektorsumme**

**Unten: Stark geneigte Kontaktflächen der Höckerabhänge → Summe der Beträge > Betrag der Vektorsumme**

Je steiler die Kontaktflächen zueinander geneigt sind, d.h. je größer die Keilwirkung der Höcker, desto mehr wird die tatsächlich auf die Parodontien wirkende Kraft überschätzt. Dieser Sachverhalt wird in Abbildung 2-7 illustriert. Das Ausmaß der Kraftüberschätzung  $\frac{\Delta F}{|F_{sum}|}$  durch die Anpassung der Folie an das

Okklusallrelief ist sehr stark von der individuellen Kontaktsituation abhängig.

Ein Ziel dieser Arbeit war es, diese Verfälschung der gemessenen Kraft zu eliminieren und die tatsächliche parodontale Belastung zu bestimmen. Dazu mussten die gemessenen Zahnpaare derart in einer Messvorrichtung fixiert werden, dass die gleiche Kontaktsituation wie im Mund rekonstruiert war. Die

Überprüfung erfolgte durch Markierung mit Okklufolie<sup>a</sup> und Vergleich mit dem Gipsmodell. Dann wurden die Zahnpaare (mit der dazwischen eingelegten Sensorfolie) mit definierten Gewichten belastet und die Signale aufgezeichnet. Im nächsten Schritt wurde ein Zahn durch eine Platte ersetzt und das Kraftsignal der Folie, die nun nur noch durch eine Höckerspitze belastet wurde, ebenfalls aufgezeichnet. Im ersten Fall wurde die Summe der Beträge der Kraftvektoren aufgenommen (analog zur in-vivo Situation), im zweiten Fall der Betrag des (einzelnen) Kraftvektors bei gleicher Belastung.

Das Verhältnis der beiden Kraftsignale ergab den gesuchten Korrekturfaktor für die jeweilige Okklusalfäche.

### **2.3.1. Messaufbau**

Von jedem Probanden wurden Alginatabformungen beider Kiefer genommen, sowie die Kieferrelation durch ein Registrat aus Hartsilikon<sup>b</sup> bestimmt.

Aus den Abformungen wurden zuerst Gipsmodelle erstellt und nach Dublierung mit einer Silikonmasse, Kunststoffmodelle der zu messenden Zähne. Zur Anwendung kam dabei ein 2-Komponenten Kunststoff auf Polyurethan Basis<sup>c</sup>. Die einzelnen Zähne wurden anschließend vereinzelt und getrimmt.

Die Situation ist in Abbildung 2-8 dargestellt. Mittels des Registrates wurden die einzelnen Zahnpaare zueinander positioniert und mit Klebewachs fixiert, entsprechend ihrer Position zueinander im Mund. Die Einheit aus Oberkieferzahn-Registrat-Unterkieferzahn wurde dann zuerst mit einem Modellierkunststoff<sup>d</sup> (Oberkieferzahn) und dann mit Silikon<sup>e</sup> (Unterkieferzahn) in den Gips-Haltern befestigt. Die Gipshalter erlaubten einen schnellen und reproduzierbaren Einsatz der Zahnmodelle in einen Artikulator<sup>f</sup>, in dem dann die Kraftmessungen

---

<sup>a</sup> Hanel 12µm Occlusionsfolie, Fa. Roeko, Langenau

<sup>b</sup> Futar D Occlusion, Fa. Kettenbach Dental, Eschenburg

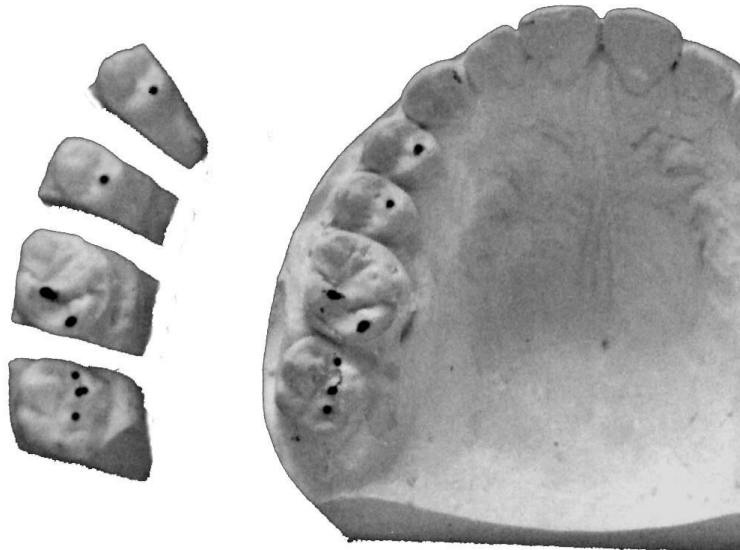
<sup>c</sup> Alpina Alpa-PUR A, Fa. W. Seibicke GmbH + Co. KG, Unterhaching

<sup>d</sup> Pattern Resin LS, GC Europe, Leuven NL

<sup>e</sup> Silaplast Futur, Fa. Detax, Ettlingen

<sup>f</sup> Protar 7, Fa. KaVo Dental, Biberach

durchgeführt wurden. Die Anordnung ist Abbildung 2-9 und Abbildung 2-10 gezeigt.



**Abbildung 2-8: Links die vereinzelt Kunststoffmodelle der zu messenden Zähne, rechts das Gipsmodell des gesamten Oberkiefers. Auf beiden Modellen sind die Kontaktpunkte in zentrischer Okklusion markiert.**

Die Verwendung von Silikon erlaubte eine geringfügig elastische Aufhängung des einen Zahnes, um kleinste Fehler während des Fixierens auszugleichen. Um sicherzustellen, dass die Art der Befestigung keinen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse hat, wurde ein Zahnpaar probenhalber zweimal vermessen, wobei es für die erste Messung in der beschriebenen Art und Weise fixiert wurde, für die zweite Messreihe kam oben und unten Silikon als Befestigungsmaterial zum Einsatz. Die Ergebnisse zeigten im Rahmen der Messgenauigkeit keine signifikanten Abweichungen.



Abbildung 2-9: Einzelner Zahn (hier 26) im Gipshalter. Die Unterkieferzähne wurden mit Silikon befestigt, die Oberkieferzähne mit Modellierkunststoff.



Abbildung 2-10: Artikulator mit eingesetzten Haltern (hier ohne Zähne). In den muldenförmigen Vertiefungen konnten die einzelnen Zähne fixiert werden. Zur Messung wurde der Stützstift angehoben.

### 2.3.2. Messroutine

Die Belastung des Zahnpaares erfolgte mit Hilfe von Gewichten, die in definierter Position auf den Artikulator aufgelegt waren. Da das Auflegen der Gewichte immer mit einem Kraftstoß verbunden war, wurde stattdessen die Entlastung der Folie ausgewertet. Dazu wurden vor Beginn der Messung sechs Scheiben auf dem Artikulator positioniert. Dann wurde der Stützstift angehoben und sichergestellt, dass ausschließlich die zu messenden Zähne belastet waren. In insgesamt fünf Messzyklen á 10 Sekunden wurde eine steigende Anzahl von Scheiben mehrfach abgehoben und wieder aufgesetzt. Die Kraftsignale innerhalb eines Messzyklusses wurden anschließend gemittelt. Dadurch erhielt man für die Belastung mit 1...5 Scheiben die entsprechenden gemessenen okklusalen Kräfte. Eine Scheibe entsprach einer Kraft von ca. 8 N, wodurch eine maximale Kraft von ca. 40N resultierte. Eine Scheibe wurde immer auf dem Artikulator belassen, um die Sensorfolie zwischen den Zähnen fixiert und an das Okklusalrelief adaptiert zu halten. Dadurch konnten „Knittereffekte“ vermieden werden.

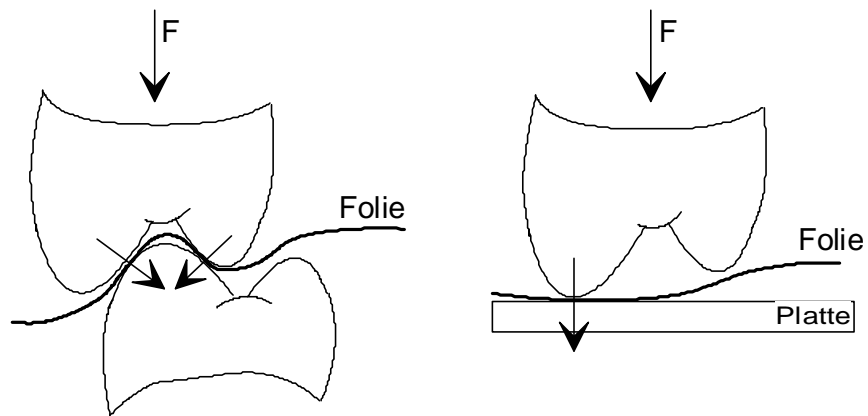
Um sicherzugehen, dass die Messkurve auch zu grösseren Kräften hin linear blieb, wurde in einer Messreihe die Kraft mit Hilfe einer motorisierten Prüfvorrichtung<sup>a</sup> und einem Kraftmessgerät<sup>b</sup> bis zu 500N erhöht (siehe Abbildung 2-4) Es wurde keine systematische Abweichung in der Linearität gefunden, so dass die wesentlich schnellere Methode der Be- und Entlastung mit Scheiben als Standard verwendet werden konnte.

Nachdem nun auf diese Weise die Summe der Beträge der Kräfte gemessen waren, wurde der Unterkieferzahn durch eine Platte ersetzt, die den Oberkieferzahn auf seiner höchsten Höckerspitze unterstützte. Mit der Sensorfolie zwischen Höckerspitze und Platte war nun sichergestellt, dass die gemessene Kraft gleich der axialen Kraft war. Die beiden Anordnungen sind in Abbildung 2-11 dargestellt.

---

<sup>a</sup> VersaTest, Fa. Mecmesin Ltd, Horsham, UK

<sup>b</sup> AFG 2500N, Fa. Mecmesin



**Abbildung 2-11: Messanordnungen zur Korrektur der Neigungen der Kontaktflächen.**

**links: Messung entsprechend der Situation in-vivo**

**rechts: Höckerspitze gegen Platte → gemessene Kraft = axiale Kraft auf den Zahn**

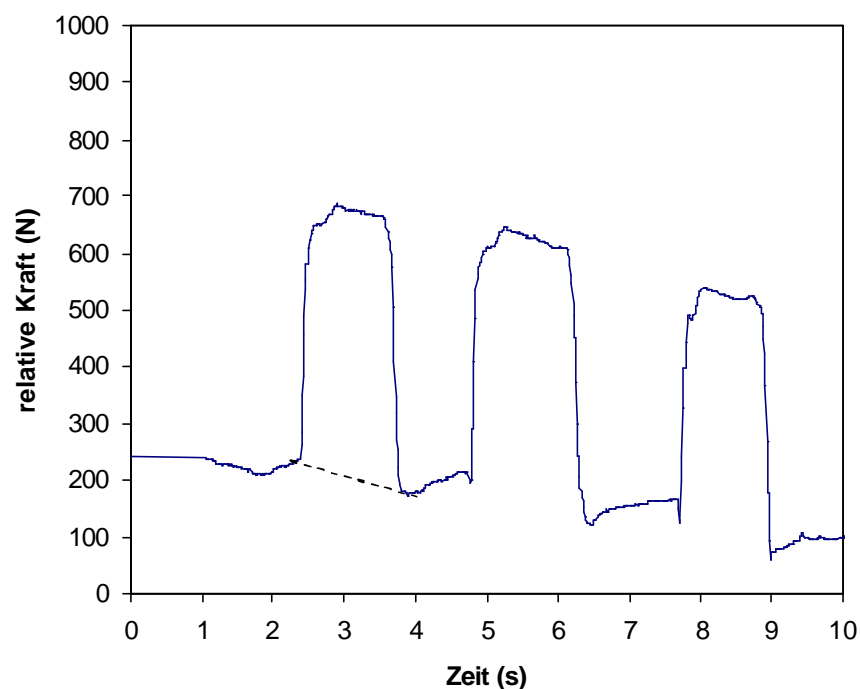
Aus beiden Messreihen wurde jeweils eine Regressionsgerade errechnet, welche die Beziehung zwischen aufgelegten Gewichten und gemessenem Kraftsignal mathematisch erfassen.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1. Messungen *in-vivo*

Über die Kalibrierkurve der Sensorfolien wurde die gemessene Piezoladung in die entsprechende, auf die Folie einwirkende Kraft umgerechnet, wodurch sich ein Verlauf der (relativen) Kraft über die Zeit ergab.

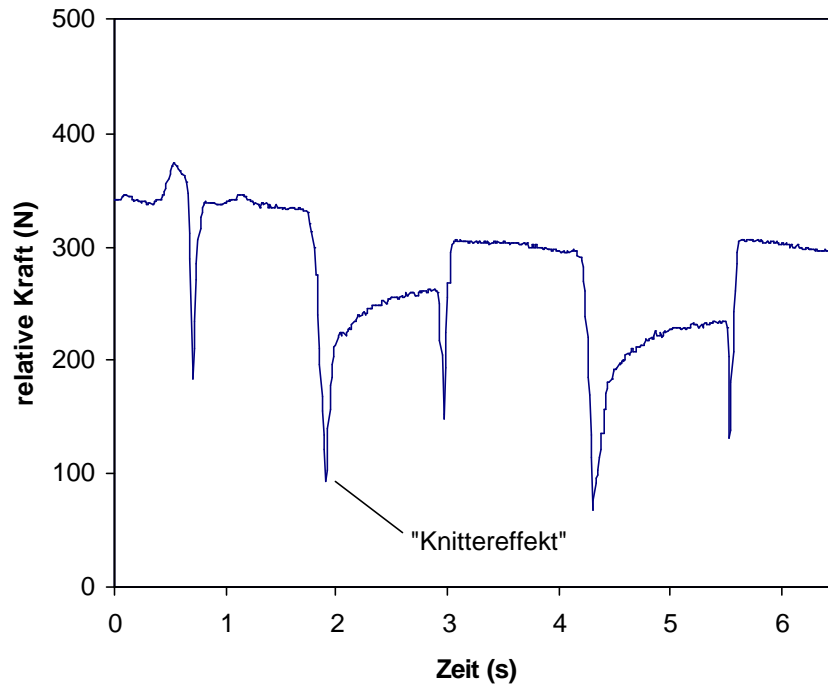
Der typische Verlauf einer solchen Kurve ist in Abbildung 3-1 dargestellt.



**Abbildung 3-1: Messsignal der Probandin MG. Vermessen wurde der zweite Molar im II./III. Quadranten. Die gestrichelte Gerade zeigt die „Null-Linie“ die zur Auswertung der Höhe der Signalhöhe herangezogen wurde.**

Es zeigt sich, dass sich durch die Ladungsdrift die „Null-Linie“ während der Messung verschiebt, wie bereits in 2.1.1.4 diskutiert, so dass für die Höhe der Kraft die relative Änderung herangezogen werden musste. Am Beginn des zweiten Kraftanstiegs lässt sich auch ein geringer Einfluss der Verbiegung und Knickung der Folie erkennen, der aber bei der Auswertung leicht berücksichtigt werden kann.

Trat dieser Effekt stärker in Erscheinung, wurde dies bereits während der Messung erkannt, die Folie neu platziert und das betroffene Zahnpaar neu gemessen, da das Kraft-Signal nicht eindeutig vom Biege-Signal zu trennen gewesen wäre. Ein solcher Fall ist in Abbildung 3-2 dargestellt.



**Abbildung 3-2: Messung an zweitem Prämolaren der Probandin MG. Es zeigen sich deutliche Knittereffekte, welche die eindeutige Auswertung des Kraftsignals unmöglich machen.**

Es zeigte sich, dass dieses Phänomen vor allem dann auftrat, wenn die Probanden die Sensorfolie unter die Zunge geschoben hatten. Offensichtlich genügte eine geringe Bewegung der Zunge beim Zubeissen, um das Kraftsignal erheblich zu verfälschen.

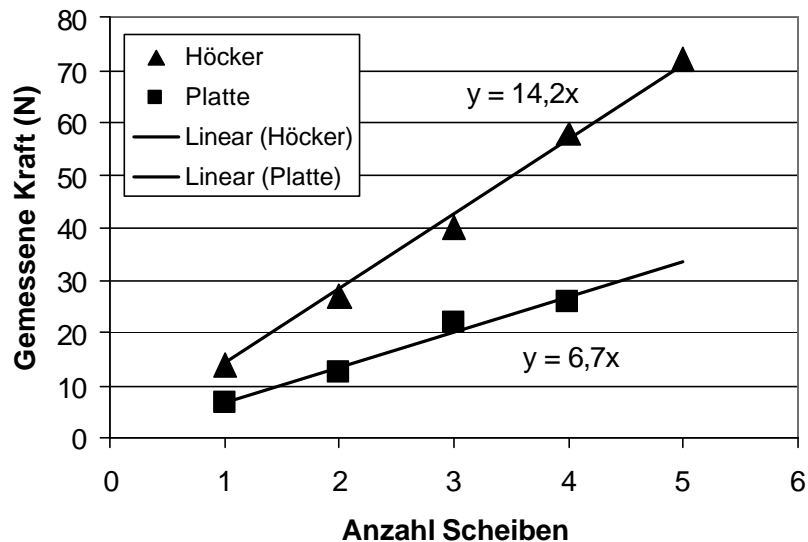
Die ausgewerteten gemessenen Kräfte werden zusammen mit den korrigierten Werten in Kap. 3.1 dargestellt.

### **3.1. Höckerkorrektur**

Ziel dieser Messungen war die Ermittlung eines Korrekturfaktors für jedes gemessene Zahnpaar. Für die beiden Messreihen (Kraftsignale der beiden Zähne



gegeneinander und Zahn gegen Platte) wurde jeweils eine Regressionsgerade errechnet. Der gesuchte Korrekturfaktor ergab sich dann unmittelbar aus dem Verhältnis der Steigungen der beiden Regressionsgeraden. Ein typisches Ergebnis ist in Abbildung 3-3 dargestellt.



**Abbildung 3-3: Plot der Messwerte für die ersten rechten Molaren des Probanden FP. Die Dreiecke zeigen die gemessenen Kräfte im Okklusalrelief, die Quadrate die Ergebnisse der Messungen der Höckerspitze gegen die Platte. Durchgezogen sind jeweils die linearen Regressionen, mit Angabe der Geradensteigung. Für dieses Zahnpaar ergibt sich demnach ein Korrekturfaktor von ca. 0,47. Das bedeutet, dass die okklusal gemessene Kraft mehr als doppelt so groß ist wie die tatsächliche parodontale Belastung. Die Kraft wird also um mehr als 100% überschätzt.**

Diese Auswertung wurde für alle gemessenen Zahnpaare an allen Probanden durchgeführt. Durch Anwendung des Korrekturfaktors auf die gemessenen (okklusalen) Kräfte wurden die tatsächlichen (auf das Parodontium wirkenden) Kräfte errechnet. Eine Zusammenstellung dieser Kräfte ist in Abbildung 3-4 aufgeführt.

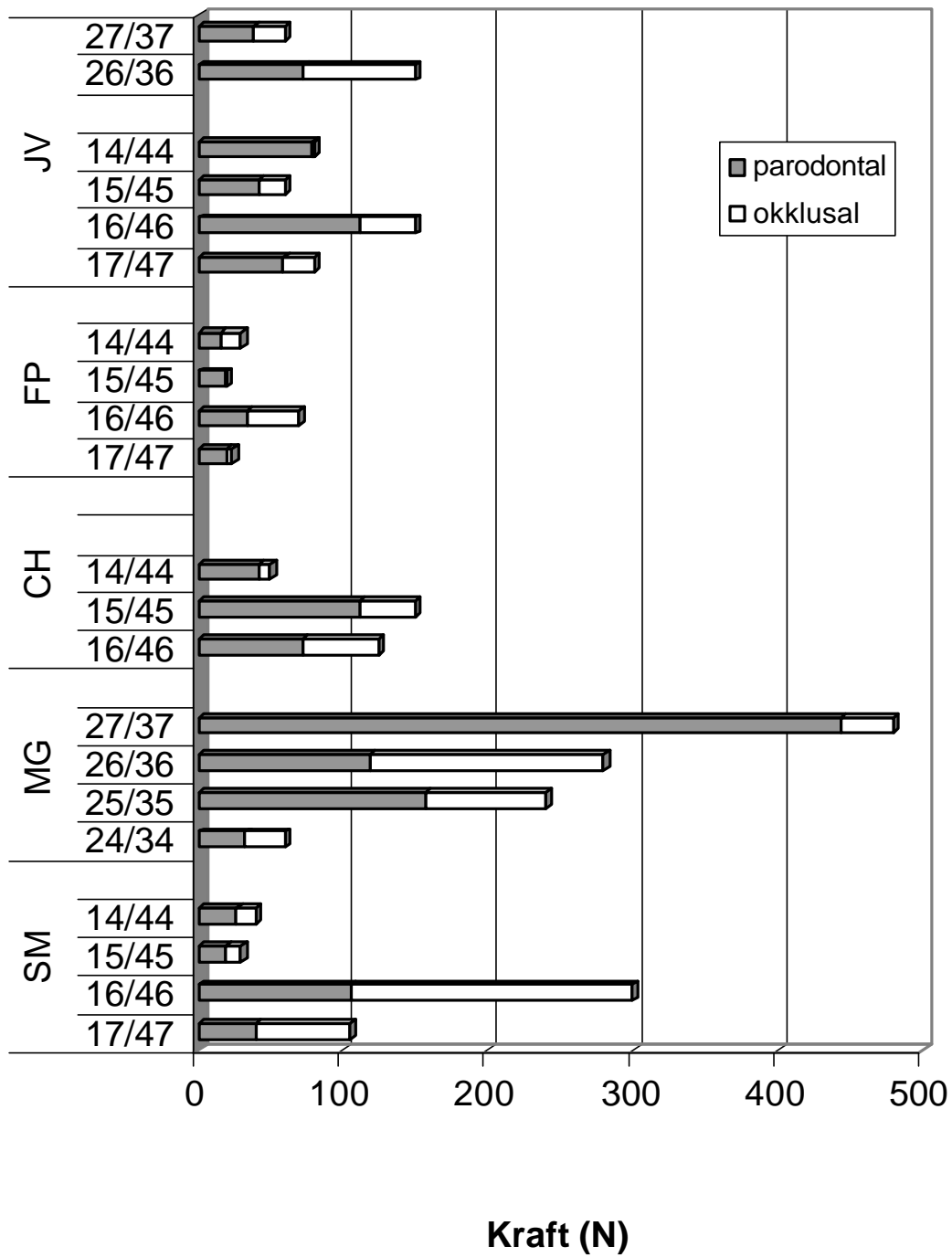


Abbildung 3-4: Gemessene Kräfte und daraus errechnete parodontale Kräfte für alle Probanden. Die Gesamtlänge des Balkens entspricht der okklusalen Kraft, die graue Füllung zeigt das parodontale Kraftniveau.

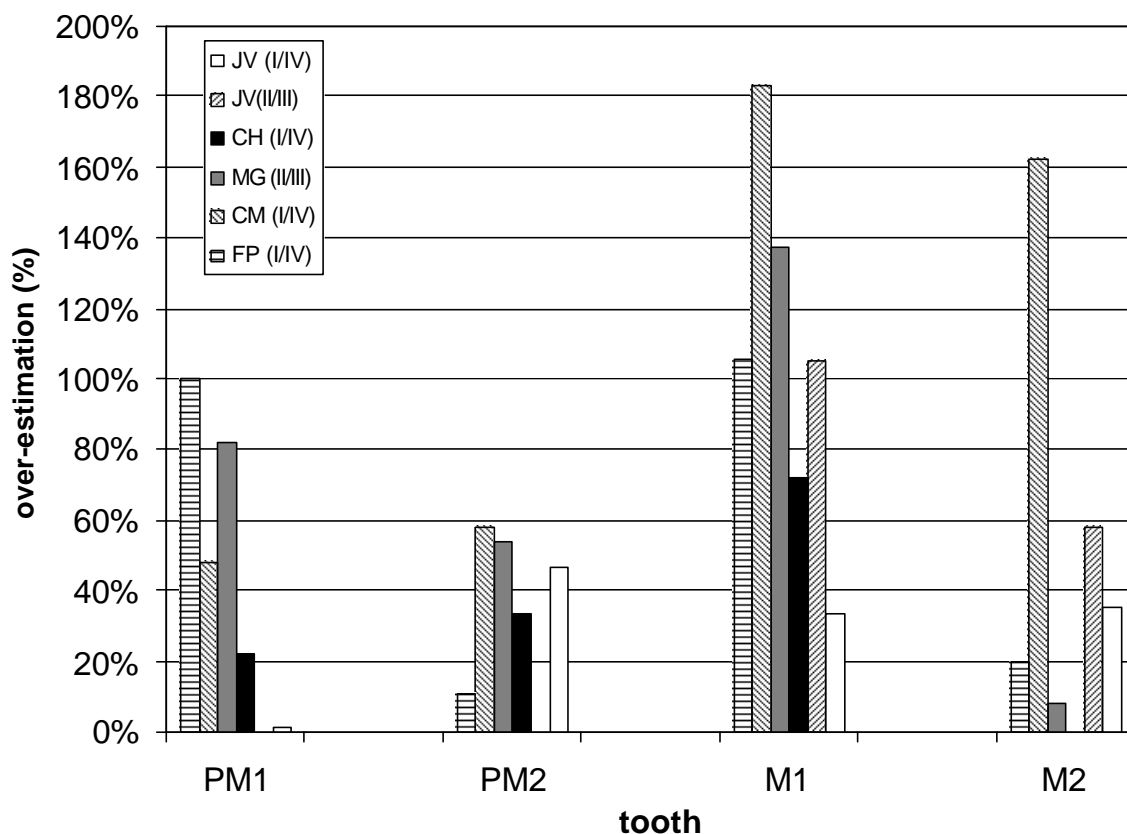
Die Überschätzung  $U$  der tatsächlichen parodontalen Kraft aus der Messung der okklusalen Kräfte lässt sich definieren als

**Gleichung 3-1**

$$U = \frac{F_{okklusal}}{F_{parodontal}} - 1$$

Eine Überschätzung von 100% entspricht demnach einer okklusalen Kraft doppelt so gross wie die parodontale. Bei  $U = 0$  sind beide Kräfte identisch.

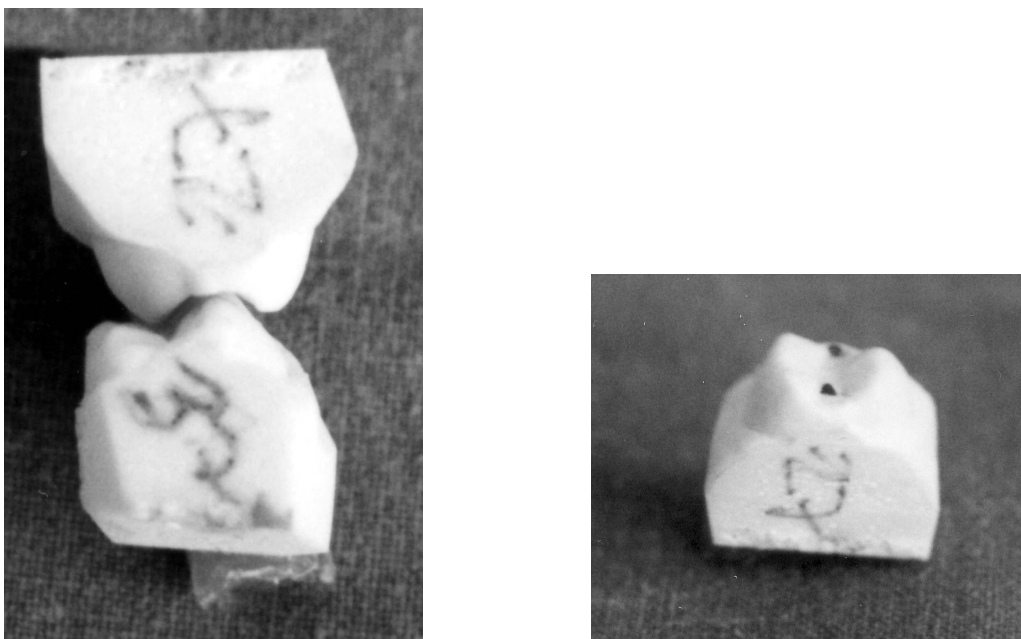
Eine Darstellung von  $U$  für alle Probanden, nach Zähnen gruppiert, findet sich in Abbildung 3-5. Es zeigt sich, dass die individuellen Okklusalmorphologien eine sehr große Bandbreite der Überschätzung hervorrufen und Werte zwischen 1% und fast 200% annehmen können.



**Abbildung 3-5:** Aufgliederung der Überschätzung  $U$  auf die Zahngruppen für alle Probanden. Die Legende zeigt, welche Quadranten jeweils gemessen wurden.

Da diese Ergebnisse einen starken Einfluss des Okklusalreliefs nahe legen, sollte auch der Umkehrschluss möglich sein und sich aus dem Okklusalrelief die Stärke des Keileffektes zumindest qualitativ vorhersagen lassen. Es zeigt sich, dass tatsächlich die Zahlenwerte von U mit der Kontaktsituation und dem Relief der jeweiligen Zähne korrespondieren.

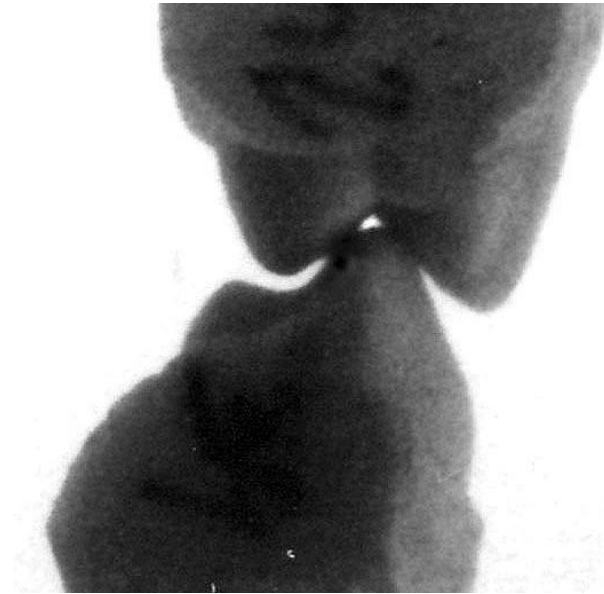
Am Beispiel von zwei deutlichen Fällen soll dies dargestellt werden. Bei dem zweiten Molarenpaar der Probandin MG zeigte sich eine sehr geringe Überschätzung. Die Kontaktpunkte liegen in diesem Fall auf den Randleisten und den Höckerspitzen der Zähne.



**Abbildung 3-6: Situation mit annähernd horizontalen Kontaktebenen (Zahnpaar 27/37 der Probandin MG). Links: Entsprechend der Okklusion im Mund. Rechts: Die markierten Kontakte auf Zahn 27.**

In Abbildung 3-6 ist dieser Fall dargestellt. Der gemessene Korrekturfaktor für dieses Zahnpaar betrug lediglich ca. 0,93. Das heißt, dass die okklusalen Kräfte praktisch gleich der parodontalen Kräfte sind.

Ein Extrembeispiel für einen stark ausgeprägten Keileffekt findet sich ebenfalls bei dieser Probandin an einem Prämolarenpaar. Die Situation ist in Abbildung 3-7 dargestellt.

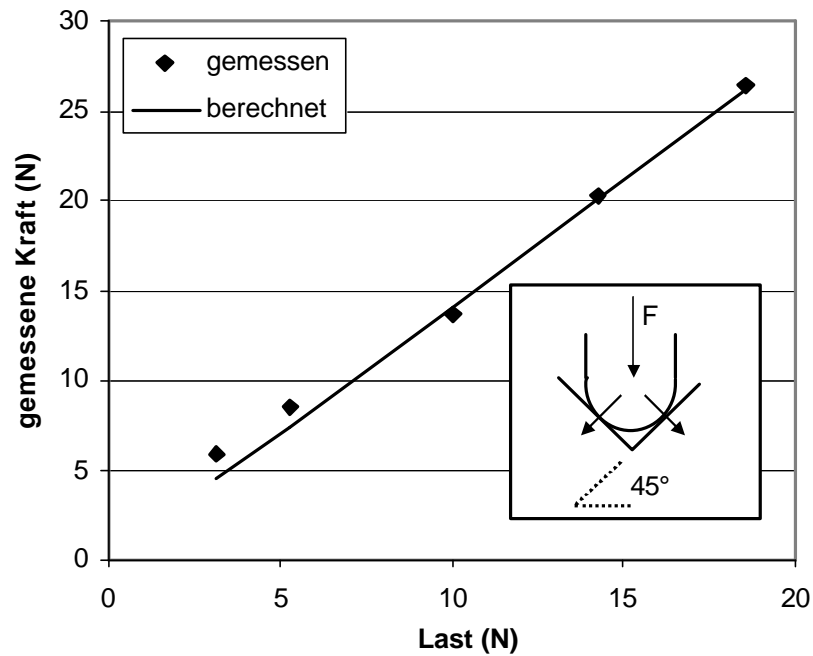


**Abbildung 3-7: Zahnpaar 24/34 der Probandin MG. Es zeigt sich deutlich, dass die Kontakte nur auf den Höckerabhängen zu liegen kommen**

Die Erwartung eines starken Keileffektes und damit einer hohen Überschätzung wird durch die Messungen bestätigt. Die Überschätzung beträgt über 80%, d.h. die okklusal auftretenden Kräfte sind annähernd doppelt so hoch wie die parodontalen und ein Grossteil der gemessenen Kräfte wird nur zur elastischen Deformation der Zähne aufgewandt und nicht ans Parodontium weitergeleitet.

Durch die Geometrie des Höcker-Fissuren-Relief war zu erwarten, dass die Sensorfolien nicht nur rein uni-axialen Kräften senkrecht zur Folien-Ebene ausgesetzt werden würden, sondern dass auch Scherkräfte auftreten können. Um sicherzustellen, dass dies keinen verfälschenden Einfluss auf die Sensorkalibrierung haben würde, wurde eine Messreihe mit verschiedenen Neigungswinkeln der Hauptlastrichtung gegen die Sensorebene durchgeführt. Zu diesem Zweck wurden Kunststoffblöcke mit definiertem V-förmigem Einschnitt gefertigt. Die Sensoren wurden dann zwischen diese Blöcke und ein Druckstück mit halbkugelförmigem Ende platziert und mit definierten Gewichten belastet. In der Auswertung musste berücksichtigt werden, dass die gemessenen Kräfte durch die Keilwirkung dieser Anordnung erhöht werden. Es zeigte sich, dass die gemessenen Kräfte sehr gut mit den berechneten, durch die Geometrie zu erwartenden Kräfte übereinstimmten. Eine Verfälschung der Sensorsignale durch

schräge Belastung und dabei auftretende Scherkräfte konnte also weitgehend ausgeschlossen werden. Die Ergebnisse für einen Winkel von  $45^\circ$  sind in Abbildung 3-8 dargestellt.



**Abbildung 3-8: Kalibrierkurve für schräge Belastung der Sensorfolie hier für einen Winkel von  $45^\circ$  gegen die Horizontale. Unter Berücksichtigung des Keil-Effektes zeigt sich keine Abweichung zwischen gemessener und erwarteter Ausgangskennlinie der Sensorfolie.**

## 4. Diskussion

Im Folgenden sollen die Ergebnisse dahingehend beleuchtet werden, in wieweit sich neue Erkenntnisse ergeben haben, welche Randbedingungen und systematischen Fehler die Ergebnisse beeinflussen könnten und was der logische nächste Schritt sein könnte.

### 4.1. Probanden

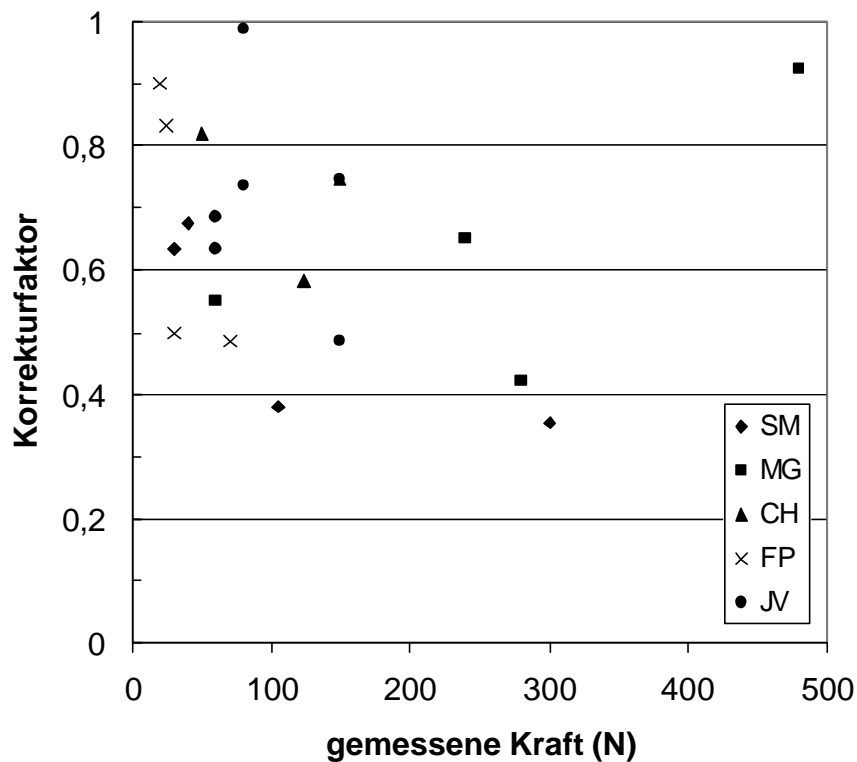
Die in dieser Arbeit vermessenen Probanden waren bis auf eine Ausnahme (MG) jugendliche, sich in kieferorthopädischer Behandlung befindende Patienten. Entsprechend der Studien von Pistner<sup>21</sup> kann man eine reduzierte maximale Kaukraft bei diesen Patienten erwarten. Die gefundenen Werte für die okklusalen Kräfte liegen auch tatsächlich im unteren Bereich der in der Literatur berichteten Bandbreite. Die Probandin die nicht in KFO-Behandlung ist, zeigt auch deutlich höhere Zahnbelastungen, sowohl vor als auch nach der Berücksichtigung der Okklusalmorphologie. Ziel dieser Arbeit war weniger eine weitere Messung von Zahnbelastungen an sich, sondern die Entwicklung einer Methode zur Eliminierung des Effektes der Okklusalfäche auf die gemessenen Kräfte. Deshalb stellt die Auswahl der Probanden in dieser Hinsicht keine Beschränkung der Allgemeinheit dar.

### 4.2. Korrekturfaktoren

Die gefundenen Korrekturfaktoren und die daraus ableitbare Überschätzung zeigen sowohl intra- als auch inter-individuell eine erhebliche Schwankungsbreite. Andererseits können sie nicht vernachlässigt werden.

Der aus den Ergebnissen gezogene Schluss, dass eine deutliche Keilwirkung die gemessenen Kräfte stark erhöht, ist aber nicht dahingehend umkehrbar, dass bei grossen gemessenen Kräften auch immer eine starke Keilwirkung vorlag. Eine Darstellung der Überschätzung  $U$  gegen die gemessene okklusale Kraft zeigt keinen brauchbaren, mathematisch erfassbaren Zusammenhang (siehe Abbildung 4-1).

Das bedeutet, dass große okklusale Kräfte sowohl durch Keilwirkung als auch durch tatsächliche hohe parodontale Belastungen hervorgerufen werden können, wobei die Effekte durch eine Analyse des Okklusalreliefs getrennt werden können.



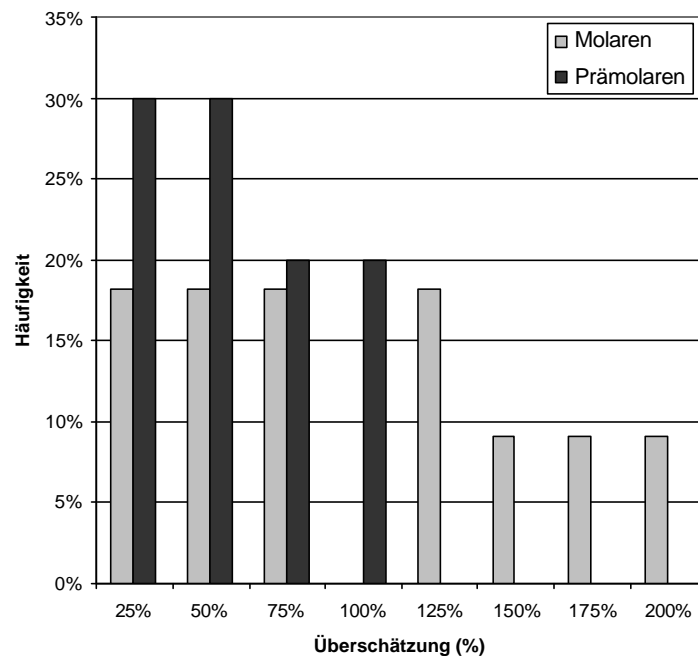
**Abbildung 4-1:** Dargestellt sind für die verschiedenen Probanden der Zusammenhang zwischen okklusaler Kraft und dem jeweiligen Korrekturfaktor des Zahnpaares.

Die relative Häufigkeit der Zahlenwerte für die Überschätzung ist in Abbildung 4-2 dargestellt. Es zeigt sich keine erkennbare Konzentration um einen bestimmten Wert.

Der praktische Wert von nicht-individuellen Korrekturfaktoren ist, nach allen hier dargestellten Überlegungen und Ergebnissen, nur als sehr gering einzustufen. In der Konsequenz bedeutet dies, dass in zentrischer Okklusion zur Messung der Belastungen, die das Parodontium tatsächlich auffangen muss, nur dann brauchbare Werte erhalten werden, wenn die individuelle Kontaktsituation berücksichtigt wird. Dies bedeutet aber einen erheblichen zusätzlichen Aufwand,



der die klinische Anwendbarkeit der Messung von Zahnbelastungen mit dünnen Folien in zentrischer Okklusion deutlich eingeschränkt.



**Abbildung 4-2: Häufigkeitsverteilung der Zahlenwerte der Überschätzung für Molaren und Prämolaren. Insgesamt wurden 21 Zähne gemessen.**

Ein anderer Aspekt der vorliegenden Ergebnisse betrifft eine relativ verbreitete Form der Foliensensoren, die allerdings nicht auf Piezoelektrizität, sondern auf Änderung des elektrischen Widerstandes beruht und im T-Scan<sup>a</sup> Messgerät seit einigen Jahren auf dem Markt ist. Dieses Gerät arbeitet mit einer 100µm dicken Sensorfolie und wird auf relativ breiter Basis in klinischen Anwendungen und in der Forschung eingesetzt<sup>55,56,57,58,59,60,61</sup>. Die hier dargestellten Effekte durch das Okklusallrelief betreffen dieses System im gleichen Maße wie die piezoelektrischen Folien und es stellt sich die Frage, in wieweit dieses Gerät die Erwartungen an die Verlässlichkeit der gemessenen Werte erfüllen kann.

<sup>a</sup> Aktuell: T-Scan II, Tekscan Inc. USA

Eine andere Konsequenz aus den vorliegenden Messungen ist die Tatsache, dass offensichtlich die Kräfte, die die Zahnhartsubstanz aufnehmen muss, durch die Keileffekte noch erheblich vergrößert werden und damit die parodontale Last deutlich übersteigen.

Durch die Kenntnis der okklusal wirksamen, sowie der parodontalen Kräfte lässt sich unmittelbar auf die Höhe der Kräfte rückschließen, die durch die Keilwirkung des Okklusalreliefs entstehen. Diese Kräfte, in der Größenordnung der parodontalen Last selbst, suchen die betreffenden Höcker auseinanderzudrücken. Nach den vorliegenden Ergebnissen können diese Spreizkräfte mehrere hundert Newton erreichen.

### **4.3. Fehlerquellen**

Die Fehlerquellen der angewandten Messmethoden wurden größtenteils bereits erwähnt und sollen hier nur noch kurz aufgeführt werden. Weiterhin ist eine Betrachtung der Fehler nötig, die durch die nicht perfekte Nachbildung der in-vivo-Situation entstehen.

#### **4.3.1. In-vivo-Messungen**

Bei den Messungen an den Probanden zeigte sich, dass die Positionierung der Folie vor allem bei den zweiten Molaren eine gewisse Schwierigkeit darstellt. Einerseits musste sichergestellt sein, dass die Folie nur durch das gewünschte Zahnpaar belastet wurde, andererseits mussten auch alle Kontakte dieses Zahnpaares auf der Folie liegen, was in manchen Fällen vor allem für die oral gelegenen Kontakte nicht immer zweifelsfrei möglich war, so dass in solchen Fällen die Messung wiederholt werden musste. Auch stellt die Abmessung der Sensorfolie einen Kompromiss dar zwischen notwendiger Breite für die Messung der Molaren und maximaler Breite für die wesentlich schmäleren Prämolaren. Für zukünftige Messungen ist geplant, die Folien leicht trapezförmig herzustellen, um diese Fehlerquelle zu eliminieren.

Ein weiteres Problem zeigte sich bei Patienten mit Zwangsbiss-Situation bzw. bei solchen, die Schwierigkeiten hatten mit eingelegten Folien die habituelle Interkuspidationsposition zu finden. Die daraus resultierende Schiebebewegung

fürhte oft zur Zerstörung der Isolation der Sensoren. Bei großflächigem Leck war dies am Mess-Signal sofort deutlich erkennbar, bei kleinen Löchern zeigte sich lediglich eine leichte Veränderung der Kalibrierung. Zwar wurde über die Schnellkalibrierung die Folienecharakteristik vor und nach der Messung erfasst, der genaue Zeitpunkt der Beschädigung konnte daraus aber nicht abgeleitet werden. Die komplette Messung wurde bei Abweichungen von mehr als 10% wiederholt, woraus sich eine Limitierung der Messgenauigkeit auf diesen Bereich ergibt. Dieses Problem könnte umgangen werden, wenn nach jedem Zahnpaar die Schnellkalibrierung durchgeführt würde, was aber den notwendigen Zeitaufwand immens vergrößern würde.

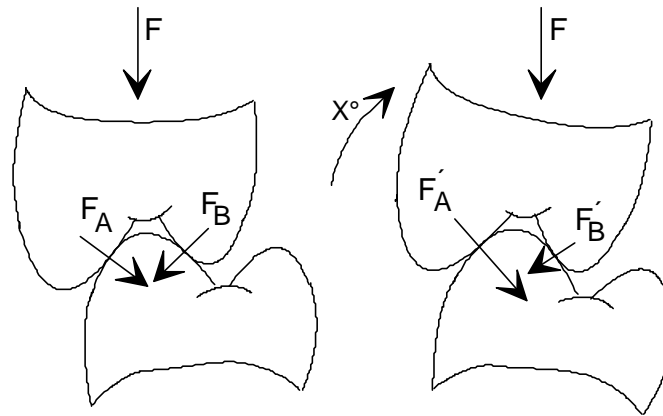
#### **4.3.2. Höckerkorrektur**

Die Bestimmung der Korrekturfaktoren unterliegt ebenfalls systematischen Fehlern. Die Kontaktsituation konnte durch Verwendung des Silikonregistrates und die Überprüfung mit Okklusionsfolie weitgehend reproduziert werden, ebenso wie die Achsenstellung der Zahnpaare zueinander. Schwieriger zu quantifizieren war jedoch die Stellung des Zahnpaares bezüglich der Krafrichtung. Dies konnte nur qualitativ erfasst werden und bei der Montage der Zähne in der Halterung wurde versucht, eventuelle Achsenkipnungen zu berücksichtigen. Abweichungen um einige Winkelgrade waren dadurch sicherlich möglich. Um die Konsequenz einer solchen Fehlorientierung abzuschätzen ist die Betrachtung von zwei Grenzfällen notwendig, aus denen sich die reale Situation zusammensetzen lässt.

Die Fälle lassen sich verstehen, wenn man von einem einfachen Bild einer A-B-Kontaktsituation ausgeht. Die Kraftvektoren durch die beiden Kontaktpunkte spannen eine „Kontaktebene“ auf. Eine beliebige Fehlorientierung des Zahnpaars hat dann eine Komponente, die in dieser Ebene liegt und eine weitere senkrecht zu dieser. Die beiden Komponenten können nun getrennt betrachtet werden und der Effekt der Fehlorientierung kann aufgrund geometrischer Überlegungen abgeschätzt werden.

Zuerst soll die Komponente dargestellt werden, die durch eine Fehlorientierung innerhalb der Kontaktebene verursacht wird. Dieser Fall ist in Abbildung 4-3

dargestellt. Da man durch die Messungen von Schmitt davon ausgehen kann, dass das Mess-Signal der Sensorfolien proportional zur Summe aller einwirkenden Kräfte ist, lässt sich der Effekt einer Fehlorientierung in dieser Ebene abschätzen.

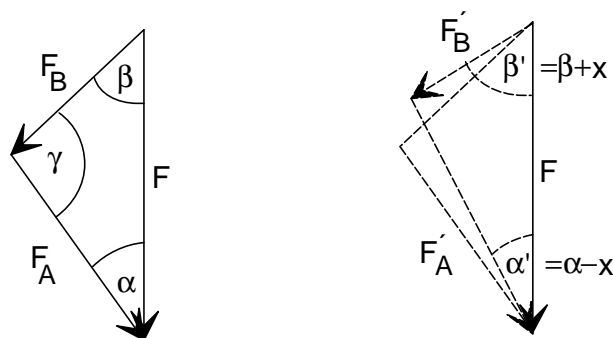


**Abbildung 4-3: Fehlorientierung um  $x^\circ$  in der Ebene, die durch die Kraftvektoren in den Kontaktpunkten definiert ist.**

**Links: korrekt orientierter Fall, mit den entsprechenden Kräften  $F_A$  und  $F_B$ , welche in der Vektorsumme die Gesamtkraft  $F$  ergeben**

**Rechts: Fehlorientierung um  $x$  Winkelgrade. Die einzelnen Kraftvektoren verändern sich im Betrag, die Summe bleibt konstant.**

Die Betragsänderung der Vektoren ergibt sich aus deren Winkel zur Gesamtkraft und der Fehlorientierung wie in Abbildung 4-4 dargestellt.



**Abbildung 4-4: Einfluss der Fehlorientierung um  $x^\circ$  auf die Kraftvektoren bei konstanter Gesamtkraft  $F$  entsprechend den Situationen in Abbildung 4-3.**

Aus dieser Geometrie ist nun die Größenordnung des resultierenden Fehlers abzuschätzen. Dabei gilt für bekannte Winkel  $\alpha$  und  $\beta$  sowie Gesamtkraft  $F$  für die Komponenten  $F_A$  und  $F_B$ :

$$\text{Gleichung 4-1} \quad \frac{F_A}{F} = \frac{\sin b}{\sin(180^\circ - a - b)}, \text{ sowie } \frac{F_B}{F} = \frac{\sin a}{\sin(180^\circ - a - b)}$$

Für den um  $x^\circ$  verdrehten Fall gilt für die Einzelkräfte  $F'_A$  und  $F'_B$  analog:

$$\text{Gleichung 4-2} \quad \frac{F'_A}{F} = \frac{\sin(b + x)}{\sin(180^\circ - a - b)}, \text{ sowie } \frac{F'_B}{F} = \frac{\sin(a - x)}{\sin(180^\circ - a - b)}$$

Die Sensorfolien messen jeweils die Summe der Beträge der Kraftvektoren in den Kontaktpunkten. Der aus der Verdrehung um  $x$  entstehende relative Fehler  $f$  kann dann definiert werden als:

$$\text{Gleichung 4-3} \quad f = \frac{(F'_A + F'_B) - (F_A + F_B)}{F_A + F_B}$$

Unter der Annahme einer Fehlorientierung  $x < 10^\circ$  und unter Ausnutzung der entsprechenden Additionstheoreme<sup>62</sup> können die Gleichung 4-2 und Gleichung 4-3 weiter vereinfacht werden.

Für den relativen Fehler  $f$  ergibt sich dann die folgende Näherung:

$$\text{Gleichung 4-4} \quad f = \sin(x) \frac{\cos b - \cos a}{\sin a + \sin b}$$

Für alle Situationen, in denen die Neigungen der Kontaktflächen identisch sind, verschwindet  $f$  unabhängig von der Höhe der Fehlorientierung  $x$ . Der relative Fehler wächst mit der Differenz der Winkel  $\alpha$  und  $\beta$  und skaliert mit dem Sinus des Fehlorientierungswinkels  $x$ .

Für den Fall, dass  $\alpha = 30^\circ$  und  $\beta = 60^\circ$  und einer Fehlorientierung von maximal  $10^\circ$ , errechnet sich  $f$  zu 5%. Für einen extremer Fall von  $\alpha = 20^\circ$  und  $\beta = 70^\circ$  ergibt sich ein maximaler Wert für  $f$  von 10%.

Für den zweiten Fall, bei dem die Komponente der Fehlorientierung senkrecht zur Kontaktebene betrachtet wird, ändern sich die Beträge der Kraftvektoren nicht, es wird lediglich ein Teil der eingeleiteten Kraft statt zur reinen Kompression der Folie in eine Scherkraft verwandelt. Überlegungen und Messungen in Kapitel 2.1.2 zeigten, dass dies keinen Einfluss auf das gemessene Signal hat.

Aus diesen Betrachtungen erkennt man, dass der Fehler durch falsche Orientierung zwar nicht komplett zu vernachlässigen ist, aber die Ergebnisse nicht entscheidend beeinträchtigt. Insbesondere liegt er deutlich unterhalb der Überschätzung der Kraft ohne Berücksichtigung des Okklusalreliefs.

In der Summe kann davon ausgegangen werden, dass selbst unter ungünstigsten Bedingungen die Messergebnisse mit einem relativen Fehler von maximal 20% behaftet sind. Es wird ebenfalls deutlich, dass vor allem bei stark ausgeprägtem Okklusalrelief die exakte Achsenstellung der Zähne von Bedeutung ist und für genauere Messungen in besserer Art und Weise erfasst und reproduziert werden muss. Eine Möglichkeit, diese Genauigkeit zu erhöhen, wäre mit einer Gesichtsbogenübertragung die Modelle gelenkbezüglich einzuartikulieren und dann für jeden Zahn eines Kiefers eine Übertragungshilfe anzufertigen, die die Bezugsachse vorgibt. Mit dieser Übertragungshilfe müsste dann zuerst ein Zahn des zu messenden Paares im Halter montiert werden und dann mit Hilfe des Registrates der zweite Zahn. Dadurch ließe sich dieser Fehler reduzieren, der dadurch entstehende Mehraufwand ist aber sicherlich nur dann sinnvoll und gerechtfertigt, wenn die anderen systematischen Fehler ebenfalls reduziert werden und höhere Genauigkeit tatsächlich von Nutzen ist.

Eine weitere Möglichkeit, das gesamte Messverfahren zu vereinfachen und zu beschleunigen bestünde in der räumlichen Erfassung der beiden Zahnbögen mit optischen Methoden. Daraus könnte dann das Okklusalrelief erfasst, und die Neigung der Flächen und Zähne auf elektronischem Wege erfasst werden, ohne die Herstellung und Justierung von Modellen.

Zusätzlich zur Verbesserung der Methode hinsichtlich Einfachheit oder Genauigkeit besteht die Möglichkeit, diese Ergebnisse mit der Messung von Zahnbeweglichkeiten zu kombinieren, die ebenfalls in zentrischer Okklusion gemessen werden. Daraus ließe sich dann ein vollständigeres Bild der Dynamik von Zäh-

nen gewinnen, da die Lastverteilung der gesamten erzeugten Muskelkraft durch die Bewegung der Zähne sicherlich deutlich beeinflusst wird.

Die Entwicklung einer Methode zur optischen Bestimmung der dreidimensionalen Zahnbewegungen in zentrischer Okklusion ist derzeit in Arbeit und wird mit der vorgestellten Kraftbestimmung kombiniert werden.

## 5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde eine Methode entwickelt, welche es ermöglicht, die parodontalen Kräfte zwischen antagonistischen Zähnen des menschlichen Gebisses zu bestimmen, ohne die zentrische Okklusion aufzuheben.

Diese Methode erlaubt Rückschlüsse auf die Verteilung der Kräfte auf die Zähne wie sie physiologischerweise beim Schluckvorgang auftreten, oder – unphysiologischerweise – bei Parafunktionen wie z.B. Pressen.

Die Messung der okklusalen Kräfte erfolgte durch den Einsatz von extrem dünnen (33 µm) piezoelektrischen Sensorfolien, welche sich an das Höcker-Fissuren-Relief der menschlichen Zähne anpassen.

Durch dieses komplexe und auch individuell sehr unterschiedliche Relief verbietet sich jedoch der direkte Rückschluss vom gemessenen Kraftsignal auf die gesuchte parodontale Belastung, da die Kontaktflächen zwischen den Zähnen im Allgemeinen nicht parallel zueinander stehen, sondern häufig Kontakte zwischen Höckerabhängigen bestehen.

Es wurde gezeigt, dass die aus der Höckerform resultierende Keilwirkung der Okklusalfäche eine erhebliche Diskrepanz zwischen der gemessenen okklusalen Kraft und der tatsächlich wirksamen parodontalen Kraft bewirkt. Die stark individuelle Okklusalmorphologie und Kontaktsituation machten es erforderlich, dass zur Quantifizierung und systematischen Eliminierung dieses Effekts von jedem gemessenen Zahnpaar Modelle erstellt und entsprechend der im Mund gefundenen Kontaktsituation zueinander fixiert werden mussten. Mit dieser Anordnung wurden dann Korrekturmessung durchgeführt, welche bei Applikation einer bekannten axialen Kraft unter gleichzeitiger Messung der okklusalen Kraftgröße einen Korrekturfaktor für jedes Zahnpaar ergaben.

Diese Methode zur Messung der okklusalen und Bestimmung der parodontalen Kräfte wurde an fünf Probanden getestet, welche zur Vereinfachung der mechanischen Anordnung dahingehend ausgewählt wurden, dass bei den Seitenzähnen singulärer Antagonismus vorlag. Diese Auswahl stellt zwar eine Einschränkung in Bezug auf die Aussagekraft der absoluten Kräfte im Vergleich



zur physiologischen Einzahn-Zweizahn-Beziehung dar, aber das entwickelte Messprinzip ist ohne weiteres auf beliebige Kontaktsituationen übertragbar.

Eine Vereinfachung der Bestimmung der Korrekturfaktoren würde dieser Messmethode eine wesentlich breitere Anwendung in der klinischen Praxis eröffnen. Ein möglicher Weg wäre eine dreidimensionale optische Erfassung der Okklusalfächen, gefolgt von einer mathematischen Behandlung des Keileffektes.

Im nächsten Schritt soll in zentrischer Okklusion die Bewegung der Zähne unter Belastung dreidimensional erfasst und mit der parodontalen Belastung in Beziehung gesetzt werden. Dadurch sollten sich deutliche Fortschritte im Verständnis der dynamischen Kraft-Auslenkungs-Beziehung der menschlichen Zähne ableiten lassen und eine größere Sicherheit für Dimensionierung und Planung von prothetischen Versorgungen erreichbar sein.

## 6. Literaturverzeichnis

- [1] R M Mansour, R J Reynik  
*In-vivo Occlusal Forces and Moments*  
J Dent Res 54, 1, 114 (1975)
- [2] H K Worner  
*Biting force measurments on Children*  
Aust Dent J 43, 381, (1939)
- [3] R Eckermann  
Physiologische Bedeutung der Kieferbelastung und ihrer Ermessung  
Dtsch Monatsschrift Zahnheilkunde 9, 681, (1911)
- [4] P Wustrow  
Physikalische Grundlagen der Platten- und Brückenprothese, Bd. I,  
H Meusser, Berlin (1919)
- [5] G Haber  
Kaudruckmessaparate, ihre Bedeutung und Verwendungsmöglichkeit in  
der täglichen Praxis  
Zahnärztl Rdsch 8, 125 (1926)
- [6] G Haber  
Kaudruckmessaparate, ihre Bedeutung und Verwendungsmöglichkeit in  
der täglichen Praxis  
Zahnärztl Rdsch 9, 143 (1926),

- 
- [7] R Winkler  
*Die Kräfte auf und in dem Kiefer beim Kauakt*  
Z Zahnärztl Orthop 5, 6 (1926) in Zahnärztl Rundsch 35 (1926)
- [8] P Wustrow  
Physikalische Grundlagen der Platten- und Brückenprothese  
Z Stomat 21, 299 (1923)
- [9] G A Borelli  
*De motu animatum*  
Rom, Jesuitenschule 196 (1681)
- [10] K Eichner  
Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen  
Dtsch Zahnärztl Z 18, 915 (1963)
- [11] K Eichner  
*Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen*  
Dtsch Zahnärztl Z 19, 415 (1964)
- [12] H F Atkinson, W J Ralph  
*Tooth loss and biting force in men*  
J Dent Res 52, 225 (1973)
- [13] J B Brunski, J A Hipp  
In-vivo forces on endosteal implants: A measurement system and  
biomechanical considerations  
J Prosthet Dent 51, 82 (1984)

- [14] C R Rohrbach, K Eichner  
Messungen der Kräfte beim Kauvorgang mit Widerstandsmessdosen von  
Molarengösse ohne Behinderung der Okklusion und Artikulation  
Dtsch Zahnärztl Z 13, 146 (1958)
- [15] H Linderholm, A Wennström  
Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build  
Acta Odont Scand 52, 679 (1969)
- [16] D J Anderson  
*Measurement of stress in mastication I*  
J Dent Res 32 (6), 785 (1953)
- [17] D J Anderson  
*Measurement of stress in mastication II*  
J Dent Res 35 (5), 785 (1956)
- [18] W J Ralph  
The effects of dental treatment on biting force  
J Prosthet Dent 41, 143 (1979)
- [19] V Lassila, I Holmlund, K K Koivumaa  
*Bite forces and its correlations in different denture types*  
Acta Odont Scand 43, 127 (1985)
- [20] H W Fields, W R Proffit, J C Case, K W I Vig  
*Variables affecting measurements of vertical occlusal force*  
J Dent Res 65, 125 (1986)

- 
- [21] H Pistner, P Kubiz  
Kieferschliesskräfte nach Kieferorthopädischer Vorbehandlung  
Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 528 (1998)
- [22] R Mericske-Stern, P Assal, E Mericske, W Bürgin  
Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants  
Int J Oral & Maxillofac Impl 10, 345 (1995)
- [23] R Mericske-Stern, P Assal, W Buergin  
Simultaneous force measurements in three dimensions on oral endosseous implants in vitro and in-vivo. A methodological study  
Clin Oral Impl Res 6, 378 (1996)
- [24] R Mericske-Stern, P Assal, W Buergin  
In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants  
Clin Oral Impl Res 7, 378 (1996)
- [25] R Mericske-Stern, J Hofmann, A Wedig, A H Geering  
In vivo measurements of maximal occlusal force and minimal pressure threshold on overdentures supported by implants or natural roots: a comparative study part I  
Int J Oral & Maxillofac Impl 8, 641 (1993)
- [26] R Mericske-Stern, G A Zarb  
In vivo measurements of some oral functions with mandibular fixed prostheses supported by implants  
Clin Oral Impl Res 7, 153, 1996

- [27] R Mericske-Stern, O Milani, E Mericske, A Olah  
Periotest measurements and osseointegration of mandibular ITI implants supporting overdentures: A one year longitudinal study  
Clin Oral Impl Res 6 , 73 (1995)
- [28] E Kraft  
Über die Bedeutung der Kaukraft für das Kaugeschehen  
Zahnärztl Praxis 13,129 (1962)
- [29] H Uhlig  
Über die Kaukraft  
Dtsch Zahnärztl Z 8 , 30 (1953)
- [30] D Lukas, F A Ellinger  
Die Belastungsempfindung der Oberkieferzähne, Untersuchung zur Frage der propriozeptiven Eigenschaften  
Dtsch Zahnärztl Z 35, 713 (1980)
- [31] L Pöllmann  
Über spontan-rhythmische Schwankungen der Schmerzschwelle  
Dtsch Zahnärztl Z 32, 180 (1977)
- [32] L Pöllmann  
Über den Tagesrhythmus der Schmerzempfindlichkeit der Zähne  
Wehrmed Monatsschr 18, 142 (1979)
- [33] L Pöllmann, G Hildebrandt, H Schnell  
Über die tagesrhythmischen Veränderungen der Schmerzschwelle und des „Dickenunterscheidungsvermögens“ der Frontzähne  
Dtsch Zahnärztl Z 37, 238 (1974)

- 
- [34] L Pöllmann  
Der Zahnschmerz – Chronologie, Beurteilung und Behandlung  
C. Hauser Verlag München-Wien (1980)
- [35] A Prombonas, d. Vlissidis, P Molyvdas  
The effect of altering the vertical dimension of occlusion on biting force  
J Prosthet Dent 71, 139 (1994)
- [36] K Sasaki, A G Hannam, W W Wood  
Relationships between the size, position and angulation of human jaw  
muscle and unilateral first molar bite force  
J Dent Res 68, 499 (1989)
- [37] H J Schinder, E Stengel, W E L Spiess  
Einfluss der Muskel-, Parodontal- und Gelenkproriozeptoren auf die  
Steuerung des Kauvorganges  
Dtsch Zahnärztl Z 52, 624 (1997)
- [38] Y Kawazoe, H Kotani, T Hamada  
Relation between integrated electromyographic activity and biting force  
during voluntary isometric contraction in human masticatory muscles  
J Dent Res 58, 1440 (1979)
- [39] H J Schindler, E Stengel, W E L Spiess  
Elektromyographische Aktivität, Kraftentwicklung und Kinematik beim  
Kauen fester Nahrungstexturen  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 551 (1998)

- [40] H Okane, T Yamashina, T Nagasawa, H Tsuru  
The effect of anterioposterior inclination of the occlusal plane on biting force  
J Prosth Dent 42, 497 (1979)
- [41] E-J Richter  
In Vivo Vertical Forces on Implants.  
Int J Oral Maxillofac Implants 10, 99 (1995)
- [42] E-J Richter  
In Vivo Horizontal Bending Moments on Implants  
Int J Oral Maxillofac Implants 13, 232 (1998)
- [43] J A DeBoever, W D McCall, S Holden, M M Ash  
Functional occlusal forces: An investigation by telemetry  
J Prosth Dent 40, 326 (1978)
- [44] J Jäger, G Garber, L Schrott  
Aufbau und Test einer Messkette zur Kaukraftmessung  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99, 670 (1989)
- [45] R Sittard  
Untersuchungen zur Kaubelastung natürlicher Seitenzähne  
Med. Dissertationsschrift, Aachen (1998)
- [46] E-J Richter  
Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen  
Med. habil., Aachen (1992)



- 
- [47] O Schmitt  
Untersuchungen zur Biomechanik des stomatognathen Systems,  
Phys. Dissertationsschrift, Würzburg (2000)
- [48] R Böhm  
Kaukraftmessungen im eugnathen Gebiss, Ergebnisse experimenteller  
und klinischer Untersuchungen  
Zahnmed. Dissertationsschrift Würzburg, (2000)
- [49] H Kawai  
The piezoelectricity of Poly(vinylidene Flouride)  
J Appl Phys 8, 975 (1969)
- [50] M G Broadhurst, G T Davis, J E McKinney  
Piezoelectricity and pyroelectricity in polyvinylidene fluoride – A model  
J Appl Phys 49, 4992 (1978)
- [51] B Hahn  
Piezo- und pyroelektrische Eigenschaften von Polyvinylidenfluorid/  
Polymethylmethacrylat-Mischungen  
Dissertationsschrift, Darmstadt (1983)
- [52] EIC Consulting,  
Produktschrift PVDF Folien  
Weil am Rhein (1996)
- [53] E Fukada, G M Sessler, J E West, A Berraissoul, P Günther  
Bending piezoelectricity in monomorph polymer film  
J Appl Phys 62, 3643 (1987)

- [54] Hottinger Baldwin Messtechnik  
Produktschrift Ladungsverstärker MGC  
Darmstadt (1997)
- [55] T R Morneburg, P A Proschel  
Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic  
clinical study  
Int J Prosthodont.15(1),20 (2002)
- [56] S Hirano, K Okuma, I Hayakawa, Kokubyo,  
In vitro study on accuracy and repeatability of the T-Scan II system  
Gakkai Zasshi. 69(3),194 (2002)
- [57] Kenji, H Shigezo, H Iwao  
A clinical application of the *T-Scan* II system - usefulness for evaluating  
occlusal contacts of complete denture wearers  
Kokubyo Gakkai Zasshi] 69(4), 277 (2002)
- [58] E W Scheerer  
T-Scan measures timing and force of occlusal contact  
Hawaii Dent J.28(7),17 (1997)
- [59] R B Kerstein  
Improving the delivery of a fixed bridge  
Dent Today 18(5), 82-4 (1999)
- [60] P Kirveskari  
Assessment of occlusal stability by measuring contact time and centric  
slide  
J Oral Rehabil. 26(10), 763, (1999)

- [61] K Maki, T Nishioka, A Morimoto, M Naito, M Kimura  
A study on the measurement of occlusal force and masticatory efficiency  
in school age Japanese children  
Int J Paediatr Dent. 11(4), 281, (2001)
- [62] M Abramowitz, A Stegun  
Pocketbook of Mathematical Functions  
Harri Deutsch, Frankfurt 1984

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Ernst-Jürgen Richter für die Überlassung des Themas und die Betreuung der Arbeit sowie die vertrauensvolle Förderung und Unterstützung, die er mir in jeglicher Hinsicht zuteil werden ließ.

Weiterhin bedanke ich mich bei Dres. Proff für die große Hilfe bei der Auswahl geeigneter Patienten und die tatkräftige Unterstützung bei der Durchführung der Messungen.

Für Rat und Tat bei den immer wieder auftauchenden technischen Problemen danke ich den Zahntechnikern der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Herrn G. Brandt und Herrn H. Pöschl sowie Frau Stadtmüller und Herrn H. Diem vom Labor Jung, die mir mit schneller und unkomplizierter Hilfe die Anfertigung der PU-Modelle erheblich erleichterten.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei Dr. O. Schmitt für die geduldige Starthilfe bei den Kaukraftmessungen und beim Umgang mit der Sun Station bedanken.

# Lebenslauf

## Persönliche Daten

Name Dr. Kurt Helmut Rottner  
Adresse Bergstrasse 59  
97076 Würzburg  
Geburtsdatum 17. Oktober 1966 in Fürth  
Familienstand Verheiratet

## Schule

1973 – 1977 Grundschule in Erlangen  
1977 – 1986 Emmy-Noether-Gymnasium Erlangen, Abitur Juni 1986

## Beruflicher Werdegang

1986 – 1991 Studium der Physik an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, November 1991: Diplom  
1992 – 1994 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Angewandte Physik der Universität Erlangen-Nürnberg. Promotion zum Dr. rer. nat im August 1994  
1994 – 1996 Leiter des Chip Development-Projekts am Industrial-Microelectronics Center in Stockholm  
1997 – 1999 Leiter der Diodenentwicklung ABB Corporate Research Stockholm/North Carolina (USA)  
1999 – 2004 Studium der Zahnmedizin an der Julius-Maximilians-Universität in Würzburg, Zahnärztliche Approbation Juni 2004  
2002 - Entwicklung von optischer und elektronischer Messtechnik an der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Universität Würzburg.

