

Aus dem Zentrum für Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Entwicklung und Anwendung einer Methode zur
Kaukraftmessung

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin
Berlin

von

Tobias Fink

aus Potsdam

Gutachter: 1. Prof. Dr. K.-P. Lange
2. Prof. Dr. med. dent. K. Böning
3. Prof. Dr. M. Kern

Datum der Promotion: 20. April 2007

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung.....	5
2 Literatur.....	6
2.1 Kauvorgang.....	6
2.1.1 Skelettale Strukturen.....	6
2.1.2 Artikuläre Strukturen.....	7
2.1.3 Muskuläre Strukturen.....	7
2.1.4 Kaubewegung.....	9
2.2 Begriffsbestimmung Kaukraft, -last, -druck.....	10
2.3 Methoden zur Kaukraftbestimmung.....	12
2.3.1 Mechanische Messmethoden.....	12
2.3.2 Direkte elektrische/elektronische Messmethoden.....	15
2.3.3 Indirekte elektrische/elektronische Messmethoden.....	20
2.3.4 Photometrische/Chemische Messmethode.....	23
2.3.5 Abschätzung anhand von Modellen.....	26
2.3.6 Überblick über ermittelte Kaukräfte.....	27
3 Problemstellung.....	29
4 Aufgaben und Zielstellung.....	31
5 Material und Methoden.....	32
5.1 Material.....	32
5.1.1 Fuji-Prescale Film.....	32
5.1.2 Beschichtungsmethoden.....	34
5.2 Methoden.....	36
5.2.1 Druck-/Kraftapplikation.....	36
5.2.2 Färbungserfassung – Scanner – Bildverarbeitung.....	39
5.2.3 Auswertungsprogramm.....	40
5.2.4 Auswertung der Messergebnisse.....	42

5.3 Messungen.....	43
5.3.1 Scannergenauigkeit.....	43
5.3.2 Lagerzeitabhängiges Verhalten und Reproduzierbarkeit.....	45
5.3.3 Belastungsabhängiges Verhalten.....	46
5.3.4 Zeitabhängiges Verhalten.....	47
5.3.5 Untersuchung am Artikulator.....	47
5.3.6 Untersuchung an Probanden.....	48
6. Ergebnisse.....	49
6.1 Vorversuche.....	49
6.2 Scannergenauigkeit.....	50
6.3 Folienuntersuchung.....	52
6.3.1 Lagerzeitabhängigkeit und Reproduzierbarkeit.....	52
6.3.2 Belastungsabhängiges Verhalten.....	55
6.3.3 Zeitabhängiges Verhalten.....	60
6.3.4 Versuche am Artikulator.....	63
6.3.5 Versuche an Probanden.....	72
7 Diskussion.....	78
8 Zusammenfassung.....	91
9 Literaturverzeichnis.....	94
Danksagung.....	104
Erklärung an Eides Statt.....	105
Lebenslauf.....	106

8 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit befasste sich mit der Entwicklung einer Methode zur einfachen, individuellen Kaukraftmessung. Als Basis hierfür wurde eine Druckmessfolie benutzt. Diese Folie (Fuji Prescale) kann bei auftretenden Kräften mithilfe chemischer Reaktionen und einer entsprechenden Rotverfärbung Belastungsflächen und -kräfte quantitativ wiedergeben.

Um die gefärbten Flächen auswerten zu können, wurden diese mit einem handelsüblichen Scanner in einen Personalcomputer eingelesen. Die Untersuchung der Scannereigenschaften zeigte, dass exakte und reproduzierbare Ergebnisse nur durch eine Eichung des Scanners bezüglich der Dimensionstreu bei einer Bildpunktauflösung von 800 dpi oder höher zu erreichen sind.

Zur Auswertung der Folieninformationen wurde in Zusammenarbeit mit Feiks ein EDV-Programm entwickelt. Dieses Programm ermöglicht ein genaues Auslesen einzelner Folienbereiche. Das Programm liefert Angaben zur Anzahl der gefärbten Bildpunkte sowie Informationen zu deren Intensität. Um den Einfluss unerwünschter Artefakte zu eliminieren, wurde ein Rauschfilter integriert, dessen optimale Wirkung für einen Schwellwert von 30 % ermittelt wurde.

Zum Schutz der feuchtigkeitsempfindlichen Folie vor dem feuchten Milieu des Mundraumes wurden verschiedene Polymermaterialien und Beschichtungsmethoden getestet. Dabei erwies sich die Beschichtung mit Polyvinylacetat mittels Rakelverfahrens als am besten geeignet. Insbesondere die hohe Biokompatibilität sowie die gute Reproduzierbarkeit sprechen für die gewählte Beschichtung.

Die Untersuchungen zeigen, dass die beschichteten Folien mindestens eine Woche gelagert werden sollten, ehe sie belastet werden können. In dieser Zeit kommt es noch zu Veränderungen der Empfindlichkeit der Folien, für die sehr wahrscheinlich diffusionsgesteuerte Trocknungsvorgänge verantwortlich sind.

Weiterhin zeigte sich auch nach vollständiger Trocknung der Folienschutzschicht eine gewisse Veränderung der gefärbten Bereiche hinsichtlich gemessener Intensität

und Fläche innerhalb eines Zeitraumes von 24 Stunden nach Druckbelastung. Um hieraus resultierende Verfälschungen der Messwerte auszuschließen, wurde eine Eichung durch eine Referenzmessung erforderlich. Diese Referenzbelastung erfolgte unmittelbar nach Belastung durch einen Probanden auf der gleichen Druckmessfolie. Für die Referenzmessung wird ein kugelförmiger Probekörper mit einem Durchmesser von 10 mm bei einer Belastung von 10 - 20 N vorgeschlagen.

Die am Artikulator durchgeführten Testreihen ergaben eine gute Reproduzierbarkeit der Messwerte, die durch das Messsystem erhalten wurden. Der mittlere relative Fehler der durch die Messkette ermittelten Kräfte betrug 3,6 %. Damit dürfte die Genauigkeit des in dieser Arbeit beschriebenen Systems den bisher in der Literatur beschriebenen Messmethoden auf Folienbasis überlegen sein.

Weiterhin zeigten die Untersuchungen, dass abweichend zu den Angaben in der Literatur eine exakte Bestimmung von Okklusionskontakten durch Projektion auf ein Bild des Zahnbogens nur im Seitenzahnggebiet möglich ist. Aufgrund der Form der durch Zahnkontakt entstandenen gefärbten Folienbereiche ist aber eine Zuordnung zu den mit herkömmlicher Okklusionsfolie markierten Zahnbögen möglich.

Das neu entwickelte Folien-Druckmesssystem wurde an zwei Probanden (28 und 51 Jahre) sorgfältig erprobt. Hierbei wurde festgestellt, dass für den 28jährigen Probanden die Kaukräfte ($1882,3 \pm 40,4$ N) im oberen Kraftbereich der in der Literatur angegebenen Kaukräfte für gesunde, vollbezahnte Probanden lag.

Bei dem zweiten Probanden (51 Jahre) wurden geringere Kraftwerte ($\bar{x} = 736,3$ N), aber eine erheblich größere Schwankung zwischen den einzelnen Versuchsreihen ermittelt. Hier lag die Standardabweichung bei 157,2 N.

Für beide Probanden konnten maximale Kräfte im Bereich der zweiten Molaren ermittelt werden (maximal $618,0 \pm 57,4$ N). Dies entspricht weitgehend der in der Literatur vertretenen Meinung.

Flächen- und Druckwerte lagen im Mittelfeld der weit streuenden Messwerte, die von anderen Gruppen veröffentlicht wurden.

Insgesamt wurde in der vorliegenden Arbeit eine neue Messmethode zur Bestimmung der Kaukraft, des Kaudrucks sowie der belasteten Okklusionsfläche entwickelt und umfangreich getestet.

Die Vorteile der neu entwickelten Messmethode gegenüber den bekannten Systemen zur Kaukraftbestimmung sind in folgenden Punkten zu sehen:

- Einfache Versuchsdurchführung,
- kostengünstige Hilfsmittel (handelsüblicher PC und Scanner, Materialkosten der Folie inkl. Beschichtung unter 5 Euro pro Stück),
- geringe Sensordicke (max. 110 μm) und Bissperrung,
- Mundstabilität durch fest mit der Oberfläche verbundene Polymere (PVAC),
- Möglichkeit der Bestimmung von Kraft, Fläche und Druck an einzelnen Zähnen,
- gute Reproduzierbarkeit und Genauigkeit.

Für das neu entwickelte Verfahren zur Kaukraftmessung wurde in Deutschland ein Schutzrecht erteilt (DE 10317245). Die an zwei Probanden getestete Methode steht nunmehr für systematische Untersuchungen von Fragestellungen der Kaukraft und Kaukraftverteilung in der Prothetik und weiteren Fachgebieten der Zahnmedizin zur Verfügung.

Durch die vorgestellte lokale Druck- bzw. Kraftmessung ist es möglich, an Eingangsdaten zur Vorhersage von benötigten Materialstärken und –formen von individuellen zahntechnischen Konstruktionen zu gelangen.

Danksagung

Ich danke Herrn Direktor Prof. Dr. K.-P. Lange für die Bereitstellung des Themas und die Möglichkeit der Durchführung der Promotion im Zentrum für Zahnmedizin der Charité.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. W.-D. Müller für die kontinuierliche Betreuung dieser Arbeit und für die Unterstützung durch die von ihm geleitete Abteilung für Werkstoffkunde.

Ich möchte mich hierbei insbesondere bei Frau C. Schöpf für Hilfestellung in technischen Fragen bedanken.

Weiterhin danke ich Herrn Dipl. Inf. F. Feiks (SAP) für die rechentechnische Umsetzung des EDV-Auswerteprogramms sowie Herrn Dr. M. Pinnow (Fraunhofer-IAP) für die Anfertigung von elektronenmikroskopischen Aufnahmen.

Meinen Eltern danke ich für das fördernde Interesse an der Arbeit und ihre Geduld, meinem Vater, Dr. habil. H.-P. Fink, auch für hilfreiche fachliche Diskussionen über physikalische Aspekte dieser Arbeit.

Erklärung

„Ich, Tobias Fink, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: **Entwicklung und Anwendung einer Methode zur Kaukraftmessung** selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Teltow, den 9.11.2006

L e b e n s l a u f

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht mit veröffentlicht.

1 Einleitung

Spätestens seit der Einführung moderner und ästhetisch hochwertiger Materialien, wie den Kompositen und Keramiken kam es immer wieder zu kontroversen Diskussionen über deren Indikationsbereich. Dabei sind insbesondere Fragen zu den Materialeigenschaften, wie Haftwert, E-Modul, Bruchfestigkeit, praktisch unumstritten gelöst.

Warum kommt es dann aber immer wieder zu Keramikabplatzungen, Zahn- oder Materialfrakturen an Inlays, Kronen oder Brücken?

Die Antwort auf diese Frage ist vielschichtig. Sicherlich gibt es, angefangen von der Präparation der Zähne durch den Zahnarzt über die Auswahl der Materialien bis hin zur zahntechnischen Verarbeitung, eine Reihe von Fehlerquellen, die sich im schlimmsten Fall summieren und zum Misserfolg führen können. Natürlich ist es möglich, die Verarbeitungsfehler zu minimieren und somit eine hochwertige und langlebige Konstruktion herzustellen.

Der Behandlungserfolg wird allerdings auch von einer zweiten Komponente stark beeinflusst. Nämlich dem, was allgemein als „Erfahrung“ beschrieben wird. Gemeint ist die Erfahrung des Zahnarztes und nicht zuletzt des Zahntechnikers bei der Entscheidung, ob bestimmte Therapiemittel noch eingesetzt werden können. Dabei geht der Trend bei modern ausgebildeten Zahnärzten zur zahnschonenden Versorgung, um mögliche Schäden am Zahn zu vermeiden. Der Zahntechniker hingegen wird immer die Stabilität seiner Arbeit im Vordergrund sehen und eher großzügigere Präparationen fordern.

Es zeigt sich also, dass das, was als Erfahrung bezeichnet wird, nichts anderes ist, als eine grobe Abschätzung der Belastungsverhältnisse im Munde des Patienten, aus denen mögliche Therapien abgeleitet werden.

Diese Entscheidung, die von Zahnarzt zu Zahnarzt unterschiedlich ausfällt, bestimmt zum Teil maßgeblich über den Behandlungserfolg. Wäre es möglich, Kraft bzw. Druck an beliebigen Stellen des Mundes zu messen, könnte eine Vorhersage für benötigte Materialstärken und -formen gemacht werden, ohne auf subjektive Einschätzungen vertrauen zu müssen.

2 Literatur

2.1 Kaugvorgang

2.1.1 Skelettale Strukturen

Zu den skelettalen Strukturen, die das Kauen ohne künstliche Hilfsmittel ermöglichen, zählen die Zähne, die Knochen, die Verbindung zwischen Zähnen und Knochen sowie die Verbindung der Knochen untereinander. Das Kiefergelenk soll im nachfolgenden Kapitel behandelt werden.

Die am Kaugvorgang beteiligten Knochen sind fest, gelenkig oder muskulär mit dem Schädel verbunden. Dabei treten alle Knochen außer dem Os mandibulare und dem Os hyoideum paarig auf.

Das fest mit dem Schädel verbundenen Os maxillare und das bewegliche Os mandibulare tragen die Zähne. Os temporale, Os frontale, Os zygomaticum, Os sphenoidale, Os mandibulare und Os hyoideum stellen Ansatz- und/oder Ursprungspunkt der Kaumuskulatur dar.

Das Os mandibulare ist artikulär (siehe 2.1.2), muskulär (siehe 2.1.3) sowie über das Ligamentum sphenomandibulare und das Ligamentum stylomandibulare mit den Schädelknochen verbunden. Die Mandibula weist eine äußerst dicke Kompakta auf, ist aber trotzdem in sich flexibel und biegsam.

Das Os maxillare, das unbeweglich mit dem Schädel verwachsen ist, hat gegenüber dem Os mandibulare eine vergleichsweise dünne Kompakta. In ihr überwiegt der spongiöse Knochenanteil. Aufgrund der trajektorie, also entsprechend den Hauptbelastungslinien, angeordneten Spongiosa ist seine Festigkeit aber sehr hoch. Das Os maxillare zeigt kaum elastisches Verhalten.

Das Zungenbein (Os hyoideum) nimmt durch seine Lage und Verbindung mit den verschiedensten Muskeln (M. stylohyoideus, M. mylohyoideus, M. sternohyoideus, M. omohyoideus, M. geniohyoideus, M. digastricus) eine zentrale Rolle bei der Senkung des Unterkiefers ein.

Die Zähne des Ober- und Unterkiefers sind in den Alveolen der Maxilla und Mandibula über desmodontale Fasern befestigt. Diese Fasern bestehen aus verschiedenen Kollagentypen und sind radiär (Zahnhalss, Wurzelspitze) oder schräg zur Wurzeloberfläche angeordnet. In unbelastetem Zustand sind die Fasern gewellt. Erfährt der Zahn eine Auslenkung, z.B. Intrusion, spannen sich die Fasern. Die physiologische Intrudierbarkeit wird mit 20-25 µm angegeben, die horizontale Auslenkung mit 40-60 µm [52].

2.1.2 Artikuläre Strukturen (Kiefergelenk)

Das Kiefergelenk besteht aus der Fossa mandibulare, dem Kondylus, dem Diskus sowie der Gelenkkapsel. Die Fossa mandibulare befindet sich an der Unterseite des Arcus zygomaticus und wird nach anterior vom Tuberculum articulare begrenzt. Der knorpelige Discus articulare liegt als Polster zwischen Kondylus und Fossa und trennt das Gelenk in einen oberen und unteren Spalt. Der Discus ist mit der Kapsel verbunden, die das Gelenk umgibt. An seiner vorderen Seite setzen Fasern des M. pterygoideus lat. an. In der Gelenkkapsel befindet sich Synovia, die für reibungsarme Gelenkbewegungen sorgt.

Aufgrund der Beweglichkeit des Discus und der Mandibula sind neben reinen Drehbewegungen auch Gleitbewegungen des Kondylus möglich.

2.1.3 Muskuläre Strukturen

Es wird unterschieden in Muskeln zur Mundöffnung und zur Schließung.

Die Mundöffnung wird dabei von M. temporalis, M. masseter und M. pterygoideus medialis bewerkstelligt. Zur Schließung treten neben indirekt wirkenden Muskeln der M. digastricus und der M. pterygoideus lateralis in Erscheinung.

Der M. temporalis entspringt breitbasig an der Fossa temporalis und setzt am Processus coronoideus, der Vorderkante des aufsteigenden Ramus mandibulae

sowie mit wenigen Fasern an der Kiefergelenkkapsel an. Entsprechend der Verlaufsrichtung der Muskelfasern wird er in einen vorderen, mittleren und hinteren Teil gegliedert. Der M. temporalis ist neben der Entwicklung der Kaukraft (senkrechte Fasern, vorderer Teil) hauptsächlich für die Stellung des Unterkiefers verantwortlich.

Unterschieden wird bei der Betrachtung des M. masseter die Pars superficialis und die Pars profunda. Die Pars superficialis entspringt an den vorderen zwei Dritteln des Jochbogens. Nach schrägem Verlauf nach hinten inseriert er an Angulus und Ramus mandibulae. An der medialen Fläche des Proc. zygomaticus des Os temporale entspringt die Pars profunda um nach senkrechtem Verlauf am Ramus mandibulae und an der Basis des Proc. coronoideus anzusetzen. Der M. masseter fungiert als starker Heber des Unterkiefers, aufgrund der Anordnung der beiden Muskelteile werden ihm weiterhin latero- und protrusive Funktionen zugesprochen.

Der M. pterygoideus medialis entspringt in der Fossa pterygoidea und inseriert an den medialen Seiten des Ramus und Angulus mandibulae. Er verläuft nach unten hinten. Der M. pterygoideus medialis hat einen fast spiegelbildlichen Verlauf und Ansatz wie der M. masseter. Die Hauptfunktion des M. pterygoideus medialis ist die Hebung des Unterkiefers.

Der zweiköpfige M. pterygoideus lateralis liegt in der Fossa infratemporalis. Der untere Kopf entspringt an der lateralen Fläche der Lamina lateralis des Proc. pterygoideus und inseriert nach dorsocranialem und lateralem Verlauf in der Fovea pterygoidea des Proc. condylaris mandibulae. Der obere Kopf setzt nach Insertion an der Facies infratemporalis der Ala major ossis sphenoidalis an der Kapsel des Kiefergelenks und des Discus articularis an. Der M. pterygoideus lateralis ist für Öffnungs-, Laterotrusions- und Protrusionsbewegungen verantwortlich.

Der „zweibäuchige“ M. digastricus setzt sich aus Venter anterior und Venter posterior zusammen. Der Ursprung des hinteren Teils liegt an der Incisura mastoidea medial des Proc. mastoideus des Os temporale. Die beiden Muskelbäuche sind dabei durch eine lange Sehne verbunden, die am Os hyoideus mittels einer Schlinge der Fascia cervicalis befestigt ist. Der vordere Bauch inseriert in der Fossa digastrica. Der Venter anterior wird, wie alle bereits genannten Kaumuskeln von einem Ast des N.

Mandibularis innerviert. Der Venter posterior wird als einzige Ausnahme von einem Ast des N. facialis versorgt. Beide Bäuche sind bei der Öffnung sowie Pro-, Re- und Laterotrusion beteiligt. Dabei stabilisiert er unter anderem das Zungenbein und hilft damit die Wirkung der supra-, infra- und subhyoidalen Muskulatur zu ermöglichen [7].

2.1.4 Kaubewegungen

Durch das Zusammenspiel der genannten Teile des orofazialen Systems kann es zu regulären Kaubewegungen kommen. Zum einen erfolgt die Steuerung über das kortikale motorische Zentrum und zum anderen über das limbische System (amygdaloid-hypothalamisches System). Dabei beeinflussen folgende Afferenzen die Kaubewegung: Muskelafferenzen, Kiefergelenkafferenzen, Weichgewebsafferenzen, Parodontalafferenzen, Pulpaafferenzen und Pharyngealafferenzen. Diese Afferenzen können mechanische, thermische und algetische Sensationen weiterleiten und damit den Kauvorgang modulieren. Sie dienen als Schutz vor Überlastung [46].

Die Kaubewegung ist Ergebnis der Aktivität aller beteiligten Muskeln im Rahmen der oben genannten regulatorischen Rückkopplungen. Dabei kann die maximale physiologische Exkursion des Unterkiefers anhand des Posselt-Diagramms (Abbildung 1) veranschaulicht werden. Das Diagramm zeigt die Hüllkurve der maximalen Exkursionsbewegungen des Unterkiefers projiziert auf die Sagittalebene. Rotations- u. Gleitbewegungen im Kiefergelenk sowie die Anzahl und Form der Zähne beeinflussen das Aussehen der Kurve [34].

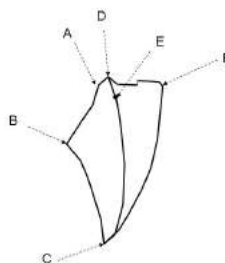


Abbildung 1: Posselt-Diagramm A – retrudierte Kontaktposition, B – Endpunkt der reinen Scharnierbewegung, C – maximale Kieferöffnung, D- maximale Interkuspitation, E – Ruheschwabe, F – maximale Protrusion unter Zahnkontakt

2.2 Begriffsbestimmung Kaukraft, -last, -druck

Aufgrund der recht uneinheitlichen Verwendung der Begriffe Kaukraft, Kaudruck, Kieferschlusskraft, Kaulast sowie der Vielzahl an Maßeinheiten soll im Folgenden näher hierauf eingegangen werden.

Kaukraft, Kaulast und Kieferschlusskraft werden in der Literatur häufig synonym für die auf einzelne Zähne, den Zahnbogen oder die Kiefer wirkende Kraft verwendet. „Kraft ist eine vektorielle Größe und ein Maß für die mechanische Einwirkung auf einen Massenpunkt oder Körper von seiten anderer Körper oder Felder. Eine Kraft ist vollständig bestimmt, wenn man ihren Absolutbetrag, ihre Richtung und ihren Angriffspunkt kennt“ [43]. Vektoren können als Pfeil dargestellt werden. Der Pfeil gibt dabei die Richtung, Größe und Ursprung der Kraft an.

Kräfte können zur Änderung des Bewegungszustandes oder der Deformation von Gegenständen führen. Die Ursache der Kräfte beim Kauen oder Kieferschluss sind die physikochemischen Vorgänge in den Kaumuskeln, die zu einer Kontraktion führen. Da die verschiedenen Muskeln nicht an ein und demselben Punkt angreifen und auch unterschiedliche Beträge und Richtungen haben, gilt: die resultierende Kraft für einen beliebigen Punkt eines starren Körpers berechnet sich aus der Summe der einzelnen Kraftvektoren $(\vec{F}_1, \vec{F}_2, \vec{F}_3, \dots, \vec{F}_n)$.

$$\vec{F} = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i$$

Die Resultierende dieser Kräfte führt also zu a) einer Bewegungsänderung des Unterkiefers relativ zum Oberkiefer, b) zu einer (meist elastischen) Deformation der orofazialen Gewebe, z.B. Stauchung, Torsion oder c) zur elastischen/plastischen Deformation bzw. zum Bruch von Gegenständen, z.B. Nahrung, zwischen den Kiefern.

In älteren Publikationen wird die Kraft häufig in der Maßeinheit [kg] angegeben. Bis zur Mitte des 17. Jahrhunderts war der Kraftbegriff wie er heute existiert, weitgehend unbekannt. Erst die Newtonschen Bewegungsgesetze von 1687 gaben dem Begriff Kraft die heutige Bedeutung. Die angegebenen Kraftwerte in [kg] beschreiben, insbesondere in den Versuchen mit Gewichten, eine der Gewichtskraft der

Probekörper entgegenwirkende Kraft – die Kieferschlusskraft. Folgende Gleichung soll dies verdeutlichen:

$$-\vec{F}_{\text{Kieferschuß}} = \vec{F}_{\text{Gewicht}} \quad \text{u.}$$

$$\vec{F}_{\text{Gewicht}} = m_{\text{Gewicht}} \times a_{\text{Gravitation}}$$

Da die Gravitationsbeschleunigung rund $9,81 \text{ m/s}^2$ beträgt, entspricht 1 kg rund 9,81 N.

Einige Autoren nutzten auch das durch das SI-System abgeschaffte Kilopond [kp] um Kräfte zu quantifizieren. Dabei entspricht 1 kp der Gewichtskraft von 1 kg auf der Erdoberfläche, also 9,81 N.

Die Kaulast ist, wenn der Begriff Last wörtlich genommen wird, als Kaudruck zu definieren, auch wenn sie häufig mit der Kaukraft gleichgesetzt wird.

Der Druck ist der Definition nach der Quotient aus der Kraft und der Fläche. Er wird in der Zahnmedizin fast ausschließlich in [MPa] angegeben. Dabei entspricht 1 MPa der Wirkung von 1 N auf eine Fläche von 1 mm^2 . Im angelsächsischen Raum wird der Druck auch gelegentlich in kg/mm^2 angegeben. 1 kg/mm^2 entspricht 9,81 MPa.

2.3 Methoden zur Kaukraftbestimmung

Veröffentlichte Angaben zur Kaukraftmessung reichen bis in das 17. Jahrhundert zurück und sind bis heute Gegenstand der Forschung. Nachfolgend soll eine Aufstellung der Messmethoden gegeben werden. Es wurde eine Einteilung nach dem grundlegenden Messprinzip wie:

- mechanische,
 - direkt elektrische/elektronische,
 - indirekt elektrische/elektronische und
 - photometrisch/chemische
- vorgenommen.

Weiterhin soll auf die Bestimmung der Kaukraft mithilfe von Modellen eingegangen werden.

Im Anschluss soll eine Aufstellung der ermittelten maximalen Kaukräfte gegeben werden.

2.3.1 Mechanische Messmethoden

Einen guten Überblick über mechanische Methoden hat Uhlig gegeben [126].

Hieraus geht hervor, dass bereits im Jahre 1681 „... sich hieran wohl der Anatom BORELLI versuchte. Er legte bei geöffnetem Mund eine Schlinge über die unteren

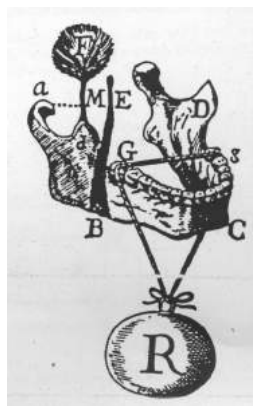


Abbildung 2: Messanordnung zur Bestimmung der Kieferschlusskraft von Borelli (1681) aus [93]

Molaren, band sie unter dem Kinn zusammen und befestigte daran ein Gewicht.“
[126] (Abbildung 2)

Gegen Ende des 19. Jahrhunderts benutzte SAUER einen ähnlichen Versuchsaufbau. „Statt einer Schlinge legte er einen Stahlstab auf die unteren Molaren, an dem er unter dem Kinn ein Gewicht anbrachte.“ [126] Das gleiche Prinzip nutzte ROSENTHAL, der die Ergebnisse von SAUER bestätigen konnte. Hohe Werte ergaben sich unter anderem dadurch, dass die Patienten ihre Nackenmuskulatur mit einsetzten. [126]

Einem anderen Prinzip folgten die Kraftmessungen DIETZES und HABERS (Abbildung 3). DIETRICH überprüfte und verglich 1928 die Kaudruckmesser der beiden Wissenschaftler [18]. Deren als Gnathodynamometer bezeichneten Messgeräte bestanden aus zwei Platten, die durch Federn auseinander gehalten wurden. Durch Schließen der Zahnreihen wurden diese Platten entgegen der Federkraft einander angenähert. Ein aus dem Mund herausragender Zeiger gab auf einer Skala die Größe der aufgewendeten Kraft an.

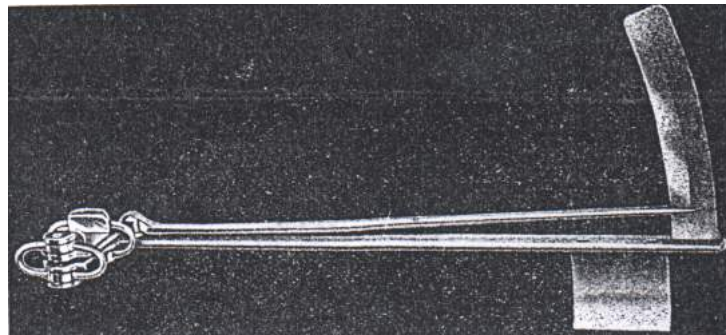


Abbildung 3: Kaudruckmesser nach Haber aus [18]

DIETZES Gerät konnte dabei nur zwischen wenigen Antagonisten messen, während HABERS Apparatur Auflagefläche für den gesamten Zahnbogen bot. Trotz guter Reproduzierbarkeit der Messergebnisse verwies DIETRICH auf die Nachteile der Geräte. Zum einen, dass die quantitative Kaukraftbestimmung nicht möglich war und zum anderen, dass die relative Höhe der Kaukraft von der Beschaffenheit der Aufbißmaterialien (Gummi/Metall) abhing. So erreichten die Probanden bei Messung an Aufbißschienen aus Gummi höhere Kaukräfte als an metallischen Probekörpern. Diese Beobachtung DIETRICHS sollte Jahre später bestätigt werden [89].

SCHWANDNER und LICKTEIG benutzten intraorale Ölstempel mit extraoralen Manometeranzeigen um Kieferschlusskräfte zu bestimmen [126]. Ihre Apparatur war damit leichter und kleiner als die Gnathodynamometer.

KÖHLER, ETLING und SCHÖNWALD (1922) werteten Kugeleindrücke in eine Bleiplatte ähnlich der Brinellschen Härtemessung aus [126].

REDTENBACHER (1964) nahm dieses Prinzip auf und konstruierte ein eigenes Gerät zur Kraftmessung. Die Brinellkugel befand sich an der Stirnfläche eines Vollzylinders, der wiederum in einen einseitig offenen Hohlzylinder geschoben wurde. Am Boden des offenen Zylinders befand sich ein Metallplättchen das der Druckaufnahme diente. Als Metall kamen Kupfer und Zinn zum Einsatz.

Die Kraftmessung entsprach einer „reziproken Brinellhärtebestimmung“, bei der die bekannten Größen wie Härte des Plättchens, Durchmesser der Kugel sowie Durchmesser des Kugelabdrucks der Kraftberechnung dienten [96].

LAUER ET AL. (1992) beschrieben in ihrer Arbeit eine Messapparatur mit Ringdynamometer. Das Messsystem bestand dabei aus zwei zueinander parallelen Bissgabeln, zwei Hebelarmen und einem Ringdynamometer mit Messuhr. Die beiden Bissgabeln, deren Abstand 7 mm betrug, dienten als Aufbissfläche für die Zahnreihen. Über die Hebelarme wurde die Kraft an das Ringdynamometer übertragen, das sich verformte. Mithilfe der Messuhr konnte der Grad der Verformung angezeigt werden. Die als Skalenwert erhaltenen Verformungen wurden mit Hilfe einer Kalibriertabelle in Kräfte umgerechnet [59].

Ähnlich ging FONTIJN-TEKAMP (1998) vor. Die von JONKMAN und PLOOIJ (1992) entwickelte Bissgabel sperrte dabei den Biss um 23,5 mm [25]. FONTIJN-TEKAMP fand, dass die Apparatur mit Bissgabel genauere Werte lieferte, als ein Kraftaufnehmer mit Dehnungsmessstreifen, die noch näher besprochen werden sollen.

2.3.2 Direkte elektrische/elektronische Messmethoden

In den frühen 50er Jahren erschienen erste Veröffentlichungen über Messapparaturen auf Basis elektrischer bzw. elektronischer Messmethoden. UHLIG stellte Messungen mit einem 10 mm dicken Messkopf an. Der Messkopf bestand aus einer Metallkapsel, die sich unter Kraftereinwirkung verformte. Diese Verformung änderte innerhalb der Messdose den Abstand zwischen einer Spule und einem Magneten. Ein isoliertes Kabel koppelte den Messkopf mit dem extraoralen Signalverarbeitungssystem, in welchem ein elektrischer Schwingkreis durch den veränderten induktiven Widerstand moduliert wurde. An einem eigens geeichten Voltmeter konnte die entsprechende Kraft abgelesen werden.

Nachteilig wirkte sich, wie UHLIG erklärte, die große Bauhöhe des Messkopfes aus [1].

Ludwig (1975) nutzte eine ähnlich aufgebaute Messdose, um Kaukräfte an verschiedenen Orten innerhalb des Zahnbogens zu messen [62].

Das Potential der elektrischen Messung erkannten HOWELL [41], BRUDEVOLD [13, 41], MANLEY, Yurkstas, Curby und Anderson [3-5]. Ihnen gelang es erstmals, Aufzeichnungen der Kaukraft zu erhalten, ohne den Biss zu sperren. Sie zeichneten die Kaukraft mithilfe von Dehnungsmessstreifen, kurz DMS, auf.

DMS sind dünne elektrische Leiter oder Halbleiter welche unter bestimmten Bedingungen (Kraftereinwirkung, Druck, Temperatur) ihren Widerstand ändern. Der Widerstand R eines elektrischen Leiters hängt dabei von seiner Länge l , dem Querschnitt q sowie des spezifischen Widerstandes ρ ab. Dabei ist der spezifische Widerstand eine materialgebundene Konstante.

$$R = \frac{l}{q} \rho \quad (1)$$

bei einem runden Leiter mit dem Radius r und

$$q = r^2 \pi \quad (2)$$

ergibt sich aus (1) u. (2)

$$R = \frac{l}{r^2 \pi} \rho \quad (3)$$

Wird dieser Leiter nun gedehnt, beispielsweise durch eine Kraft senkrecht zur Längsachse, kommt es zu einer Längen- und Querschnittsänderung. Der Radius verkleinert sich durch den Druck, während sich die Länge des Leiters erhöht. Diese bewirkt wie in Gleichung 3, Seite 15 ersichtlich eine Widerstandserhöhung, welche über eine elektrische Schaltung, z.B. Wheatstonsche Brücke, an einem Spannungsmesser sichtbar gemacht werden kann. Dabei ist die Widerstandsänderung annähernd linear der Druckänderung [102]. Die Nicht-Halbleiter-DMS werden in Draht-, Folien- und Dünnschicht-DMS eingeteilt. Diese unterscheiden sich in Herstellung und Bauhöhe.

Bei den Halbleiter-DMS, beispielsweise aus Germanium oder Silizium, ändern sich unter Dehnung die Bandabstände und Dichte der Ladungsträger. Durch eine entsprechende elektrische Verschaltung kann ihre relative Widerstandsänderung bis zu 220mal größer werden, als die ursächliche Dehnung.

Um Messfehler von DMS unterstützten Geräten zu minimieren, ist es wichtig, Störgrößen, wie Temperaturänderung, Feuchtigkeitseinfluss sowie mangelnde Verbundfestigkeit zum Prüfkörper, rechnerisch zu korrigieren oder auszuschließen. DMS bzw. dehnungsabhängige Widerstandsänderung von Leitern sind seit dem Ende des 19. Jahrhunderts bekannt, Halbleiter-DMS wurden erst ab Mitte der 60er Jahre industriell gefertigt und genutzt.

ROHRBACH [98] und EICHNER [19, 20, 98] entwickelten 1958 eine Messdose auf dem Wirkprinzip der DMS. Diese Messdose hatte eine sehr geringe Bauhöhe und konnte temporär in Brücken verankert werden.

Diese Messdosen ermöglichten die Messung in Kieferschlusslage sowie die Aufzeichnung während des Kauvorgangs mit und ohne Nahrung.

Insgesamt sind Messungen mit DMS gestützten Systemen die am häufigsten verwandten und beschriebenen Methoden zur Kaukraftmessung [14, 19-22, 24, 25, 28, 29, 32, 42, 44, 47, 48, 54, 55, 71, 72, 77, 81, 88, 89, 95, 98, 103, 116, 117, 123].

Die Miniatursensoren wurden unter anderem in Schienen [41], in Implantatabutments [44, 77, 103], an Prothesenbasen [53] sowie in Kronen [3] und Brücken [63] zur Messung der Kaubelastungen integriert.

Exemplarisch für die Verwendung der Halbleiter-DMS sei die Arbeit von FLØYSTRAND genannt. Er integrierte den Siliziumsensor in einer kleinen Bissgabel. Der Vorteil der Halbleiter-DMS-Technik gegenüber der konventionellen Technik ist in einer noch kompakteren Bauform und einer besseren Auflösung der gemessenen Kräfte zu sehen [23].

Die DMS wurden dabei nicht nur intraoral, sondern auch bei ähnlich den unter 2.1.1 beschriebenen Bissgabeln und Manometern an Stelle der rein mechanischen Kraftmesser eingesetzt.

Ähnlich den DMS wurden piezoelektrische Sensoren zur Kaukraftmessung eingesetzt. Das piezoelektrische Prinzip beruht auf der Beobachtung, dass bestimmte aus Ionen aufgebaute Kristalle (Quarze) an ihren Grenzflächen elektrische Ladungen aufbauen, wenn sie in bestimmten Richtungen Druck- oder Zugkräfte erfahren. Die Deformation der Kristalle führt zu einer Dipolbildung bzw. zur Änderung bestehender Dipole im Inneren des Kristalls, so dass an der Oberfläche eine Aufladung entsteht. Dieser Ladungsunterschied an der Oberfläche kann mit Hilfe eines Voltmeters sichtbar gemacht werden [12].

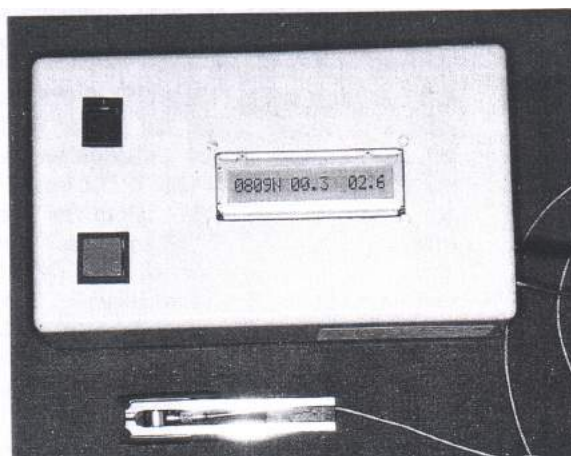


Abbildung 4: Kaukraftmesser von WALTIMO aus [130]

WALTIMO [130] entwickelte ein Gerät (Abbildung 4), das die Kaukraft über eine Bissgabel mit Piezoelement aufnahm. Via Kabel wurde die Spannungsänderung an

ein Tischgerät weitergeleitet. WALTIMO betonte den in seinen Kalibrierungsmessungen gefundenen hohen Messbereich (0-500N), sowie die hohe Genauigkeit.

PISTNER der eine Messdose benutzte, wies auf eine hohe Empfindlichkeit des Sensors (0,01N) hin. Weiterhin stellte er eine starke Temperaturabhängigkeit fest. Aus diesem Grund integrierte er eine Heizvorrichtung, die eine Konstante Temperatur von 32°C garantierte [93]. WALTIMO und Lassila berichteten über keine derartigen Probleme [58].

PALLA [87] beschrieb das von GRAF ET AL. entwickelte dreidimensionale Messsystem, das Geräten zur Stütz-Stift-Registrierung ähnelt. Der Messsensor der in drei Achsen (x,y,z) Kräfte aufzeichnen konnte, war dabei in der Mitte einer Aufbisschiene eingelassen.

Eine in eine Schiene eingelassene Piezofolie wurde von TAKEUCHI [115] untersucht. In einer Studie verglich er dieses neuartige System, ISFD (intrasplint force detector) mit elektromyographischen Messwerten. Dabei kam er zu dem Schluß, dass langanhaltende Kräfte nicht zuverlässig aufgenommen werden können. Kurze Beiß- und Knirschbewegungen hingegen konnten hinreichend genau detektiert werden. Leider gab er keine konkreten Angaben zum Design der Folie.

1987 kam ein anderes, bis zur Serienreife geführtes System auf den Markt. Das T-Scan System (Tekscan Inc., South Boston, USA) besteht aus einer Kunststofffolie (Abbildung 6) in Größe des Zahnkranzes, einem Folienhalter und einem, per Kabel, verbundenen Kleinrechner mit Monitor und Drucker (Abbildung 5). Leiterbahnen die im Inneren der Folie in Spalten und Zeilen übereinander liegen, sind an ihren Kreuzungspunkten durch eine Halbleiterschicht voneinander getrennt [120]. Somit entstehen etwa 1500 druckempfindliche Punkte, wie radiologisch nachgewiesen wurde [104]. Bei Belastung dieser Punkte wird die elektrische Widerstandsänderung der Halbleiterschicht mit Hilfe des angeschlossenen Computers ausgewertet und als einheitsloser Zahlenwert (Balken) in einem Zahnschema wiedergegeben.

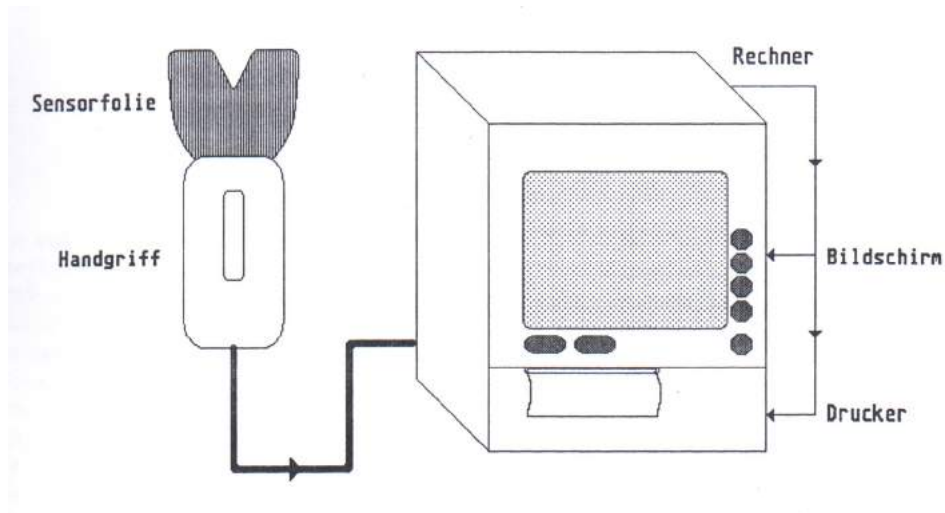


Abbildung 5: T-Scan System aus [11]

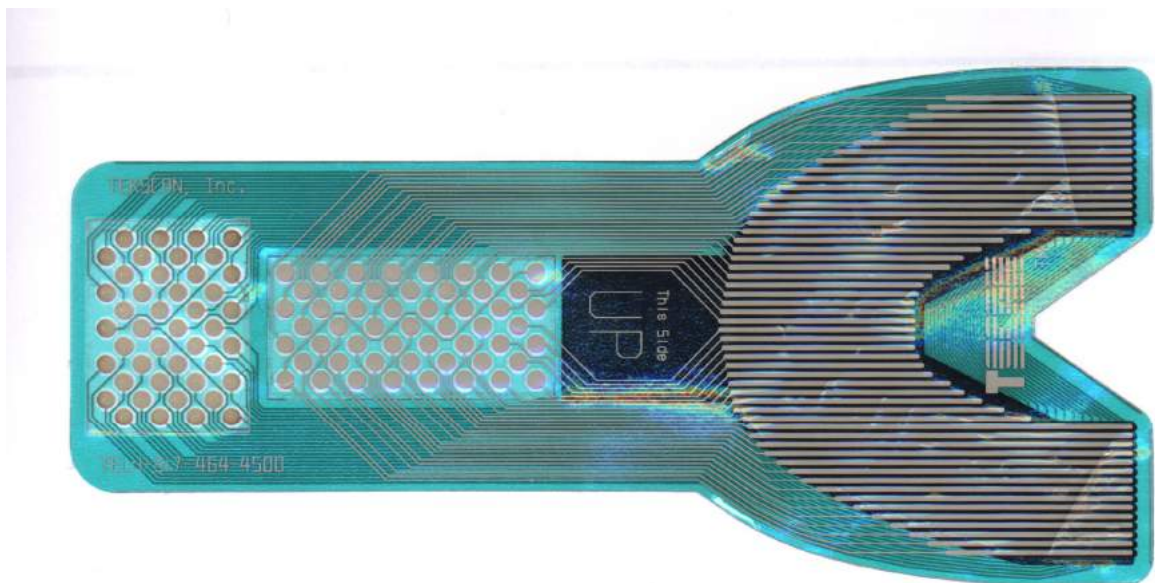


Abbildung 6: T-Scan II Sensorfolie

Die Angaben zur Foliendicke schwanken zwischen 60 μm [64] in Bereichen ohne Leiterbahnen und 120 μm [124], im Mittel aber 95 μm [104].

Die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse wurde von einigen Autoren als zu gering erachtet. Bemängelt wird die schlechte örtliche Auflösung [90, 91, 129], die schlechte Reproduzierbarkeit von Kontaktpunkten [90, 91], die schwankende Empfindlichkeit [90, 91, 99, 101], Unterschiede zwischen verschiedenen Sensorfolien [90, 91, 99] sowie die zu hohe Dicke der Folie [90, 91]. Grund für die Nachteile sehen die Autoren in dem schlechten Verhältnis von 0,44 zwischen sensitiven und

nichtsensitiven Bereichen auf der Messfolie, d.h. in weniger als 50% der Folienareale wird ein entsprechend kleiner Kontakt überhaupt wahrgenommen [90].

Die übereinstimmende Empfehlung der Autoren ist, die Folie zur übersichtmäßigen Darstellung von statischen und dynamischen Okklusionskontakten [90, 129], zur Patientenunterweisung [91] und in Kombination mit anderen Messapparaturen, wie z.B. Dehnungsmessstreifen [101] zu verwenden.

MANESS als Mitentwickler des T-Scan-Systems empfiehlt das Messgerät zur quantitative Datengewinnung [65], zum Verständnis von Diagnose und Behandlung von Okklusionsstörungen [64], bzw. als Hilfsmittel zum Screening von Zahnkontakten [66].

1997 wurde T-Scan durch T-Scan II abgelöst. Die Veränderungen beschränkten sich dabei auf eine verbesserte Nutzbarkeit (USB-Anschluß, neue Software, leichter Folienhalter) sowie Modifikationen im Sensorbereich [121].

2.3.3 Indirekte elektrische/elektronische Messmethoden

Zu den indirekten Messmethoden sollen solche gezählt werden, die nicht unmittelbar eine Kraftereinwirkung auf ein Messgerät erfahren, sondern über andere mehr oder weniger kraftabhängige Messgrößen zu Aussagen über die Kaukraft gelangen.

Als erstes sei hier das Elektromyogramm genannt, kurz EMG. Das EMG erfasst die Aktionspotentiale der Muskeln und gibt diese als Funktion der Zeit wieder. Diese Aktionspotentiale können durch Elektroden abgeleitet werden [125]. Es wird zwischen invasiver Ableitung, z.B. Nadel-, Haken- oder Drahtelektroden, und Oberflächenableitung unterschieden. Die Elektroden (Messelektroden, Referenzelektroden) sind mit einem Verstärker verbunden. Die verstärkten Signale werden dann an entsprechenden Ausgabegeräten (Bildschirm, Drucker) betrachtet und ausgewertet. Da in den meisten Untersuchungen Summenaktionspotentiale aufgezeichnet werden, kann nur durch eine Veränderung des Gesamtpotentials auf eine entsprechende Muskelaktivität geschlossen werden. Einzelne Aktionspotentiale

werden nicht abgeleitet, da dafür Nadelelektroden in mikroskopischer Größe verwendet werden müssen. Um nun von erfassten Potentialen auf Kräfte schließen zu können, wurden Korrelationen zwischen Kaukraft, die mit den aus 2.3.1, 2.3.2 u. 2.3.4 beschriebenen Methoden ermittelt wurde, und EMG-Aktivität vorgenommen. Die Eichkurven (Kraft vs. Potential) ließen auf lineare [94], teilweise lineare oder nichtlineare (Polynom zweiten Grades) [85] Zusammenhänge schließen. Außerdem ist bekannt, dass sich bei ermüdendem Muskel die Zusammenhänge zwischen Kraft und Summenpotential verändern [60]. DE BOEVER leitete 1978 Potentiale von M. masseter und M. temporalis über subkutane Hakenelektroden aus Platin ab [17]. Diese in dieser Form einzigartige Untersuchung war durch ihren Versuchsaufbau den Untersuchungen mit oberflächlichen Ableitungen in gewissen Punkten überlegen. So haben alle oberflächlichen Potentialableitungen einen systematischen Fehler, der durch die inkonstante Hautleitfähigkeit bedingt ist. Die Leitfähigkeit wird maßgeblich von der Schweißproduktion, Behaarung sowie der Haut- und Unterhautdicke und deren Zusammensetzung (Fettanteil) bestimmt [17, 122]. DE BOEVERS konnte diese Fehlerquellen ausschließen. Aufgrund der invasiven Technik, die schmerzhaft und risikobehaftet ist, können gleichartige Reihenuntersuchungen mit mehreren hundert Probanden nicht vorgenommen werden. Aber auch die durch direkte Ableitung erzielten Werte sind nicht immer zuverlässig und reproduzierbar, da die Höhe der Potentialwerte, ebenso wie die der Oberflächenableitung, stark von der Position der Elektroden abhängt. OTT schlägt vor, die Positionen der Elektroden durch Tätowierung (temporär) zu markieren [85]. Eine weitere Fehlerquelle bei den zum Teil stark streuenden Angaben der Autoren kann auch die Positionen der Erdungselektrode, die an der Stirn [122, 127], am Ohr [17], am Hals [30] und am Nacken [37, 117, 118, 128] angebracht wurden, darstellen. Einige Autoren verzichteten ganz auf Angaben zur Positionierung der Referenzelektrode [39, 67, 85, 94, 105, 106, 114, 122]. Auch elektromagnetische Wellen, wie sie heute verstärkt auftreten (Mobiltelefon, Radio, Fernsehen, kabellose Netzwerke, etc.) können zu einem erhöhten Rauschen bei der elektromyographischen Messung führen. Nur wenige Autoren haben diesem Umstand Rechnung getragen und Gegenmaßnahmen, wie z.B. Messung in abgeschirmten Räumen, ergriffen [17, 67, 85].

TORTOPIDIS beschreibt 1998 die akustische Myographie (AMG) am M. masseter. AMG, oder auch Phonomyographie (PMG), beruht dabei auf der Beobachtung, dass Muskeln bei der Kontraktion Geräusche einer niedrigen Frequenz abgeben. Diese Frequenz liegt zwischen 6-100 Hz [60, 122]. Der Mechanismus der Entstehung der Töne ist unklar. Es wird aber vermutet, dass transversale mechanische Schwingungen bei einer bestimmten Resonanzfrequenz des Muskels auftreten. Diese Resonanzfrequenz ist abhängig von der Festigkeit des Muskels, die wiederum in den unterschiedlichen Kontraktionszuständen variiert. Die Geräusche können mit einem entsprechend empfindlichen Mikrofon aufgezeichnet werden. PETITJEAN konnte eine Korrelation zwischen AMG-Signal und Kraft bzw. Muskelspannung nachweisen [92]. TORTOPIDIS zeigt eine Linearität zwischen 25-75% der Maximalkraft und weist darauf hin, dass das AMG-Signal bei Überschreiten von 75% der Maximalkraft keine Änderung mehr erfährt. Fehlerquellen sieht er in einem zu hohen Druck zwischen Mikrofon und Muskel, der die Signalamplitude beeinflusst sowie der schwierigen Positionierung des Mikrofons, da maximale Signalstärke nur über dem Muskelbauch messbar ist [122]. Die AMG ist eine am stomatognathen System äußerst selten angewandte Methode [60, 122], deshalb sind die Ergebnisse wohl mit Vorsicht zu betrachten.

Der Vollständigkeit halber soll hier noch die Schallleitungsmessung („Sound transmission“) genannt werden. Diese Methode wurde von CONANT (1962) [15] und GIBBS ET AL. (1977/82) [30, 31] beschrieben.

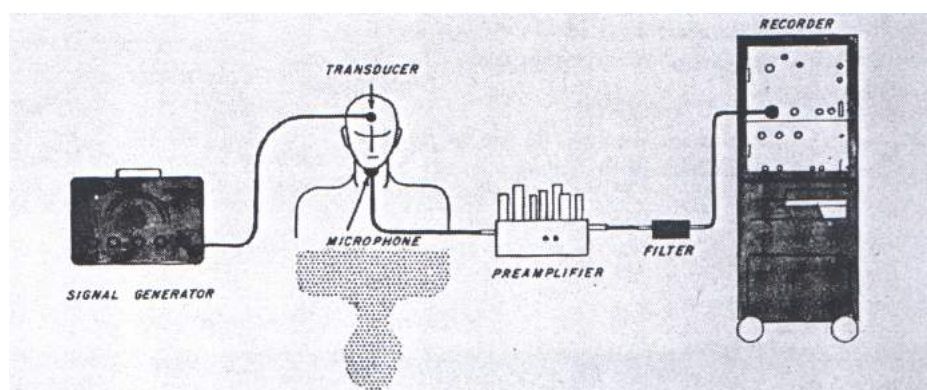


Abbildung 6: Versuchsaufbau von CONANT (1962) aus [15]

Dabei werden dem Patienten ein Schallsender an der Stirn und ein Schallempfänger (Mikrofon) am Kinn befestigt (Abbildung 6). Der vom Schallgenerator erzeugte und vom Sender abgegebene Impuls hat eine Frequenz von 1000-2500 Hz. Die Schallwellen sollen vom Os frontale über das Os maxillare, die Ober- und Unterkieferzähne (in Schlussbissstellung) auf das Os mandibulare übergehen, ehe sie vom Schallempfänger aufgenommen werden. Die aufgenommenen Schwingungen werden im Empfänger in elektrische Signale umgewandelt. Die elektrischen Signale passieren dann einen Verstärker und Filter, um von einem Drucker aufgezeichnet werden zu können. GIBBS ET AL. korrelierten die gemessenen Werte mit gleichzeitig über DMS ermittelten Kaukraftwerten. Sie erhielten einen nicht linearen Zusammenhang, mit anfänglich starkem Anstieg, der sich aber bis zum Erreichen der Maximalkraft immer mehr abschwächte. CONANT kontrollierte nur an einem Patienten die Zusammenhänge zwischen Kaukraft und Schallintensität und kam zu dem Schluss, dass die erhaltenen Intensitätswerte nur relative Kraftwerte wiedergeben. Eine Messung der Kaukraft ohne Eichung war nicht möglich.

2.3.4 Photometrische/Chemische Messmethoden

Hier sollen zwei verschiedene Arten von Sensorfolien besprochen werden. Beide Folien kamen erstmals in den frühen 80er Jahren in der zahnärztlichen Forschung zum Einsatz.

Geringere Bedeutung hatte dabei der „Occlusalgraph“ zu dem wenige Angaben in der Literatur gefunden werden konnten [1, 2, 16, 99]. Der Occlusalgraph bzw. das Occlusalgraph-System besteht aus einer Speicherfolie (memory waver) und einem speziellen Polarisationsgerät (Abbildung 7). Das Polarisationsgerät ist aus einer Lichtquelle und verschiedenen Polarisationsfiltern entlang einer optischen Achse aufgebaut. Hinter dem letzten Polarisationsfilter befindet sich ein Bildschirm, der das durch die optische Apparatur tretende Licht auffängt.

Die Folie, mit der die eigentliche Messung im Munde vorgenommen wird, besteht aus einem nicht näher beschriebenen Polymer und ist 0,1 mm dick. Wird diese Folie zwischen die Zahnreihen gebracht und durch Zubeißen belastet, dann verändert sich

die Struktur der Folie an den Berührungspunkten Zahn-Folie-Zahn. Diese Strukturveränderung erfolgt aufgrund der auftretenden Spannungen und ist ohne Hilfsmittel nicht wahrnehmbar.

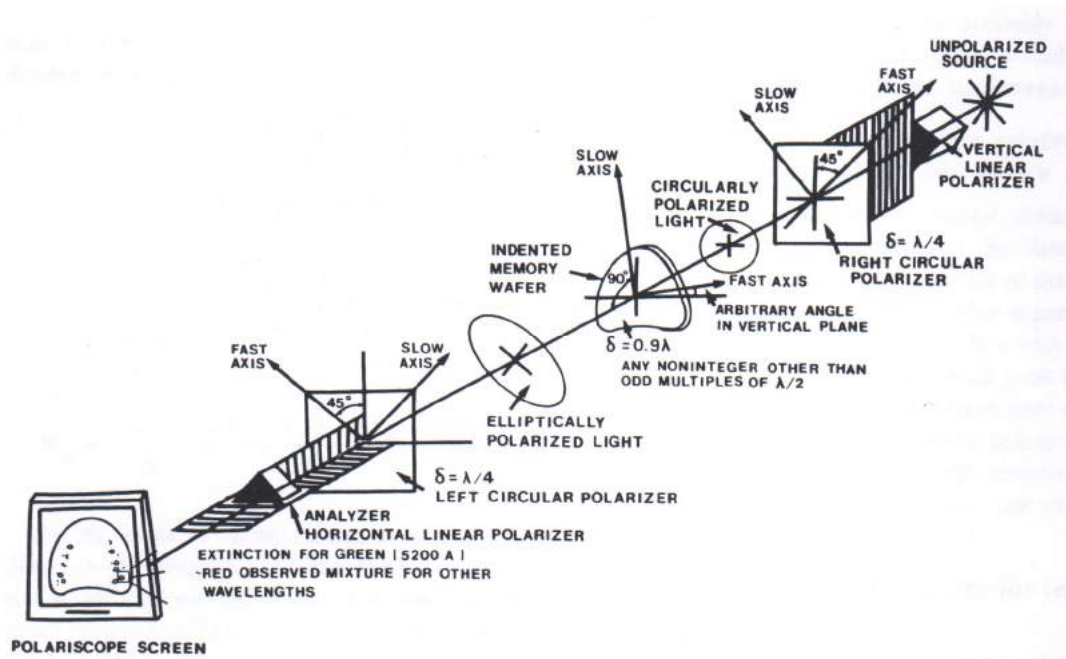


Abbildung 7: Apparatur von AMSTERDAM (1987) aus [1]

Zu diesem Zweck wird die Folie in den Strahlengang der obigen Apparatur geführt. Mit Hilfe des polarisierten Lichtes und der doppelbrechenden Eigenschaft der durch den Kaudruck belasteten Areale auf der Folie können farbige Felder auf dem Bildschirm sichtbar gemacht werden. Jede Farbe entspricht einer bestimmten Dehnspannung, die durch eine vorherige Eichung zugewiesen wird. Da die Spannung σ definiert ist als Kraft F pro Fläche A

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

könnten bei Kenntnis der Flächen auch Kraftwerte ermittelt werden. Die Autoren verzichteten darauf. Sie sahen ihre Messmethode als ein Instrument, um eine harmonische Okklusion herzustellen und nicht, um absolute Kaukraftwerte zu ermitteln.

Mit der zweiten zu besprechenden Methode wurde dies möglich. Der von Fuji-Film entwickelte und 1974 patentierte Prescale-Film bildet die Basis hierfür.

Noch bevor die Folie in der Medizin ihre Verwendung fand, z.B. zur Messung des Drucks unter Fußsohlen [6], wurde sie in der Zahnmedizin untersucht.

Einer der ersten Anwender überhaupt war HIRASAWA (1978) [40]. Bis zur Einführung des Dental Prescale Systems, das Fuji mit speziellen Folien und einem Scanner mit Computer (Occluzer FPD-703) anbot, beschränkten sich die Untersuchungen zum großen Teil auf die Reproduzierbarkeit der Folie [27, 61, 86].

Erst ab 1994 wurde die Folie für systematische Untersuchungen genutzt [8, 35-37, 39, 45, 56, 57, 68-70, 73-76, 80, 83, 84, 107-112, 114, 116, 131].

Dabei sind für den Nachweis der Reproduzierbarkeit des Fuji Dental Prescale Systems vor allem die Arbeiten von FUKUDA (1981) [27] und SUZUKI (1994) [113] zu nennen.

Kernstück der Folie sind mit Entwicklerflüssigkeit gefüllte Kapseln, die bei einer auftreffenden Kraft zerplatzen und den entsprechenden Folienbereich rot anfärben. Während FUKUDA die Intensität und Fläche der gefärbten Bereiche noch mit einem Mikroskop und einer TV-Kamera aufnahm um diese dann im Computer weiterzuverarbeiten, benutzte Suzuki schon das aus Scanner und PC bestehende Occluzer FPD-703-System. FUKUDA nahm die Folie mit einer Mikroskopkamera (Vidicon-System) auf. Er teilte die Farbintensität in acht Stufen ein und bestimmte die Fläche für jede Farbstufe. Über eine Eichung, bei der er jeder Farbstufe einen bestimmten Druck zuordnen konnte, gelang es, Aussagen über Druck bzw. Kraft zu machen. Unerklärlich ist, dass er eine maximale Intensität für die roten Farbpunkte bei einer Wellenlänge von 510 ± 20 nm messen konnte. Dies würde einer Farbe zwischen Grün (546,07nm, Spektralfarbe Quecksilber) und Blau (479,99nm, Spektralfarbe Cadmium) entsprechen. Rot bzw. die dazugehörige Spektralfarbe von Cadmium hat eine Wellenlänge von 643,85 nm [119].

Später wurde aus Gründen der Genauigkeit die Farbintensität in 256 Stufen graduiert, auch die Auflösung wurde durch die Verwendung eines Flachbettscanners auf 16 Bildpunkte pro mm^2 erhöht [69]. Dies entspricht 4 Linienpaaren pro mm und damit einer Auflösung von rund 100 dpi (dots per inch).

Durch die Entwicklung immer leistungsfähigerer und preiswerterer Scanner konnte die Auflösungsgenauigkeit weiter gesteigert werden. NG und YEONG benutzten einen

Scanner (Epson 1650 Photo), der Auflösungen bis zu 1200 dpi (47 Linienpaare pro mm), also 2210 Punkte pro mm², erreichte [80].

Die kleinste analysierbare Einheit des Fuji eigenen Mess- und Auswertesystems Occluzer FDP-703 beträgt 0,0625 mm², d.h. die Auflösung beträgt etwa 100 dpi [39, 57]. Leider war es nicht möglich, Herstellerinformationen von Fuji-Film zu dem Occluzer/Dental Prescale-System zu erhalten.

FUKUDA fand bei der Untersuchung der Folie, dass der Zusammenhang zwischen appliziertem Druck und gemessener Intensität nicht linear ist. Die erhaltene sigmoidale Druck-Intensitäts-Kurve hat ihren linearen Anteil zwischen 250 und 500 kg/cm² (24,5 - 49,1 MPa). Der maximale Messbereich liegt zwischen 120 und 700 kg/cm² (11,8 - 69 MPa) [27].

Untersuchungen zur Druck-Intensitäts-Beziehung, also Eichungen, erfolgten selten im Vergleich zur Anzahl der Arbeiten, die das Occluzer-System als gängige Methode ansahen und zur Erlangung von Messwerten benutzten.

2.3.5 Abschätzung anhand von Modellen

Neben einer direkten oder indirekten Kaukraftgewinnung mittels intra- oder extraoraler Geräte wurde der Versuch unternommen, die maximale Kaukraft theoretisch zu bestimmen. Zu diesem Zweck wurden verschiedene mechanische Modelle des Kiefers und der beteiligten Kaumuskeln erzeugt.

Es wurde dabei davon ausgegangen, dass die maximale Muskelkraft F_{\max} das Produkt aus einer Konstante P (intrinsic strenght) und physiologischem Muskelquerschnitt A ist.

$$F_{\max} = PA_i$$

KOOLSTRA setzte $P = 0,37 \times 10^6 \text{ Nm}^{-2}$ [51]. D.h. ein Muskel mit einem Querschnitt von 1 cm erzeugt eine Kraft von 37 N. Die Muskelquerschnitte wurden an Leichen mit Hilfe von Sektion oder Röntgen-Computertomographie gewonnen. Zur Simulation der Kaubewegung wurden zwei- bzw. dreidimensionale Kiefermodelle

verwendet, deren geometrische Daten z.B. von Leichen oder Fernröntgenseitenbildern stammten. KOOLSTRA setzte Bleimarken ein, die die für sein Modell wichtigen Punkte im Computertomogramm wiedergaben. In jüngster Zeit wurde es durch die leistungsfähige Computertechnik möglich, auch komplexe dreidimensionale Modelle zu erstellen [50].

2.3.6 Überblick über ermittelte Kaukräfte

Tabelle 1 Übersicht Kaukräfte

Autor	Jahr	N	N ♂	N ♀	Alter	Methode	Besonderheit	F _{max} [N]
Borelli	1681					Gewicht		2500
Eckermann	1911					Gewicht		500
Rosenthal	1896					Gewicht		1100
Sauer	1870-91					Gewicht		1000
Diedrich	1928	10	9	1		Dynamometer	Molarenbereich	ca. 670
Lauer	1992	112	40	72		Ringdynamometer	Prothesenträger	180 - 360
Amone	1909					Feder		1000
Black	1895					Feder		1000-5000
Redtenbach	1964					Brinell	Molarenbereich	ca. 630
Ludwig	1975	12				Induktion	Schienen	932 - 1080
Rohrbach	1958	8				Induktion		145
Uhlig	1953	1000			5 - >50	Induktion	Molarenbereich	ca. 220
Anderson	1956	4				DMS	in Inlays	ca. 150
Braun	1996	457	231	226	6 - 20	DMS		ca. 180
Ferrario	2004	52	36	16	20,1 / 20,3	DMS	Molarenbereich	306,07 ± 41,99
Floystrand	1982	16	8	8	20 - 25	DMS		> 600
Fontijn-Tekamp	1998	89				DMS	Prothesenträger	< 350
Fontijn-Tekamp	2000	143			22,7 - 59,7	DMS?	unilaterale Messung	398 - 292
Gerlach	1984	32	17	15	27,6	DMS	Molarenbereich	250 - 649
Gibbs	1981	20	13	7	17 - 55	DMS		245 - 1246
Gibbs	1986	1	1	0	37	DMS	Einzelfall	4346
Gibbs	2002	44	11	33	46,4	DMS		720 ± 162
Ingervall	1997	120	54	66	10,8 - 11,1	DMS		632,2
Jemt	1991	1	0	1	62	DMS	Implantat-Prothese	80 pro Impl.
Kikuchi	1997	4	4	0	23 - 35	DMS	Schienen	ca. 320
Korioth	1997	4	1	3	24 - 38	DMS?	Frontzahnbereich	24 - 29
Mericske-Stern	1996	21	3	18	63 ± 10,1	DMS	Prämolarengebiet	143,95
Morneburg	2002	9	1	8	52	DMS	Implantatkonstruktion	< 300
Autor	Jahr	N	N ♂	N ♀	Alter	Methode	Besonderheit	F_{max} [N]

Nishigava	2001	10	8	2	28,9	DMS	in Schienen	ca. 1000
Paphangkorakit	1997	18	13	5		DMS	Frontzahn	370
Paphangkorakit	1998	15			21 - 36	DMS	Frontzahn	213
Raadsheer	2004	121	57	64	23	DMS		576 - 888
Rentes	2002	30			3 - 5,5	DMS?		249,6
Sonnenburg	1978	10	7	3		DMS	Molarenbereich	ca. 550
Tortopidis	1998	8			29	DMS		579
Tortopidis	1999	11			67	DMS		115-75

Fernandes	2003	6	3	3	57 - 72	Piezo	Molarenbereich	250
Kovero	2002	84	46	38	21 - 23	Piezo	Molarenbereich	844
Lassila	1985	89	47	42	48,5 - 74,2	Piezo		> 200
Palla	1981	12	9	3	21 - 55	Piezo		44,5 - 878
Pistner	1998	70	35	35	25 ± 2,8	Piezo	Molarenbereich	410 ± 162
Waltimo	1993	46	22	24	24,3	Piezo		870 - 818

Harada	2000	25	10	15	24,4	Prescale	Prognathie-OP	301,5 ± 181,5
Harada	2000	20	10	10	28,8	Prescale		625,9 ± 387,9
Harada	2003	24	13	11	23,2	Prescale	Prognathie-OP	400 ± 180,0
Hattori	2003	5	5	0	27,0	Prescale		ca. 1200
Hidaka	1999	12	9	3	24,0	Prescale		1181 ± 351
Karibe	2003	20	11	9	4,5	Prescale	Kinder	405,4 ± 64,9
Kasai	1998	42	42	0	24,2	Prescale		1056,82 ± 409
Kumagai	1999	16	13	13	23,2	Prescale		905,3 ± 171,9
Kurita	2000	6	0	6	35,3	Prescale	Schienen	163,4 ± 114,6
Miura	2001	373	156	217	65 - 74	Prescale		408 ± 258,5
Miyaura	1999	687			42,6	Prescale		ca. 600 ± 100
Miyaura	2000	590	293	297	45,4 / 49,7	Prescale		490,8 ± 277
Morita	2003	142	67	75	44,0	Prescale		1467,9 ± 857,0
Ohkura	2001	57	26	31	23,7	Prescale	Prognathie-OP	599,1 ± 202,8
Okiyama	2003	20	20	0	28,3	Prescale		727 ± 270
Shinogaya	2001	46			21 - 55,5	Prescale		1650,8 ± 365,8
Shinogaya	2002	8	8	0	28,8	Prescale	unter Zahnärzten	1257,5 ± 330,0
Sondang	2003	64	0	64	21,9	Prescale		806,2 ± 324,84
Suzuki	1997	100	38	62	70,35	Prescale	Prothesenträger	276,6 ± 143,0
Tanaka	2004	15	8	7	74,9	Prescale	Prothesenträger	166,5 ± 46,3
Yamada	2000	45	0	45	18,8 ± 1,5	Prescale	TMD-Patienten	438,1 ± 173,1
Yamada	2000	45	0	45	18,8 ± 1,6	Prescale	Gesund	660,8 ± 390,8

Tate	1994	56	25	31	30	EMG		ca. 600
------	------	----	----	----	----	-----	--	---------

3 Problemstellung

Der Anspruch nach einer ästhetischen und zugleich funktionell hochwertigen Rekonstruktion von verlorenen Zähnen und Zahnhartsubstanz führte in der modernen Zahnheilkunde zu neuen Behandlungsmethoden und zum Einsatz neuer Werkstoffe.

Dabei können Materialien, wie zum Beispiel hochfeste Keramiken und Komposite, dank computergestützter Planung und Fertigung (CAD-CAM-Frästechnik) zur Herstellung individuell gestalteter Konstruktionen eingesetzt werden. Unter Kenntnis der werkstoffspezifischen Eigenschaften ist es durch das Voranschreiten der Informationstechnik möglich, diese Konstruktionen hinsichtlich ihrer Belastungsfähigkeit am Computermodell zu testen. Jeder Berechnung liegen dabei Daten zu den Materialeigenschaften, zur Geometrie und zu auftretenden Kräften zugrunde.

Die Materialeigenschaften sowie die Geometrie der Konstruktionen können für den individuellen Patientenfall mithilfe industriell erzeugter Rohmaterialien und CAD-CAM-Verarbeitung sicher bestimmt werden. Für die Bestimmung der individuellen Kaukräfte und –lasten kann dies momentan nicht behauptet werden.

Bei Durchsicht der Literatur kann festgestellt werden, dass zur Zeit keine Methode zur Ermittlung der ortsgenauen individuellen Kaukraft/-last voll ausgereift ist. Das einzige frei erhältliche Großseriengerät (T-Scan II) genügt den Ansprüchen einer präzisen Messung von Kaukraft und –last nicht, da die Messung absoluter Kaukräfte nicht möglich ist.

Anliegen dieser Arbeit ist es daher eine Methode zur ortsgenauen individuellen Messung der Kaukraft und –last zu entwickeln.

Beim Vergleich der unterschiedlichen Methoden zur Kaukraftmessung scheint die Entwicklung eines Systems zur individuellen Kaukraftmessung auf Basis des bekannten und häufig verwandten Druckmessfoliensystems Prescale (Fa. Fuji) Erfolg versprechend zu sein. Aufgrund der geringen Bissperrung, der einfachen

Handhabung sowie des vergleichsweise niedrigen Preises des Druckmessfilmes wurde er als Basis für die o.g. Entwicklung ausgewählt.

4 Aufgaben und Zielstellung

Die Aufgabe der vorliegenden Arbeit besteht darin, mithilfe des Prescale-Druckmessfilms eine Methode zur ortsgenauen individuellen Kaukraftmessung zu entwickeln. Eine Messkette aus Druckmessfolie, Scanner und Signalverarbeitung soll aufgebaut und getestet werden. Von wesentlicher Bedeutung ist die quantitative Eichung der intraoralen Kraftmessung.

Zur Testung der Folien muß ein entsprechendes Computerprogramm entwickelt werden, mit dem es möglich ist, Intensität und Verteilung der gefärbten Folienbereiche zu ermitteln.

Weiterhin werden die Parameter eines Scanners getestet sowie dessen Genauigkeit überprüft.

Da die einzusetzende Folie extrem feuchtigkeitsempfindlich ist, besteht eine weitere Aufgabe darin, den Film vor den in der Mundhöhle befindlichen Flüssigkeiten zu schützen. Hierzu werden verschiedene Schutzschichten vergleichend getestet, eine geeignete Beschichtung ausgewählt und umfassend untersucht.

Die beschichteten Folien sollen im Hinblick auf die Reproduzierbarkeit und Genauigkeit der Messungen in folgenden Punkten untersucht werden:

- Reproduzierbarkeit verschieden beschichteter Folien,
 - Korrelation zwischen Farbdichte und einwirkenden Kräften (Eichung),
 - Einfluss der Zeitspanne zwischen Filmbeschichtung und Kraftereinwirkung auf die Färbung,
 - Einfluss der Zeitspanne zwischen Kraftereinwirkung und Einscannen auf die Färbung,
 - Einfluss verschieden geformter Probekörper bei unterschiedlichen Kräften auf die Färbung,
 - Überprüfung der Reproduzierbarkeit durch Versuche am Artikulator,
 - Überprüfung der Zuordenbarkeit der gemessenen Kräfte zu den Zähnen,
- schließlich soll die entsprechend getestete und geeichte Messeinrichtung zur Ermittlung von Kaukräften, -flächen und Drücken bei zwei Probanden zum Einsatz kommen.

5 Material und Methoden

5.1 Material

5.1.1 Fuji-Prescale Film

Der untersuchte Film besteht aus einer Polyester-Trägerfolie. Diese Folie aus Polyester ist mit einer Lage Mikrokapseln beschichtet. Abbildungen 8 und 9 zeigen die Oberfläche des Films im Rasterelektronenmikroskop (REM). Die Filmproben wurden mithilfe der Kryo-Präparationstechnik vorbereitet, um ein Zerstoren der Kapseln durch das erforderliche Vakuum zu vermeiden.

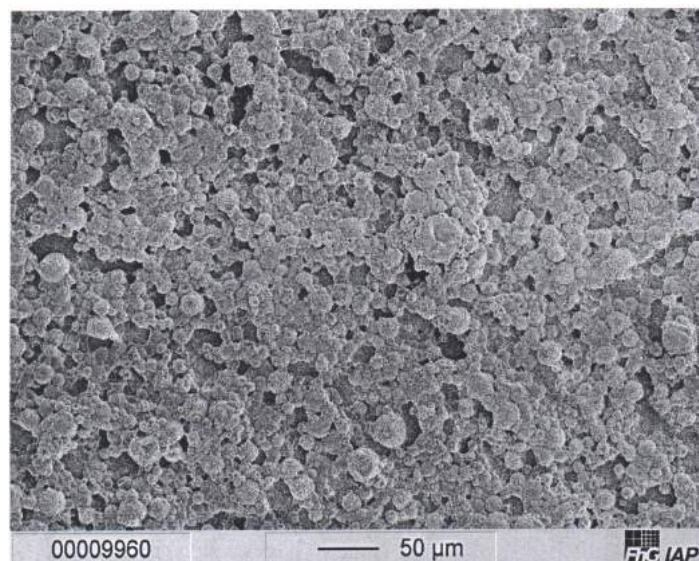


Abbildung 8: REM-Aufnahme (Fraunhofer – IAP) der Mikrokapselschicht eines Fuji-Films (Typ LW)

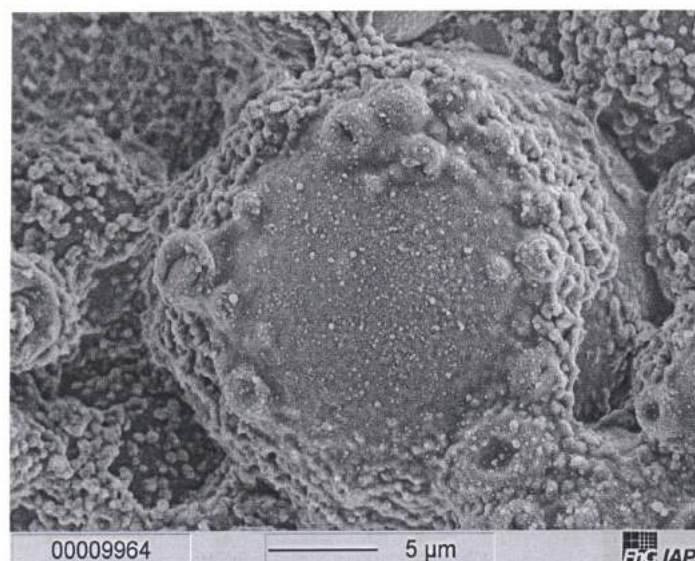


Abbildung 9: REM-Aufnahme (Fraunhofer – IAP) einer Mikrokapsel (Typ LW)

Die Mikrokapselfen sind mit einer speziellen reaktiven Flüssigkeit, sog. Farbbildnern, gefüllt. Werden die Mikrokapselfen belastet, zerplatzen sie und geben die Farbbildner frei. Die auslaufende Flüssigkeit reagiert mit einer Adsorptionsmittelschicht, die sich an dieser Stelle rot färbt (Abbildung 10).

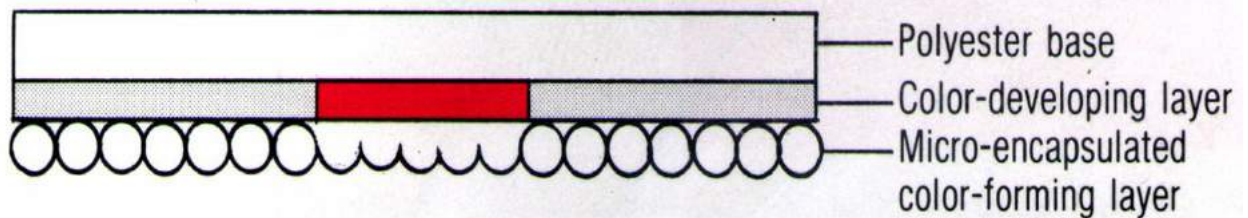


Abbildung 10: Prescale Film (Mono-sheet type) nach Belastung (schematisch) aus [26]
 (Polyester base = Trägerfolie aus Polyester, Color-developing layer = Adsorptionsschicht,
 Micro-encapsulated color-forming layer = Mikrokapselfenschicht)

Je größer die Menge der zerplatzen Kapseln und damit der freigesetzten Farbbildner, desto intensiver die Rotfärbung. Bei erhöhten Wandstärken der Kapseln vergrößert sich auch die nötige Kraft, um diese zu zerstören. Diese Eigenschaft wird dazu genutzt, Folien mit unterschiedlichen Empfindlichkeit herzustellen [82]. Der Messbereich reicht bei den von Fuji angebotenen sechs verschiedenen Prescale-Filmen von 0,2 - 130 MPa (Tabelle 2). Im unteren Druckbereich bis 50 MPa sind Adsorptions- und Mikrokapselfenschicht auf getrennten Trägerfolien fixiert (Two-sheet type), um eine vorzeitige Verfärbung zu vermeiden [26]. Erst kurz vor Druckapplikation werden beide Folien zusammengebracht.

Tabelle 2: Übersicht über die Produktpalette Fuji Prescale

Folientyp	Bezeichnung	Druckbereich in MPa
Zweifilmsystem (Two-sheet type)	Ultra Super Low Pressure (LLLW)	0,2-0,6
	Super Low Pressure (LLW)	0,6-2,5
	Low Pressure (LW)	2,5-10
	Medium Pressure (MW)	10-50
Einfilmsystem (Mono-sheet type)	Medium Pressure (MS)	10-50
	High Pressure (HS)	50-130

Die Typen LW und MS wurden für die Untersuchungen von der Fa. Tiedemann & Betz (Garmisch-Partenkirchen) bezogen.

Der Typ LW hatte eine Dicke von $200 \pm 10 \mu\text{m}$, wenn beide Folien aufeinander gelegt wurden. Typ MS hatte eine Dicke von $100 \pm 10 \mu\text{m}$. Der durchschnittliche Durchmesser einer Mikrokapsel betrug $25 \mu\text{m}$. REM-Aufnahmen der zerplatzten Mikrokapseln zeigten, dass diese einen Durchmesser von $35 \mu\text{m}$ aufwiesen.

5.1.2 Beschichtungsmethoden

Die stark feuchtigkeitsempfindliche Folie vom Typ MS ist für den Einsatz in der Mundhöhle ohne weitere Maßnahmen ungeeignet, da die Mikrokapsel-/Adsorptionschicht vor Wasserzutritt völlig ungeschützt ist. Die erste Aufgabe bestand daher darin, eine geeignete feuchtigkeitshemmende Schutzbeschichtung auf die Folie aufzubringen.

Folgende Materialien wurden zur Beschichtung getestet:

a) Cellophanfolie

Benutzt wurde einfache handelsübliche Frischhaltefolie (REWE-Handelsgruppe). Die Folie ist durchsichtig und ca. $15 \mu\text{m}$ dick. Somit ergab sich eine Gesamtdicke von Film und Beschichtung $115 \pm 10 \mu\text{m}$. Die Cellophanfolie wurde kongruent zur bedeckenden Folie geschnitten und an den Rändern mit transparentem Klebeband (Tesa) fixiert.

b) Latex-Bindemittel

Das flüssige und im feuchten Zustand weiße Latex-Bindemittel (Baufan Bauchemie GmbH) wurde mit einer Gummilippe über den Fuji Film gerakelt. Die Druckmessfolie wurde auf einer völlig ebenen PVC-Platte an den zwei längeren Rändern mit transparenter Klebefolie befestigt. Abbildungen 11-14 sollen dies verdeutlichen. Die Klebefolie überlappte den Rand hälftig auf der ganzen Länge. Die beschichtete Folie hatte eine Dicke von $110 \pm 10 \mu\text{m}$.

c) Polyvinylacetat (PVAC)

Festes Polyvinylacetat (Carl Roth GmbH) wurde durch Schütteln über mehrere Tage in 95% Ethanol gelöst. Die gewonnene Lösung besaß einen Gewichtsanteil von 33% PVAC (Mischung 1:2). Die Lösung wurde dann wie unter b) beschrieben durch Rakeln aufgetragen.

Eine stärker verdünnte PVAC-Lösung mit einem Gewichtsanteil von 11% (Mischung 1:8) wurde mit einer Spritzpistole (Fa. Vita Zahnfabrik) mit 1,5 bar Druck auf die Folie aufgetragen. Die Folie wurde wie bei b) auf einer Unterlage befestigt. Es wurden 30 ml verdünnte Lösung verspritzt. Beim Spritzen wurde auf ein gleichmäßiges Auftragen geachtet. Sobald die Druckmessfolie aufgrund der Menge der aufgetragenen PVAC-Lösung transparent (ähnlich Milchglasscheibe mit Öl) erschien, wurde der Spritzvorgang unterbrochen und die Folienoberfläche mit einem einfachen Ventilator getrocknet.

Die gerakelte Folie hatte eine Foliendicke von $110 \pm 10 \mu\text{m}$, die gespritzte $120 \pm 10 \mu\text{m}$.

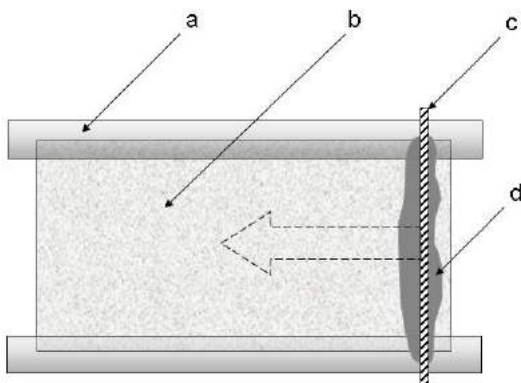


Abbildung 11: Schematische Aufsicht auf die Druckmessfolie zu Beginn des Beschichtungsvorganges
 a – Tesafilm, b – Druckmessfolie, c – Rakel, d – Beschichtungslösung

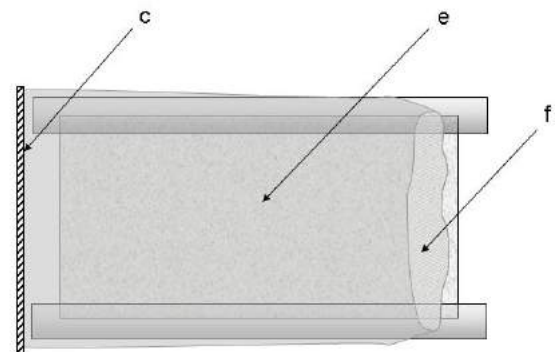


Abbildung 12: Schematische Aufsicht auf die Druckmessfolie nach dem Beschichtungsvorgang
 c – Rakel, e – Druckmessfolie mit Beschichtung, f – inhomogener Bereich

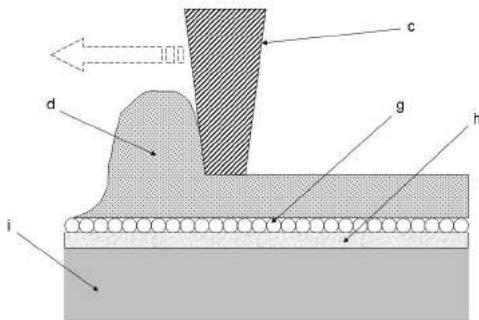


Abbildung 13: Schematische Seitenansicht während des Rakelns
 c – Rakel, d – Beschichtungslösung, g – Mikro kapselschicht, h – Adsorptionsschicht, i – Trägerfolie

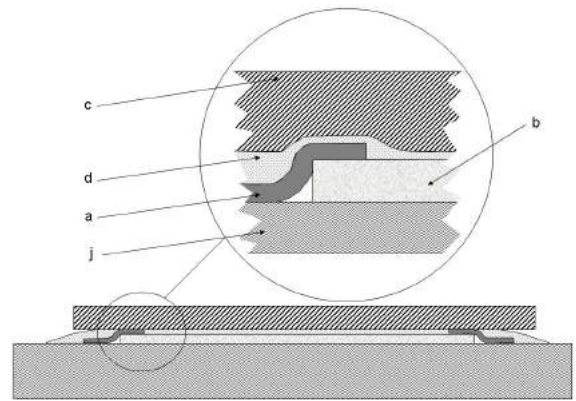


Abbildung 14: Schematische Frontalansicht während des Rakelns, Vergrößerung des Randbereichs
 a – Tesafilm, c – Rakel, b – Druckmessfolie
 d – Beschichtungslösung, j - PVC-Platte

Alle beschichteten Folien hatten eine Größe von 27 x 17 cm. Durch den Beschichtungsvorgang verkleinerte sich der beschichtete Bereich auf 15 x 20 cm, da die Randbereiche an den längeren Kanten mit Klebefilm abgeklebt waren. Weiterhin musste der jeweilige Rand der Folie, an dem die zu rakelnde Flüssigkeit aufgebracht wurde wegen anzunehmender Inhomogenitäten von den Messungen ausgespart werden.

Diese Beschichtungsmethode erwies sich als einfach in der Durchführung. Mit nur einem Beschichtungsvorgang konnte eine entsprechende Schutzschicht aufgetragen werden.

Die neu entwickelten Beschichtungsmethoden unter b) und c) wurden in Zusammenhang mit der gesamten Messmethodik zum Patent angemeldet. Das entsprechende Schutzrecht wurde inzwischen in Deutschland erteilt [78].

5.2 Methoden

5.2.1 Druck-/Kraftapplikation

Für die in vitro Versuche wurde eine Druck-/Zugmaschine Instron (Firma Zwick Roel) benutzt. Es wurden Kräfte von 1 - 500 N appliziert. Die eingestellte Kraft wurde wie

empfohlen für 3 Sekunden gehalten [26]. Der Vorschub der Traverse betrug 5 mm/min. Die Endlage wurde kraft geregelt konstant gehalten
Bei den Versuchen kamen folgende Vorrichtungen zum Einsatz:

a) Punktkontakt

Beim Aufeinandertreffen von Zähnen kommt es zu punktförmigen Kontakten. Diese Kontakte entstehen durch die konvexen Flächen der Zahnhöcker. Deshalb wurden für die Simulation einzelner Kontakte Metallkugeln von 2,5, 5 und 10 mm Durchmesser benutzt. Die jeweilige Kugel wurde auf der Bodenplatte der Instron befestigt.

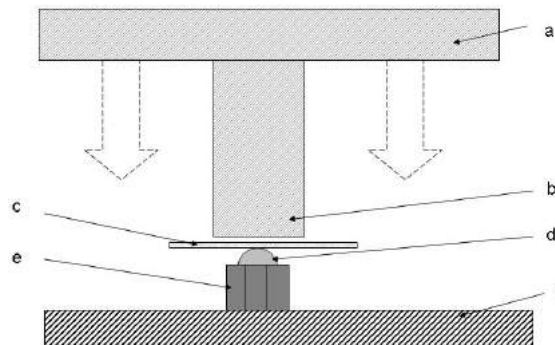


Abbildung 15: Versuchsanordnung Punktkontakt schematisch

a – Traverse Instron, b – Stempel, c – Filmprobe, d – Metallkugel, e – Mutter, f - Grundplatte

Die plane Stirnfläche eines Metallzylinders, der an der Traverse der Druckmaschine befestigt war, drückte bei Abwärtsfahrt auf die Kugel (Abbildung 15). So konnte die Kraft auf die zwischen Kugel und Stirnfläche liegende Folienprobe appliziert werden. Den durch den Druck entstandene gefärbte Punkt zeigt Abbildung 16.



Abbildung 16: Punktkontakt Durchmesser 5 mm auf Druckmessfolie (stark vergrößert)

b) Einzahnkontakt

Zur Simulation einzelner Zahnkontakte wurde in einem Artikulator Typ: ARD Dentatus (Schweden) ein Paar Prothesenzähne (Fa. Vita) mit Hilfe von Modellgips und Polymethylmetacrylat (PMMA; Typ: Callocryl) befestigt. Es handelte sich um okklusal zueinander passende Zähne 16 und 46. Sie trafen an mehreren Punkten aufeinander. Die Kraft die durch das Oberteil des Artikulators aufgrund der Masse auf den Zahn 46 einwirkte betrug ca. 5 N. Diese Kraft wurde stets zu den durch die Testmaschine applizierten Kräften addiert. Abbildung 17 zeigt die Versuchsanordnung, Abbildung 18 die durch das Zahnpaar erzeugte Farbverteilung auf der Druckmessfolie.

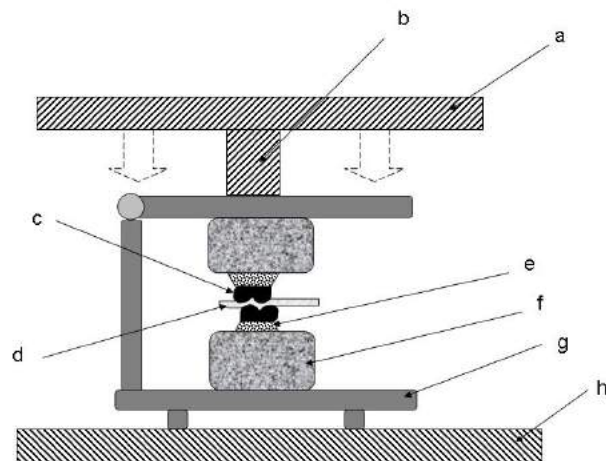


Abbildung 17: Versuchsanordnung Einzelzahnkontakt schematisch

a – Instron Traverse, b – Stempel, c – Kunststoffzahn, d – Filmprobe, e – Kunststofffixierung, f – Gipssockel, g – Artikulator, h – Grundplatte

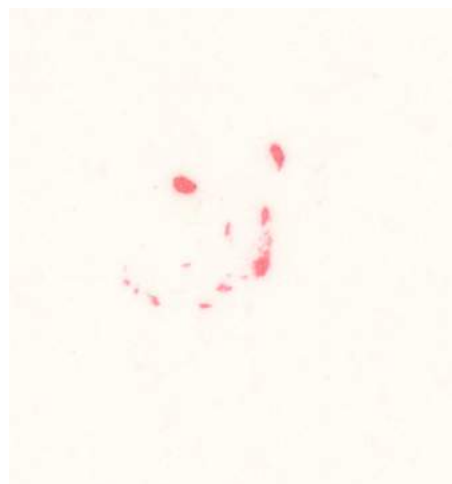


Abbildung 18: Einzelzahnkontakt auf Druckmessfolie

c) Zahnbogenkontakt

Prinzipiell entspricht der Versuchsaufbau dem unter b) beschriebenen. Anstelle zweier einzelner Zähne wurden Gipsmodelle eines 28jährigen Patienten (29 Zähne) verwendet. Die Abformung erfolgte dabei mit Provil novo. Die Zahnmodelle wurden aus Superhartgips Typ IV hergestellt und in einen Artikulator des Typs Rational (Dentspley Detrey) mit Sockelgips einartikuliert. Abbildung 19 zeigt die Druckmessfolie nach Versuchsdurchführung.



Abbildung 19: Zahnbogenkontakt auf Druckmessfolie

5.2.2 Färbungserfassung - Scanner - Bildverarbeitung

Zur Erfassung der durch Druck entstandenen rot gefärbten Areale auf den Folien wurde ein Scanner benutzt. Der Scanner vom Typ Astra 4000U (Firma Umax) hatte eine maximale Auflösung von 1200 x 2400 dpi. Er war über ein USB Kabel mit einem Computer verbunden.

Die eingescannten Bilder wurden über das Software-Scannerinterface vom Typ Vistascan (Umax) in das Bildbearbeitungsprogramm Adobe Photoshop 6.0 (Fa. Adobe) überführt. Dort wurden an den Bildern nicht relevante Bildteile abgeschnitten. Die Bilder wurden im JPEG (Joint Photographic Experts Group)-Format in höchster Qualitätsstufe abgespeichert. Die Dateien hatten eine durchschnittliche Größe von 0,5 - 5,5 MB.

5.2.3 Auswertungsprogramm

Im Rahmen der Vorversuche wurde ein Computerprogramm zur Auswertung der farbigen Folienbereiche in Zusammenarbeit mit Dipl. Inf. F. Feiks (Heidelberg) entwickelt. Dieses Programm wurde in der Programmiersprache Java programmiert und kann somit unabhängig vom Betriebssystem auf jedem javafähigen Computer eingesetzt werden. Es ermöglicht die Analyse von Größe und Intensität der einzelnen rot gefärbten Bereiche (Abbildung 20).

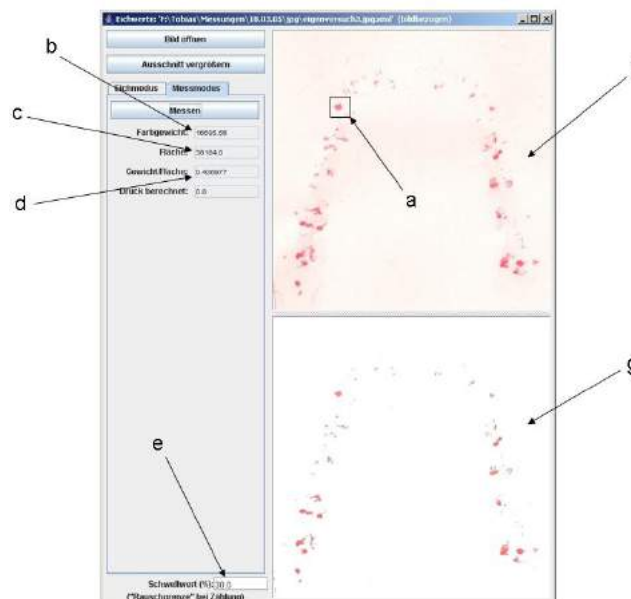


Abbildung 20: Bedienoberfläche Auswerteprogramm

a - markierter Bereich, b - Ausgabefeld *Farbgewicht*, c – Ausgabefeld *Fläche*, d – Ausgabefeld *Gewicht/Fläche*, e – Auswahlfeld *Schwellwert*, f – Ausgangsbild, g – gefiltertes Bild

Mithilfe eines Markierungsfeldes (a) ist es möglich, einen bestimmten Bereich des Bildes auszuwählen. Durch drücken von *Messen* kann der ausgewählte Bildbereich ausgemessen werden. Alle in diesem Bereich befindlichen roten Pixel werden dann ausgezählt und erscheinen als *Fläche* (c) in der Maske des Messmodus.

Beim Messen wird für jedes Pixel die Farbintensität bestimmt und einem Wert zwischen 0-1 zugeordnet. Der Wert 1 bedeutet maximale Intensität (rot), Wert 0 minimale Intensität (weiß). Die Addition aller Werte ergibt das *Farbgewicht* (b).

Je nach eingestelltem *Schwellwert* (e) werden Pixel mit definierten Mindestfarbintensitäten erfasst. Pixel, deren Einfärbung den Schwellwert nicht erreichen, werden bei der Auszählung ignoriert. Dieser *Schwellwert* ist ein einfacher

Rauschfilter der die Einflüsse durch die Grundfärbung der Folie eliminiert. Es konnten Werte von 0 – 100 % in beliebigen Schritten gewählt werden. Bei 0% war die Filterung inaktiv, bei 100 % war die Filterung maximal und es wurden keine Pixel erkannt.

Im Feld *Gewicht/Fläche* (d) findet man den Quotienten aus *Farbgewicht* und *Fläche*. Die Berechnung des Farbgewichtes lässt sich formal folgendermaßen darstellen:

$$\text{Farbgewicht} := \sum_{x=1, y=1}^{x < \text{Breite}, y < \text{Höhe}} \text{schwelle}(\text{intensität}(\text{auswahl}(x, y)))$$

wobei:

$$\text{schwelle}(x) := \begin{cases} x < \text{schwellewert} & \rightarrow 0 \\ x \geq \text{schwellewert} & \rightarrow x \end{cases}$$

$$\text{intensität}(\text{pixel}) := \begin{cases} \text{pixel ist rot} & \rightarrow 1.0 \\ \vdots & \\ \text{pixel ist 'ein bisschen' rot} & \rightarrow 0.5 \\ \vdots & \\ \text{pixel ist weiß} & \rightarrow 0.0 \end{cases}$$

Beim Ausmessen des Folienbildes berechnet das Programm die jeweiligen Messwerte aus einer internen Repräsentation der Bildinformationen. Diese interne Repräsentation stellt jeden Bildpunkt aus technischen Gründen zerlegt in die Farbkomponenten Rot, Grün und Blau dar (RGB-Farbmodell). In der RGB-Darstellung entspricht die Farbe ‚weiß‘ den Werten $(1, 1, 1)$, die Farbe ‚schwarz‘ den Werten $(0, 0, 0)$ und die Farbe ‚rot‘ den Werten $(1, 0, 0)$. Im Programm wird bei der Berechnung der Farbwerte für das Folienbild die Farbe ‚weiß‘ $(1, 1, 1)$ auf das Farbgewicht 0 abgebildet. Die Farbe ‚rot‘ $(1, 0, 0)$ wird auf das Farbgewicht 1 abgebildet. Unter Einbeziehung der RGB-Darstellung ist die Berechnung des Farbgewichtes folgendermaßen formal darstellbar:

$$\text{intensität}_{\text{rgb}}(\text{pixel}_{\text{rgb}}) := \frac{(1 - \text{pixel}_{\text{grün}}) + (1 - \text{pixel}_{\text{blau}})}{2}$$

Die Berechnung der Fläche lässt sich formal folgendermaßen darstellen:

$$\text{Fläche} := \sum_{x=1, y=1}^{x < \text{Breite}, y < \text{Höhe}} \text{schwelle}(\text{intensität}(\text{auswahl}(x, y)))$$

wobei:

$$\text{schwelle}(x) := \begin{cases} x < \text{schwellewert} & \rightarrow 0 \\ x \geq \text{schwellewert} & \rightarrow 1 \end{cases}$$

Hier wird bei der Schwellwertberechnung lediglich betrachtet, ob ein Pixel als ‚eingefärbt‘ gezählt wird oder nicht. Eine Wichtung nach Intensität der Einfärbung findet nicht statt.

Abbildung 21 zeigt eine Darstellung während der Auswertung durch das Programm. Das zu analysierende Bild ist in Falschfarben dargestellt. Oberhalb des Schwellwertes (30 %) liegende Bildpunkte haben eine grüne Farbe. Die schwarzen Bereiche geben alle Bildpunkte mit unterschwelliger Intensitätsstärke wieder.

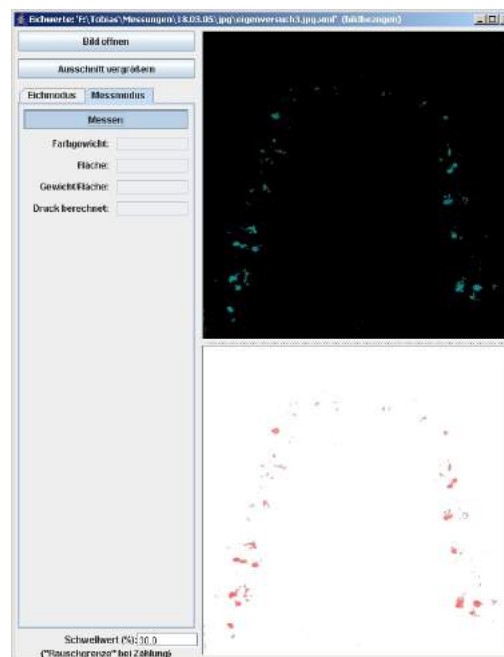


Abbildung 21: Darstellung während der Filterung unterschwelliger Pixel durch das Programm

5.2.4. Auswertung der Messergebnisse

Die Sammlung der Daten erfolgte mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogrammes Excel XP (Firma Microsoft). Es wurden die Messprotokolle der Druck-/Zugmaschine sowie die Werte aus dem Auswerteprogramm in tabellarischer Form gesammelt. Diese Tabellen wurden zur statistischen Analyse in das Datenanalyse- und Statistikprogramm Origin 7.5 (Firma Originlab) importiert.

5.3 Messungen

5.3.1 Scannergenauigkeit

Der Scanner wurde für die spätere Messwertkorrektur und Fehlerberechnung auf seine Genauigkeit untersucht. Folgende Messungen wurden vorgenommen:

a) Dimensionstreue

Die Dimensionstreue wurde mithilfe eines Objektmikrometers (Abbildung 22) gemessen. Das Objektmikrometer wurde mit der Auflichtmethode und verschiedenen Auflösungen (100 – 1200 dpi) eingescannt. Es wurde der Abstand der Striche 0 u. 70 im Programm Photoshop 10mal mit einem integrierten Messwerkzeug bestimmt. Der Abstand zwischen den genannten Eichstrichen betrug 70 mm. Das Objektmikrometer wurde horizontal und vertikal eingescannt und vermessen.

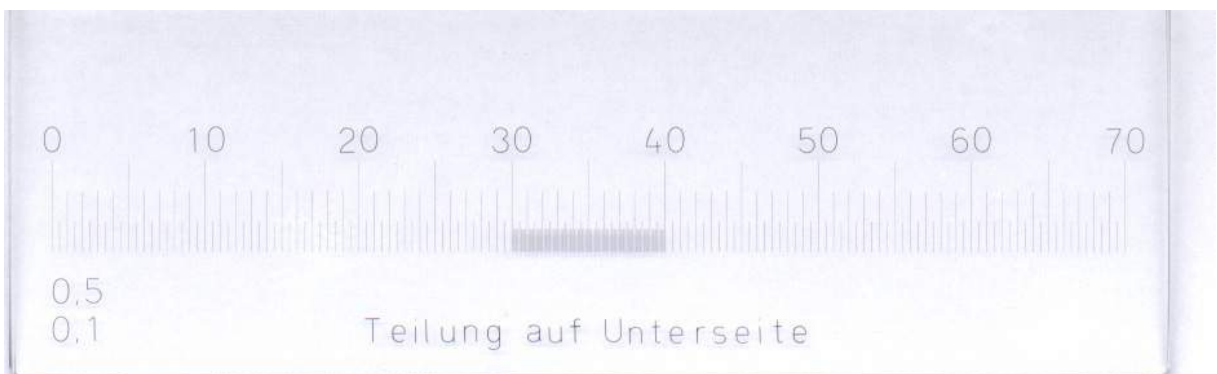


Abbildung 22: Objektmikrometer horizontal eingescannt

Die gemessenen Werte werden von Photoshop in Pixel angegeben. Für die Länge l erhält man wie folgt:

$$l[\text{Inch}] = \frac{\text{Pixel}[\text{dots}]}{\text{Auflösung}[\text{dots} / \text{Inch}]}$$

und mit

$$25,4\text{mm} = 1\text{Inch}$$

ergibt sich

$$l[\text{mm}] = 25,4 \times \frac{\text{Pixel}[\text{dots}]}{\text{Auflösung}[\text{dots} / \text{Inch}]}$$

b) Maximales Auflösungsvermögen

Um die maximale reale Auflösung zu bestimmen, wurde ein spezielles Testobjekt (Resolution Chart, 24 x 36 mm, Firma B.I.G, Weiden) verwendet. Das Testobjekt (Abbildung 23) wurde in 100 dpi Schritten bis zu einer Auflösung von 1200 dpi eingescannt.

Auf dem Testobjekt befanden sich Linien und Kreise mit unterschiedlichem Abstand. Das Auflösungsvermögen wird als die Anzahl von Linien pro Millimeter definiert, die gerade noch als getrennt erkannt werden können. Wenn Linienbreite c und der Abstand der Linien gleich sind, dann ergibt sich:

$$\text{Auflösungsvermögen}[lp/mm] = \frac{1}{2c[mm]} \quad [79]$$

Das Auflösungsvermögen wird in Linienpaare (lp) pro Millimeter angegeben. Die Umrechnung in dpi lautet dann:

$$\text{Auflösungsvermögen}[dpi] = \frac{1}{2c[mm]} \times 2 \times 25,4$$

Aufgrund des Vorhandenseins eines Linienpaares, also von zwei Linien, wird mit dem Faktor 2 multipliziert.

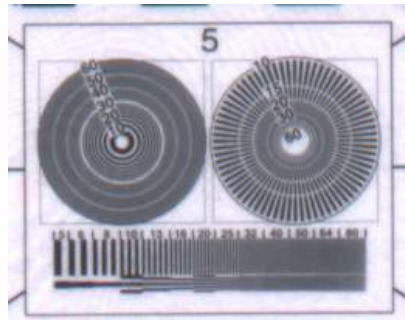


Abbildung 23: Teil des Testobjekts bei 1200 dpi Auflösung

5.3.2 Untersuchung zum lagerzeitabhängigen Verhalten sowie der Reproduzierbarkeit unterschiedlich beschichteter Druckmessfolien

Es wurden 20 Proben hergestellt, um die Reproduzierbarkeit der unterschiedlich beschichteten Druckmessfolien zu überprüfen.

Weiterhin sollte der Einfluss der Lagerdauer (Zeitspanne zwischen Folienherstellung und Kraftereinwirkung) überprüft werden.

Tabelle 3 zeigt den zeitlichen Verlauf der Messreihe.

Tabelle 3

Probennummer	Beschichtungsmaterial	Beschichtungsverfahren	Lagerdauer
1	Keines	Ohne	0 h
2	Cellophan	Ohne	0 h
3	PVAC	Spritzen	4 h
4	PVAC	Rakeln	4 h
5	Latex	Rakeln	4 h
6	PVAC	Spritzen	24 h
7	PVAC	Rakeln	24 h
8	Latex	Rakeln	24 h
9	PVAC	Spritzen	48 h
10	PVAC	Rakeln	48 h
11	Latex	Rakeln	48 h
12	PVAC	Spritzen	7 d
13	PVAC	Rakeln	7 d
14	Latex	Rakeln	7 d
15	PVAC	Spritzen	14 d
16	PVAC	Rakeln	14 d
17	Latex	Rakeln	14 d
18	PVAC	Spritzen	21 d
19	PVAC	Rakeln	21 d
20	Latex	Rakeln	21 d

Die, wie unter 5.1.2 beschrieben, beschichteten Folien wurden in neun gleich große Felder unterteilt (Abbildung 24). Innerhalb jedes Feldes wurde nach der Einzelzahnmethode (5.2.1 b) eine Belastung von 70 N für 3 Sekunden ausgeübt. Die Folien wurden nach 4 Stunden sowie nach 4 Monaten mit 800 dpi eingescannt.

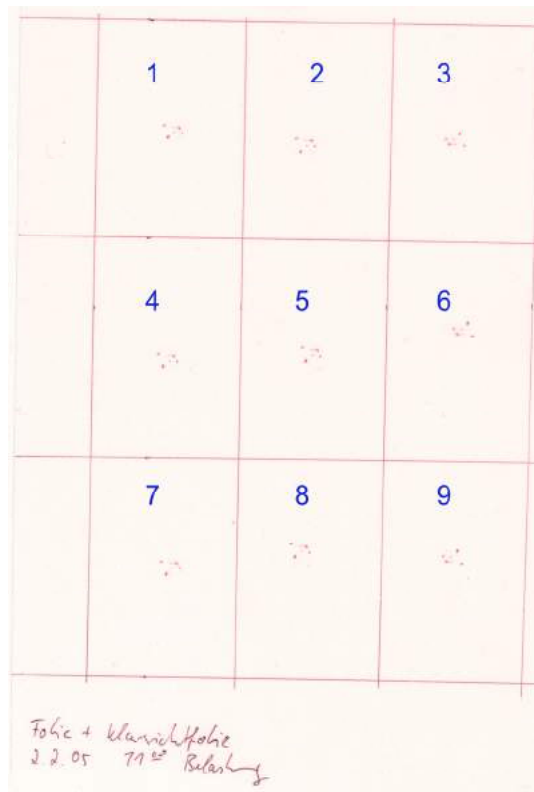


Abbildung 24: Druckmessfolie in 9 Messfelder eingeteilt

5.3.3 Untersuchung zum belastungsabhängigen Verhalten von gerakelten, mit PVAC beschichteten Folien sowie unbeschichteten Folien

Hierzu wurden nach dem Rakelverfahren eine Druckmessfolien mit PVAC beschichtet (5.1.2). Die Beschichtung erfolgte 24 Stunden vor der Belastung in der Druckmaschine. Die beschichteten Folien wurden mit der Punktkontaktmethode (5.2.1) belastet. Es wurden Kräfte zwischen 1,12 und 104,04 N appliziert. Mit jeder Kräfteinstellung an der Druckmaschine wurde die zu prüfende Folie 3mal belastet. Als Kontrolle wurde eine unbeschichtete Folie benutzt. Abbildung 25 zeigt eine Folie mit einer Messreihe. Die Folien wurden mit einer Auflösung von 800 dpi eingescannt.



Abbildung 25: Druckmessfolie (PVAC beschichtet) mit Messreihe (Kugeldurchmesser 2,5 mm)

5.3.4 Untersuchung zum zeitabhängigen Verhalten von gerakelten, mit PVAC beschichteten Folien

Es sollte untersucht werden, ob und in welchem Maße eine Veränderung der farbigen Areale bis zum Einscannen stattfindet. Um den Einfluss der Zeit durch die Druckbeaufschlagung selbst gering zu halten, wurde der Versuchsaufbau nach 5.2.1 b benutzt.

Das Erstellen einer einzigen Messreihe wie unter 5.3.3 beschrieben nimmt ca. 30 Minuten in Anspruch. Die zuerst belasteten Abschnitte der Druckmessfolie können somit im Hinblick auf eine Farbveränderung im Bereich von Minuten nicht verglichen werden.

Aus diesem Grund wurden die Folien nur einmal mit 70 N und für 3 Sekunden belastet.

5.3.5 Untersuchung von gerakelten, mit PVAC beschichteten Folien am Artikulator

Es wurden eigene Modelle eines vollbezahnten Probanden benutzt und die mit PVAC beschichteten Druckmessfolien belastet. Es wurde die Versuchsanordnung nach 5.2.1 c verwendet. Die Folien wurden mit Kräften zwischen 100 und 400 N belastet.

Das Scannen erfolgte nach 24 h mit 800 dpi Scannerauflösung.

Weiterhin wurden die durch die Zahnbögen belasteten Folien nach Versuchsanordnung 5.3.3 geprüft. Hierzu kam die Kugel mit dem Durchmesser von 10 mm zum Einsatz. Es sollten damit eine Referenzmarkierungen mit 10 N Belastung erzeugt werden.

Nach der Druckbelastung wurden die okklusalen Kontaktpunkte durch farbige (schwarz) Okklusionsfolie markiert. Das so markierte Oberkiefermodell wurde dem Artikulator entnommen und mit der Okklusionsfläche auf dem Scanner platziert. Anschließend wurde die Oberfläche mit einer Auflösung von 800 dpi eingescannt.

Das erhaltene Bild der Oberfläche mit ihren schwarzen Kontaktpunkten sowie die Folien mit den roten Farbpunkten wurden in Adobe Photoshop übereinander projiziert. Die Kontaktpunkte wurden qualitativ verglichen.

5.3.6 Untersuchung an zwei Probanden mit gerakelten, PVAC beschichteten Folien

Um die Handhabbarkeit zu testen, wurden bei einem Mitarbeiter der Abteilung Werkstoffkunde (51jähriger Proband) sowie im Selbstversuch (28jähriger Proband) Druckmessfolien mit maximaler Kieferschlusskraft belastet. Die Folien wurden anhand von Modellen in die entsprechende Zahnform geschnitten. Beide Probanden belasteten jeweils dreimal für drei Sekunden mit maximaler Kraft auf die Folien. Danach wurden die Folien getrocknet und in verschiedenen Zeitabständen bei 800 dpi eingescannt.

6 Ergebnisse

6.1 Ergebnisse aus den Vorversuchen

Folgende Ergebnisse aus den Vorversuchen wurden bei den weiteren Untersuchungen berücksichtigt:

a) Scannereinstellungen

Es stellte sich heraus, dass das Scannen im Auflichtverfahren die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse gegenüber dem Durchlichtverfahren verbesserte.

Weiterhin ergaben sich beim Scannen der Druckmessfolien Reflexionen durch die glatte Oberfläche der Trägerfolie, die sich als regenbogenfarbene Streifen bemerkbar machten. Für alle Messungen wurde deshalb immer die matte Seite (unbeschichtete bzw. selbst beschichtete Seite) der Folie gescannt.

Die Parameter des Vistascan-Programms Entraisterung und Filterung wurden wegen starker Verschlechterung der Bildqualität deaktiviert.

Einstellungen der Auflösung unter 800 dpi ergaben keine gleich bleibenden Messwerte. Deshalb wurde mit 800 dpi gescannt. Größere Auflösungen verlangsamten den Scannvorgang erheblich.

b) Auswertungsprogramm

In Vorversuchen wurde eine passende Einstellung des Schwellwertes, also der Rauschgrenze, gesucht. Der Schwellwert wurde soweit heraufgesetzt bis die Werte für Fläche und Gewicht an einem roten Fleck konstant blieben. Die Größe des Markierungsfelds um diesen Fleck sollte keinen Einfluss haben. Der gefundene Schwellwert betrug 30%.

c) Auswahl des Folientyps

In Eigenversuchen zeigte sich, dass die Prescale Folie vom Typ LW bei subjektiv mäßiger und starker Belastung gleich starke Verfärbungen aufwies. Neben der zu hohen Empfindlichkeit fiel eine gegenüber dem anderen Folientyp erhöhte Bissperrung auf. Diese war auf die annähernd doppelte Dicke (200 gegenüber 110 µm) der Folie

zurückzuführen. Von der weiteren systematischen Untersuchung dieser Folie wurde aus diesem Grund abgesehen.

6.2 Scannergenauigkeit

a) Dimensionstreue

Die gemessenen gemittelten Streckenwerte sowie die dazugehörigen Standardabweichungen für die horizontale und vertikale Messung sind in Tabelle 4 ersichtlich. Die Tabelle zeigt den Mittelwert \bar{x} der gemessenen Strecken, die Standardabweichung $s_{\bar{x}}$, die Varianz $s_{\bar{x}}^2$ sowie den Korrekturfaktor.

Tabelle 4

Aufl. [dpi]	Strecke \bar{x} [mm]		$s_{\bar{x}}$ [mm]		$s_{\bar{x}}^2$ [mm ²]		Korrekturfaktor f	
	horizontal	vertikal	Horizontal	vertikal	horizontal	vertikal	horizontal	Vertikal
100	70,36	69,85	0,00	0,00	0,0000	0,0000	0,0051	-0,0021
200	70,41	69,79	0,07	0,09	0,0043	0,0081	0,0058	-0,0031
300	70,33	69,77	0,06	0,06	0,0033	0,0039	0,0047	-0,0032
400	70,37	69,84	0,03	0,09	0,0007	0,0088	0,0053	-0,0023
500	70,33	69,87	0,03	0,06	0,0007	0,0035	0,0047	-0,0019
600	70,33	69,78	0,07	0,05	0,0045	0,0025	0,0047	-0,0031
700	70,38	69,83	0,08	0,08	0,0059	0,0062	0,0054	-0,0024
800	70,41	69,77	0,03	0,06	0,0007	0,0034	0,0058	-0,0033
900	70,31	69,76	0,09	0,05	0,0076	0,0020	0,0044	-0,0034
1000	70,38	69,75	0,05	0,08	0,0026	0,0061	0,0054	-0,0036
1100	70,30	69,76	0,05	0,05	0,0024	0,0022	0,0043	-0,0035
1200	70,34	69,78	0,06	0,07	0,0036	0,0045	0,0049	-0,0031
100-1200	70,36	69,80	0,06	0,07	0,0039	0,0054	0,0050	-0,0029

Der relative Fehler f bei der Streckenmessung berechnet sich nach:

$$f = \frac{(\bar{x} - l)}{l} \quad [38]$$

Dabei ist l die wahre Strecke (Sollmaß) von 70 mm die mit dem Objektmikrometer abgebildet wurde und \bar{x} die mittlere gemessene Strecke (Istmaß).

Um nun später aus den gemessenen Werten x auf die wahre Strecke zu schließen, gilt

$$l_{\text{horizontal}} = \frac{x_{\text{horizontal}}}{(1 + f_{\text{horizontal}})} \text{ und}$$

$$l_{\text{vertikal}} = \frac{x_{\text{vertikal}}}{(1 + f_{\text{vertikal}})}$$

und mit der Fläche A (Istmaß)

$$A = l_{\text{horizontal}} \times l_{\text{vertikal}}$$

ergibt sich

$$A = \frac{x_{\text{horizontal}} x_{\text{vertikal}}}{(1 + f_{\text{horizontal}})(1 + f_{\text{vertikal}})}$$

Der relative, systematische Flächenfehler ist also:

$$f_{\text{Fläche}} = (1 + f_{\text{horizontal}})(1 + f_{\text{vertikal}})$$

Aufgrund der Unabhängigkeit zwischen eingestellter Auflösung und relativem, systematischem Fehler (Abbildung 26) wurde für die Berechnung des Flächenfehlers der Mittelwert aller Messungen herangezogen.

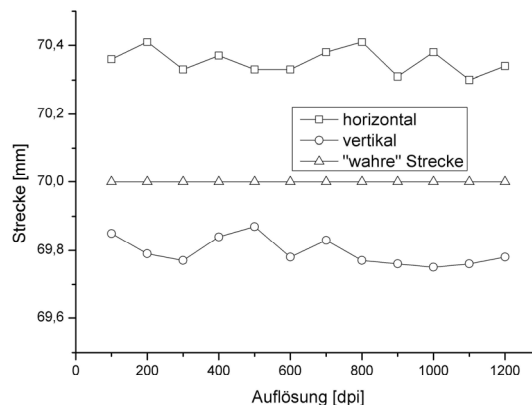


Abbildung 26: gemessene Streckenlängen bei verschiedenen Auflösungen

So ergibt sich für den relativen, systematischen Flächenfehler:

$$f_{\text{Fläche}} = (1 + 0,0050)(1 - 0,0029)$$

$$f_{\text{Fläche}} = 1,0021$$

Die errechneten Flächen müssen nun stets durch diese Fehlerkonstante dividiert werden.

b) maximales Auflösungsvermögen

Tabelle 5 zeigt die Ergebnisse des Versuchs zur Bestimmung der Auflösung auf der Grundlage des Testobjektes (Abbildung 23). Offensichtlich stimmen die eingestellten Auflösungen weitestgehend mit den gemessenen überein. Größenabweichungen der Auflösung gab es nur dort (500, 700, 900, 1100 dpi), wo keine entsprechende Anzahl von Linienpaaren auf dem Testobjekt vorhanden waren.

Tabelle 5: Versuchsergebnisse bei verschiedenen Auflösungseinstellungen

Eingestellte Auflösung [dpi]	Gemessene Auflösung [lp/mm]	Errechnete Auflösung [dpi]
100	<5	<254
200	<5	<254
300	6	304,8
400	8	406,4
500	8	406,4
600	13	660,4
700	13	660,4
800	16	812,4
900	16	812,4
1000	20	1016
1100	20	1016
1200	25	1270

Die geringste korrekt messbare Auflösung lag bei 300 dpi, da die minimale Auflösung des Testobjektes 5 lp/mm (254 dpi) betrug.

6.3 Folienuntersuchungen

6.3.1 Lagerzeitabhängigkeit und Reproduzierbarkeit

In diesem Abschnitt wird der Einfluss der Lagerzeit der Folien bis zur Exposition untersucht. Die Ergebnisse der systematischen Untersuchungen zur

Lagerzeitabhängigkeit und Reproduzierbarkeit sind in Tabelle 6 und den Abbildungen 27–29 dargestellt.

Die Lagerzeit der untersuchten Folien ist die Zeitspanne, die zwischen dem Auftragen der Schutzschicht auf den Fuji Film und der ersten Druckexposition liegt. Da durch dauerhaftes Auflegen der Cellophanfolie nicht von einer Beeinflussung des Färbeverhaltens des Fuji Films ausgegangen wurde, ist für diese Folien keine Lagerzeit angegeben.

Die Alterung des unbeschichteten Fuji Films für die untersuchten Lagerzeiten wurde vernachlässigt, da die Filme ein Mindestalter von 6 Monaten hatten.

Alle Druckmessfolien wurden außer während der Belastung durch die Prüfmaschine sowie dem Scannen lichtgeschützt bei 18-24 °C aufbewahrt.

Während der Auswertung der Messwerte zeigte sich, dass die eingelesenen Scannbilder der mit Cellophan beschichteten Folie nur nach Entfernung dieser zu verwenden waren. Aufgrund der unebenen Oberfläche der Cellophanfolie wurden die erhaltenen Bilder unscharf und zeigten regenbogenfarbene Artefakte.

Aus der statistischen Auswertung (Tabelle 5) und den graphischen Darstellungen (Abbildungen 27-29) der Versuchsreihen ist zu ersehen, dass es bei den Folien mit PVAC- und Latexbeschichtung in den ersten 168 Stunden nach Beschichtung zu gewissen Veränderungen des gemessenen Flächengewichtes kommt, wobei auch Unterschiede zwischen den unterschiedliche beschichteten Folien auftreten. Mit Ausnahme der latexbeschichteten Folie blieb für Lagerzeiten größer als 168 Stunden bei allen Folien der Messwert der Färbung im Rahmen der Messwertgenauigkeit konstant.

Tabelle 6

Probe	Beschichtungsmaterial	Verfahren	Lagerdauer [h]	Gewicht/Fläche [Pixel ⁻¹]		Standardabweichung		relative Standardabweichung [%]	
				4 h	4 mon	4 h	4 mon	4 h	4 mon
1	Keines	Ohne	0	0,426	0,399	0,005	0,003	1,2	0,8
2	Cellophan	Ohne	0	0,443	0,423	0,003	0,004	0,7	0,9
3	PVAC	Spritzen	4	0,423	0,403	0,004	0,004	1,0	1,0
4	PVAC	Rakeln	4	0,426	0,413	0,011	0,004	2,5	1,0
5	Latex	Rakeln	4	0,420	0,429	0,013	0,004	3,1	0,9
6	PVAC	Spritzen	24	0,416	0,397	0,004	0,004	1,0	1,0
7	PVAC	Rakeln	24	0,426	0,412	0,011	0,004	2,6	1,0
8	Latex	Rakeln	24	0,425	0,401	0,011	0,018	2,7	4,5
9	PVAC	Spritzen	48	0,415	0,395	0,005	0,003	1,1	0,8
10	PVAC	Rakeln	48	0,434	0,413	0,004	0,006	0,9	1,5
11	Latex	Rakeln	48	0,424	0,409	0,005	0,004	1,1	1,0
12	PVAC	Spritzen	168	0,416	0,399	0,007	0,005	1,6	1,3
13	PVAC	Rakeln	168	0,423	0,405	0,005	0,005	1,1	1,2
14	Latex	Rakeln	168	0,428	0,405	0,007	0,007	1,7	1,7
15	PVAC	Spritzen	336	0,414	0,394	0,003	0,005	0,8	1,3
16	PVAC	Rakeln	336	0,422	0,406	0,005	0,007	1,1	1,7
17	Latex	Rakeln	336	0,419	0,406	0,007	0,006	1,7	1,5
18	PVAC	Spritzen	504	0,407	0,394	0,004	0,003	0,9	0,8
19	PVAC	Rakeln	504	0,421	0,402	0,005	0,005	1,2	1,2
20	Latex	Rakeln	504	0,418	0,406	0,007	0,008	1,7	2,0

Die latexbeschichtete Folie zeigte nach Belastung und dem ersten Einscannen nach 4 Stunden einen Anstieg der Färbung mit einem Maximum bei 168 Stunden Lagerzeit. Bei erneutem Einscannen nach 4 Monaten ergab sich ein starkes Abfallen nach 4 Stunden Lagerzeit mit einem Minimum bei 24 Stunden, um danach wieder anzusteigen und ab 48 Stunden konstant zu bleiben.

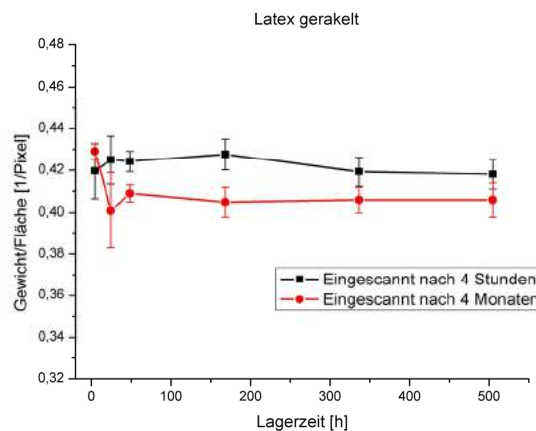
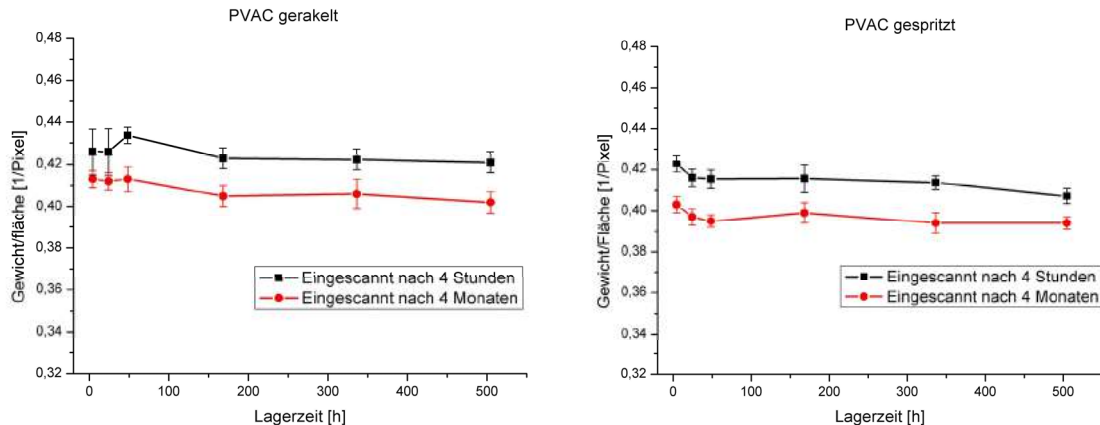


Abbildung 27: Lagerzeitabhängigkeit von latexbeschichteten Druckmessfolien

Außerdem zeigte sich eine hohe Streuung der Werte ($s_{\bar{x}} = 0,013$ bzw. $0,011$) bei 4 und 24 Stunden (Tabelle 6). Während die mit PVAC per Rakeln beschichtete Folie erst im Bereich zwischen 48 und 168 Stunden in der Intensität abfällt, geschieht dies bei der gespritzten Folie schon zwischen 4 und 48 Stunden.



Abbildungen 28 u. 29: Lagerzeitabhängigkeit von PVAC beschichteten Druckmessfolien

Bei gleicher Beschichtungstechnik zeigen die PVAC beschichteten Folien, unabhängig vom Zeitpunkt des Einscannens, einen identischen Kurvenverlauf, der lediglich in der y-Achse verschoben ist. Die Intensität für die nach 4 Monaten gescannte Folie ist im Mittel 4,1 % ($s_{\bar{x}} = 0,67$ %) geringer als die der nach 4 Stunden gescannten Folie.

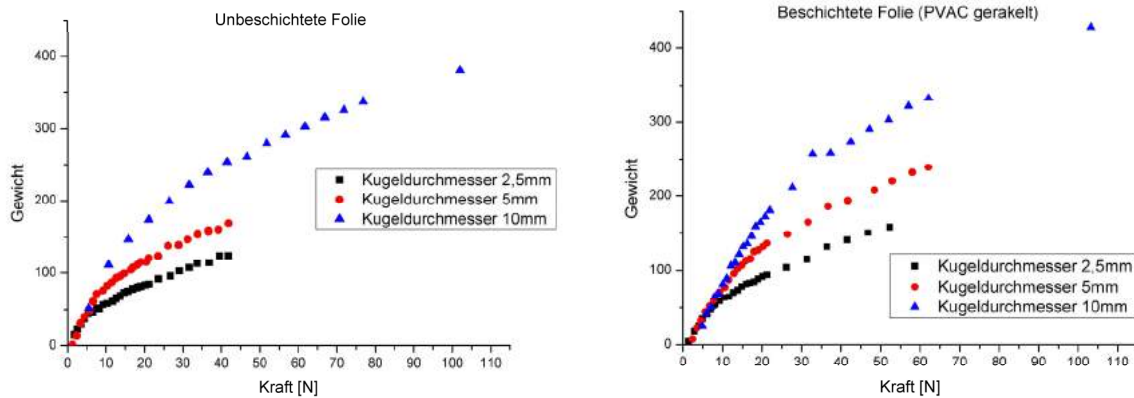
Kontrollprobe 1 und Probe 2 verloren nach dem zweiten Einscannen 6,3 bzw. 4,6 % an Intensität.

6.3.2 Belastungsabhängiges Verhalten

An unbeschichteten und beschichteten (PVAC gerakelt) Folien wurde der Zusammenhang zwischen Druckkraft und Farbeffekt (Flächengewicht) im Bereich bis etwa 100 N ermittelt. Zusätzlich wurde der Durchmesser der eingesetzten Kugeln zur Kraftübertragung variiert. Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 30 und 31 dargestellt.

Es wird deutlich, dass der Durchmesser des zur Prüfung eingesetzten Probekörpers (Kugel) einen entscheidenden Einfluss auf den Kurvenverlauf hat.

Alle Kurven zeigen ein anfänglich lineares Verhalten. Der ermittelte Anstieg für den linearen Teil der Kurve ist für alle getesteten Prüfkörperdurchmesser bei gleicher Folie (beschichtet oder unbeschichtet) identisch. Die Linearität wird von einer Verringerung des Anstiegs beendet. Dieser Punkt befindet sich bei der beschichteten Folie bei 20,8 N für 10 mm, 10,5 N für 5 mm und 8,1 N für 2,5 mm Durchmesser.



Abbildungen 30 u. 31: Kraftabhängigkeit der Gewichtswerte bei unbeschichteten und beschichteten (PVAC) Folien bei verschiedenen Probendurchmessern

Oberhalb der genannten Kräfte wird der Anstieg des Graphen zunehmend geringer, wobei sich bei höheren Kräften wiederum ein in erster Näherung linearer Verlauf anschließt. Die Verschiebung der Kurven infolge der veränderten Kugeldurchmesser spiegelt den veränderten effektiven Druck wieder, der sich aus der unterschiedlichen Kontaktfläche der unterschiedlich großen Kugeln ergibt.

Beim Vergleich der Messwertkurven mit identischem Probendurchmesser zeigten sich Unterschiede zwischen beschichteten und unbeschichteten Folien. Bei grundsätzlich ähnlichem Kurvenverlauf erscheint der erste lineare Bereich der Kurven der beschichteten Folien gestreckt.

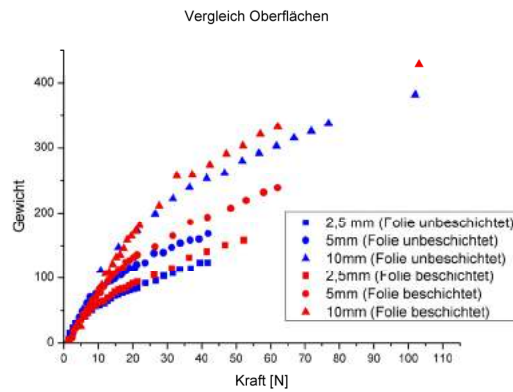


Abbildung 32: zeigt Unterschiede zwischen unbeschichteten und beschichteten (PVAC) Folien

Speziell im oberen Kurvenabschnitt ist erkennbar, dass die gemessenen Gewichtswerte für die beschichteten Folien immer über denen der unbeschichteten Folien lagen.

Auch die graphische Auswertung des Zusammenhangs zwischen den ausgeübten Kräften und dem Quotient der gemessenen Gewichts- und Flächenwerte ergab einen linearen Bereich im ersten Teil der Kurve. Abbildung 33 gibt diesen Zusammenhang exemplarisch für den Kugeldurchmesser von 10 mm wieder.

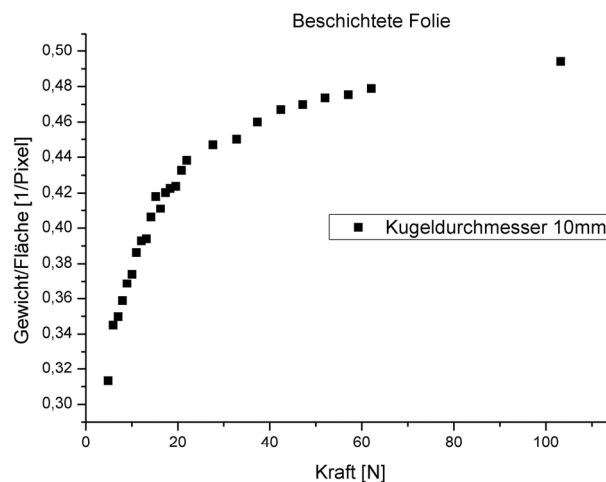


Abbildung 33: Durchschnittliches Gewicht pro Bildpunkt in Abhängigkeit zur Kraft

Deutlich ist die Linearität bis ca. 20 N erkennbar. Ab 20 N verringert sich der Anstieg der Kurve zunehmend.

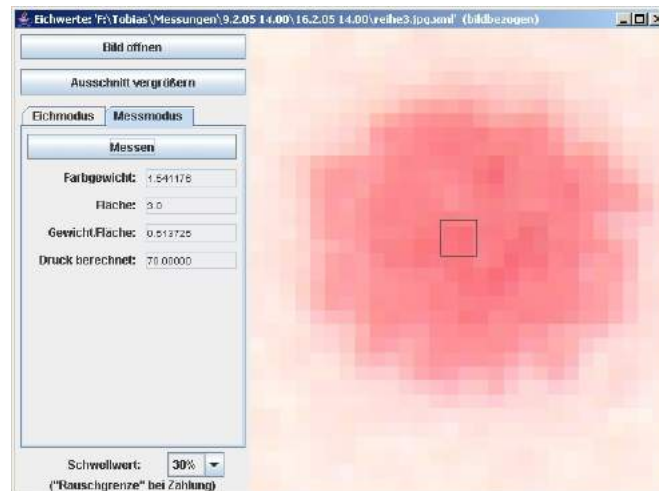


Abbildung 34: Bildpunkte im Inneren des gefärbten Areals mit schwacher Rotfärbung bei etwa 20 N Belastung, Kugeldurchmesser 10 mm

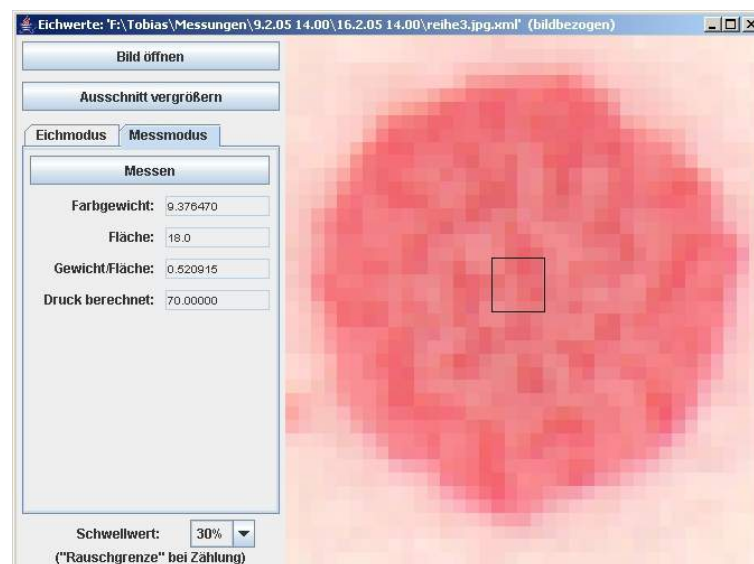


Abbildung 35: Bildpunkte im Inneren des gefärbten Areals mit starker Rotfärbung bei etwa 90 N Belastung, Kugeldurchmesser 10 mm

Bei der Analyse der Verteilung der einzelnen Farbwerte innerhalb einer gefärbten Kreisfläche (Abbildung 34 und 35) fiel auf, dass die Verteilung der Pixel mit gleichen Farbwerten (Gewicht) belastungsabhängig war. Auf diesen Effekt wird im folgenden näher eingegangen.

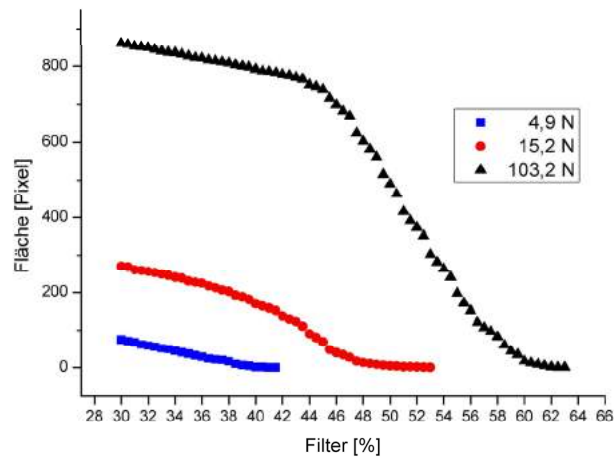


Abbildung 36: Gewichtsverteilung in Abhängigkeit von der Kraft bei einem Probendurchmesser von 10 mm

Abbildung 36 zeigt für drei verschiedene Belastungen bei 10 mm Kugeldurchmesser die Anzahl der Bildpunkte (Fläche), die bei einer bestimmten Filtereinstellung messbar waren. Bei einem Filter von beispielsweise 40 % werden alle Pixel, deren Farbwert 0,4 übersteigt, gezählt. Es ist zu erkennen, dass bei geringen Kräften (4,8 N) die Anzahl der Pixel für jede Filterstufe linear abnimmt. Bei hohen Kräften (103,2 N) nehmen die Flächen ab einer bestimmten Filterstufe von ca. 44 % stärker ab. Erst kurz vor Erreichen der maximalen Färbung wird die Verringerung der Fläche etwas gebremst.

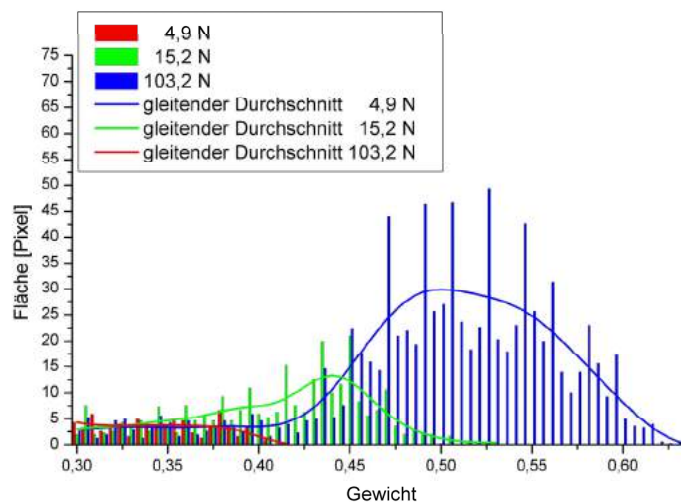


Abbildung 37: Anzahl der Pixel (Fläche) für Gewichtswertintervalle (0,005) bei Kugeldurchmesser 10 mm sowie gleitender Durchschnitt (FFT-Methode)

Abbildung 37 zeigt die Verteilung der Menge der Bildpunkte im gleichen Gewichtswertintervall. Die Intervallbreite betrug 0,005. Zur Glättung der Kurven wurde die FFT-Methode (gleitender Durchschnitt) benutzt.

Die Anzahl (Fläche) der gefärbten Bildpunkte blieb bis zu einem Gewicht von 0,35 für alle drei Kurven konstant.

Die Kurven der Messpunkte aus 15,2 N und 103,2 N Belastung erreichten ein Maximum im Gewichtswertintervall von 0,440 - 0,445 bzw. 0,500 - 0,505. Die Flächen für die einzelnen Gewichtswertintervalle sind bei einer Belastung von 4,9 N gleich im ersten Intervall von 0,300 - 0,305 am größten.

Die Flächenwerte gehen bei dieser Belastung nach konstantem Abfall im Intervall von 0,415 - 0,420 auf Null zurück. Die maximale Färbung liegt bei den anderen beiden Kurven zwischen 0,530 - 0,535 (15,2 N) und 0,630 - 0,635 (103,2 N).

6.3.3 Zeitabhängiges Verhalten

In diesem Abschnitt wurde untersucht, welchen Einfluss die Alterung der exponierten Folie bis zum Einscannen nimmt. Hierbei wird von in der Praxis realistischen Werten bis zu 48 Stunden ausgegangen.

Die Messergebnisse zur untersuchten Folie (PVAC durch Rakeln beschichtet) sind in Tabelle 7 ersichtlich.

Tabelle 7

Zeit [min]	Gewicht	Fläche [Pixel]	Gewicht/Fläche [Pixel ⁻¹]
5	611,98	1449	0,422
10	605,61	1456	0,416
20	597,13	1447	0,413
30	597,11	1454	0,411
40	594,62	1455	0,409
50	595,07	1460	0,408
60	596,0	1466	0,407
2880	617,0	1564	0,395

Die angegebene Zeit ist diejenige, die zwischen Belastung (70 N, 3 s Dauer) und Scannvorgang liegt. Gewicht, Fläche, Gewicht/Fläche sind die vom Programm ausgegebenen Werte.

Abbildungen 38-41 zeigen die Abhängigkeiten zwischen Zeit und Farbewicht, Zeit und Fläche sowie Zeit und Gewicht/Fläche.

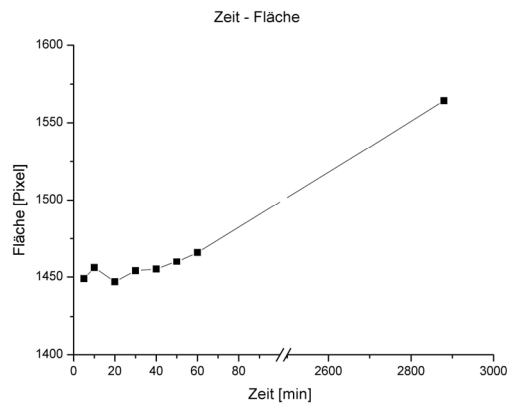


Abbildung 38: Fläche in Abhängigkeit zur Zeitspanne zwischen Belastung und Scannvorgang (mit Achsenunterbrechung)

Die gemessene Fläche variiert in den ersten 60 Minuten zwischen 1449 und 1466 Pixel, um nach 2880 Minuten (48h) einen Wert von 1564 Pixel zu erreichen. Bei Betrachtung der Messwerte ist von einem Flächenwachstum mit zunehmender Zeit auszugehen. Dabei wächst die Fläche nicht linear mit der Zeit.

Deutlich wird dies, wenn die Kurvenabschnitte von 5 bis 60 und 60 bis 2880 Minuten linearisiert werden. Abbildung 39 zeigt die linearisierten Abschnitte (blauer und roter Graph) und den als Exponentialfunktion ($Fläche = a - bc^{Zeit}$) angenommenen Zusammenhang zwischen Zeit und Fläche (schwarzer Graph).

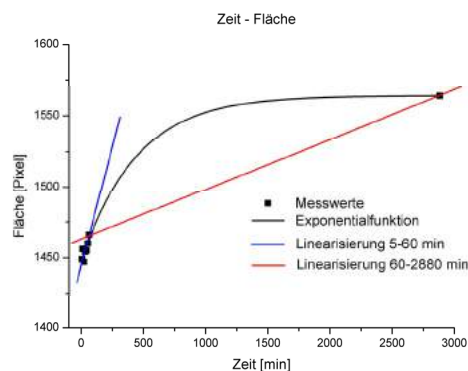


Abbildung 39: Fläche in Abhängigkeit zur Zeitspanne zwischen Belastung und Scannvorgang (ohne Achsenunterbrechung)

In den ersten 60 Minuten nach Belastung vergrößert sich die Fläche um 1,2 %, also etwa 0,021 % pro Minute. Hier stimmen linearer und exponentieller Zusammenhang zwischen Zeit und Fläche überein. Im Zeitraum von 60 Minuten bis 48 Stunden steigt die Pixelanzahl um 6,7 %. Dies entspricht einer mittleren Steigerungsrate der Fläche von 0,0024 % pro Minute. Wie aus Abbildung 39 zu ersehen ist, kann die Exponentialfunktion in diesem Kurvenabschnitt nicht mehr mit der linearen Funktion approximiert werden.

Die ermittelten Gewichtswerte zeigen gegenüber den Flächen in der graphischen Darstellung ein anderes Verhalten (Abbildung 40). Der erste Kurvenabschnitt bis 60 Minuten zeigt eine Verringerung der Gewichtswerte von 611,98 auf 596,0. Anschließend ist ein Ansteigen des Gewichtswertes zu erkennen. Nach einer Zeit von 48 Stunden wird der ursprüngliche Anfangswert bei 5 min (611,98) überschritten (617,0). Der Minimum der Kurve liegt bei 40 min .

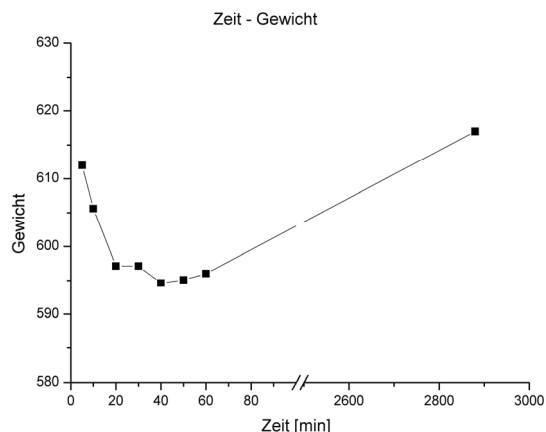


Abbildung 40: Gewicht in Abhängigkeit zur Zeitspanne zwischen Belastung und Scannvorgang (mit Achsenunterbrechung)

Die Abhängigkeit zwischen der Zeit und dem Quotienten aus Gewicht und Fläche ist in Abbildung 41 dargestellt. Nach einem Abfall der Kurve bis auf einen Wert von $0,407 \text{ Pixel}^{-1}$ (bei 60 Minuten) sinkt der Quotient weiter auf $0,395 \text{ Pixel}^{-1}$ nach 48 Stunden.

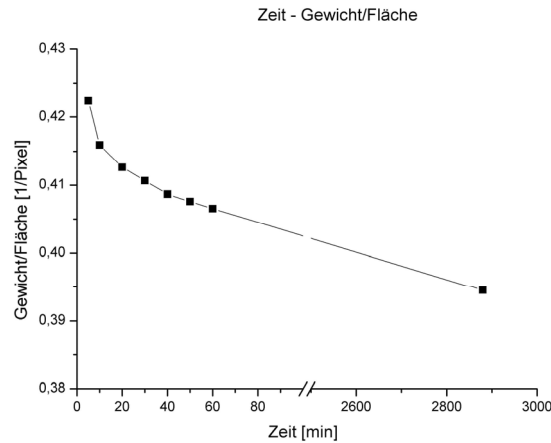


Abbildung 41: Quotient Gewicht/Fläche in Abhängigkeit zur Zeitspanne zwischen Belastung und Scannvorgang (mit Achsenunterbrechung)

Der Quotient aus dem Farbgewicht und der exponierten Fläche weist einen abfallenden Verlauf mit der Zeit auf, wobei ein exponentieller Zusammenhang wahrscheinlich ist.

Im vorderen Kurvenverlauf wirkt sich dabei insbesondere das abfallende Gewicht (Abbildung 40) aus, während der asymptotische Abfall bei höheren Werten offensichtlich vor allem auf der Zunahme der exponierten Fläche (Abbildung 38) beruht.

6.3.4 Versuche am Artikulator

Tabelle 8 zeigt die Messwerte für die durchgeführten Versuche. Die erste Spalte zeigt die vom Programm ausgegebenen Gewichtswerte. Die daraus errechnete Kraft ($Kraft_{errechnet}$) ist in der vierten Spalte aufgeführt. Diese Kraft wurde folgendermaßen, unter Annahme eines linearen Zusammenhangs zwischen applizierter Kraft und Farbgewicht unter Einbeziehung des Eichwertes ($Kraft_{Eichpunkt}$, $Gewicht_{Eichpunkt}$) wie folgt berechnet:

$$Kraft_{errechnet} = \frac{Gewicht_{Abdruck}}{Gewicht_{Eichpunkt}} * Kraft_{Eichpunkt}$$

Um eine Vorstellung von der Messgenauigkeit zu erhalten, wurde die Abweichung zwischen applizierter Kraft (durch die Testmaschine aufgezeichnet) und errechneter Kraft wie folgt bestimmt:

$$Abweichung = \frac{(Kraft_{errechnet} - Kraft_{appliziert}) * 100}{Kraft_{appliziert}}$$

Wie aus Tabelle 8 ersichtlich, weicht die berechnete Kraft nur unwesentlich von der durch die Testmaschine aufgezeichneten ab. Lediglich der vierte Versuch zeigt eine erhöhte Diskrepanz zwischen wahrem und kalkulierte Wert. Die Abweichung beträgt hier 12,8 % und ist damit erheblich höher, als die mittlere (3,6 %) bzw. maximale Abweichung (6,5 %) der anderen Werte.

Tabelle 8

Gewicht Abdruck	Gewicht Eichpunkt	Kraft Eichpunkt [N]	Kraft errechnet [N]	Kraft appliziert [N]	Abweichung [%]
511,8	117,7	14,13	61,4	57,7	6,4
672	92,3	14,46	105,3	106,3	-1,0
1120,2	95,5	14,37	168,5	158,3	6,5
1642	101,0	14,43	234,6	207,9	12,8
1815,8	94,3	14,51	279,4	262,6	6,4
1932,7	86,7	14,15	315,2	313,7	0,6
2122	81,8	14,2	368,5	366,0	0,7
2555	94,3	14,57	396,0	413,1	-4,1

Die errechneten Werte liegen bis auf Reihe 2 u. 8 immer über den durch die Testmaschine aufgezeichneten Werten.

Die zur Eichung aufgebrachte Kraft schwankt im Bereich von 14,13 – 14,57 N und zeigt eine maximale Abweichung vom Mittelwert (14,35 N) von ± 1,5 % und eine Standardabweichung von 0,17 N.

Weiterhin fällt eine große Abweichung zwischen den Gewichtswerten der verschiedenen Eichpunkte auf. So schwanken diese zwischen 81,8 und 117,7. Diese Schwankungen zeigen keinen eindeutigen Zusammenhang mit den unterschiedlich hohen Eichkräften (Abbildung 42).

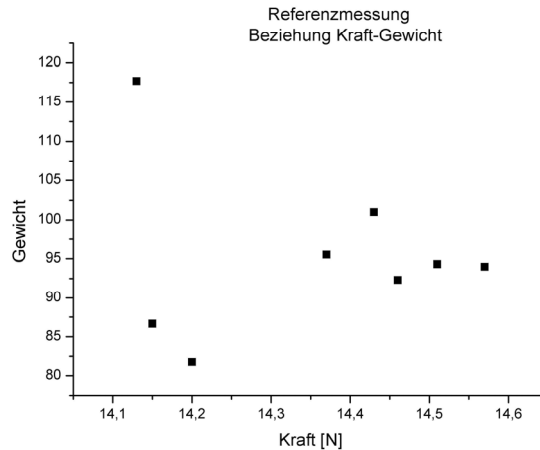
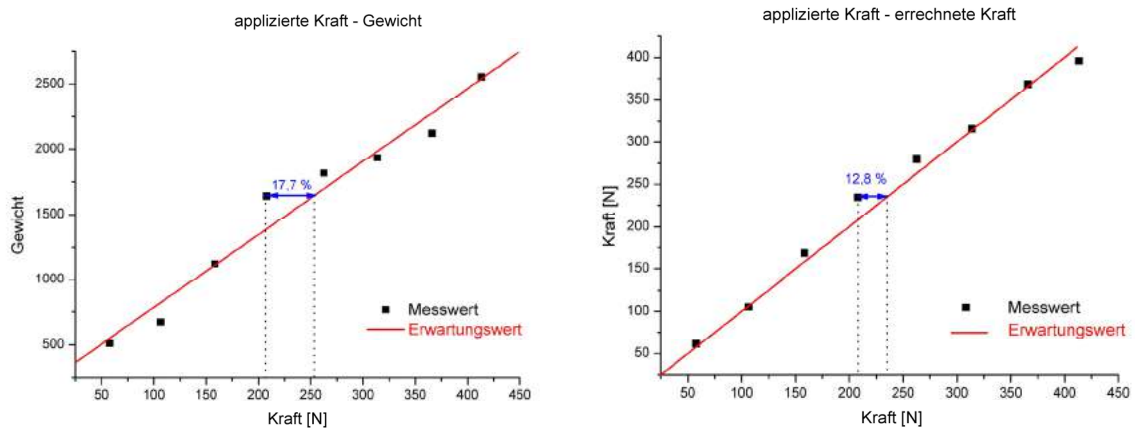


Abbildung 42: Zusammenhang zwischen Eichkraft und Gewicht

Auch die Gewichtswerte für den Abdruck des Zahnbogens weisen eine breite Streuung auf. Die Gewichtswerte nehmen dabei in guter Näherung linear mit der Kraft (Abbildung 43) zu.



Abbildungen 43 u. 44: Gegenüberstellung der Messwertgenauigkeit ohne (Kraft – Gewicht) und mit Einbeziehung einer Referenzmessung (applizierte Kraft – errechnete Kraft)

Die Streuung um eine angelegte Gerade, wie in den Abbildungen 43 und 44 dargestellt, zeigt, dass der Zusammenhang von applizierter Kraft und dem gemessenen Gewicht eine höhere Streuung (Standardabweichung gegenüber Erwartungswert 24,1) aufweist als die des Zusammenhanges zwischen applizierter und errechneter Kraft (Standardabweichung gegenüber Erwartungswert 13,0).

Die farbigen Felder der durch den Artikulator belasteten Folien wurden außerdem hinsichtlich der Fläche ausgewertet. Tabelle 9 zeigt die Messwerte für jeden Versuch.

Die Fläche in [Pixel] (A_{Pixel}) kann nach folgender Formel in Fläche in [mm²] (A_{mm} bzw. $A_{korrigiert}$) umgerechnet werden:

$$A_{mm}[mm] = \left(\frac{25,4}{800}\right)^2 \times A_{Pixel}[Pixel]$$

Mit dem relativen, systematischen Fehler für die Flächenbestimmung aus 6.2 a ergibt sich:

$$A_{korrigiert}[mm] = \frac{\left(\frac{25,4}{800}\right)^2 \times A_{Pixel}[Pixel]}{1,0021}$$

Für die Berechnung der Drücke wurden folgende Formeln verwendet:

$$Druck_{appliziert} = \frac{Kraft_{appliziert}}{A_{korrigiert}} \quad (Gl.1)$$

sowie

$$Druck_{errechnet} = \frac{Kraft_{errechnet}}{A_{korrigiert}}$$

Tabelle 9

Kraft appliziert [N]	Kraft errechnet [N]	A_{Pixel} [Pixel]	$A_{korrigiert}$ [mm ²]	Druck _{appliziert} [MPa]	Druck _{errechnet} [MPa]
57,7	61,4	1498	1,51	38,3	40,8
106,3	105,3	1964	1,98	53,8	53,3
158,3	168,5	3253	3,27	48,4	51,5
207,9	234,6	4584	4,61	45,1	50,9
262,6	279,4	5319	5,35	49,1	52,2
313,7	315,2	5507	5,54	56,6	57,0
366,0	368,5	5881	5,92	61,9	61,9
413,1	396,0	6959	7,00	59,0	59,0

Wie Tabelle 9 und Abbildung 45 zeigen, steigt $A_{korrigiert}$ mit zunehmenden applizierten Kräften an.

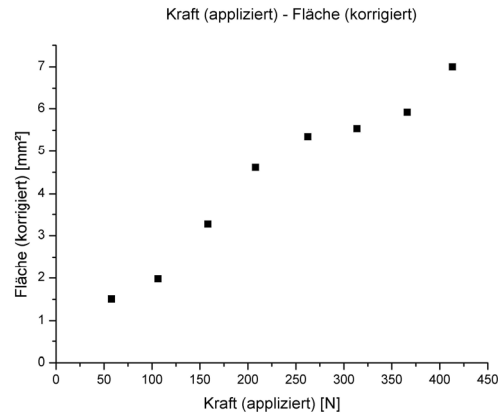


Abbildung 45: Zusammenhang zwischen applizierter Kraft und gemessener Fläche (korrigiert durch Flächenfaktor 1,0021)

Die Flächenwerte bewegen sich dabei zwischen 1,51 mm² und 7,00 mm² (57,7 N bzw. 413,1 N applizierte Kraft).

Zwischen applizierter Kraft und Fläche ist ein proportionaler Zusammenhang erkennbar.

Der Zusammenhang zwischen applizierter Kraft und errechnetem Druck nach Gleichung 1 ist in Abbildung 46 ersichtlich. Nur in einer groben Näherung kann von einem linearen Zusammenhang ausgegangen werden.

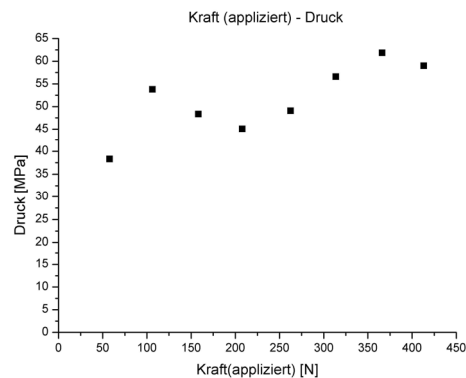


Abbildung 46: Zusammenhang applizierte Kraft und berechneter Druck

Bei der Überlagerung der Bilder von Oberkiefermodell und Folienabdrücken ist erkennbar (Abbildung 47), dass die roten Färbungsgebiete im Bereich der Molaren und Prämolaren in beiden Kieferhälften zu schätzungsweise 80 % mit den schwarzen Okklusionsmarkierungen übereinstimmen. Die geschwärzten Flächen haben an allen Zähnen etwa eine konstante Größe.

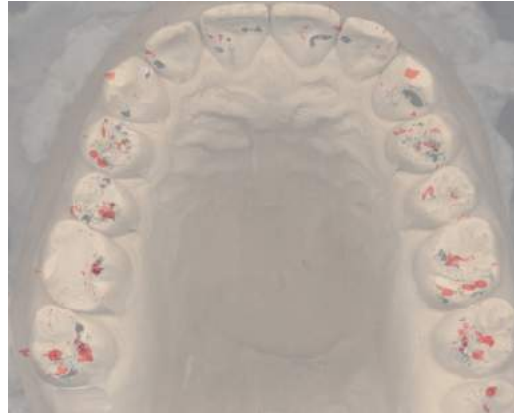


Abbildung 47: Zahnkranz überlagert mit Druckmessfolie, schwarze Punkte stammen von Okklusionsfolie, rote Bereiche von der Druckmessfolie

Im Frontzahnggebiet gibt es praktisch keine Übereinstimmung von schwarzen und roten Flächen. Die roten Färbungsbereiche liegen immer labial der als korrespondierend vermuteten schwarzen Areale. Besonders große Distanzen sind zwischen den Folien- und Okklusionspunkten der beiden Eckzähne zu beobachten. Die durch die Druckmessfolie projizierten Kontakte liegen auf der Höckerspitze, während sich die schwarz markierten Okklusionskontakte auf der distalen Randleiste der Canini befinden.

Von mesial nach distal nimmt die Größe der roten Areale deutlich zu. Da die Zuordnung der Folienpunkte zu den entsprechenden Zähnen (Abbildung 48) aufgrund der Form möglich ist, wurde der Farbabdruck auf der Folie in Zahnabschnitte geteilt.

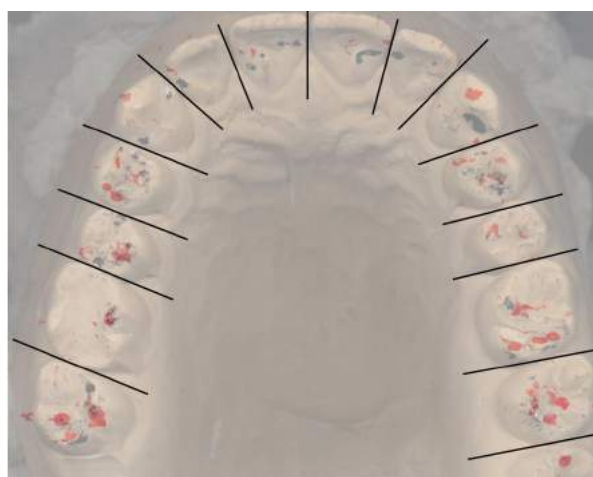


Abbildung 48: Segmentierung des Zahnkranzes

In Tabelle 10 und 11 sind die einzelnen berechneten Belastungen, Flächen und Drücke für die Zahnbogenabschnitte aufgeführt. Die Berechnung erfolgte analog Tabelle 9.

Tabelle 10 zeigt die errechneten Kräfte für die Zähne des I. und II. Quadranten, bildlich dargestellt in den Abbildungen 49 und 50. Auffällig ist, dass die Messungen an Zahn 14 äußerst hohe Kraftwerte ergaben. So lag die errechnete Kraft (Belastungen des Zahnkranzes 313,7 N, 366,0 N und 413,1 N) zwischen 108 N und 115 N, während die maximale errechnete Kraft bei allen anderen Zähnen höchstens 57 N betrug (Zahn 27 bei 413,1 N Belastung).

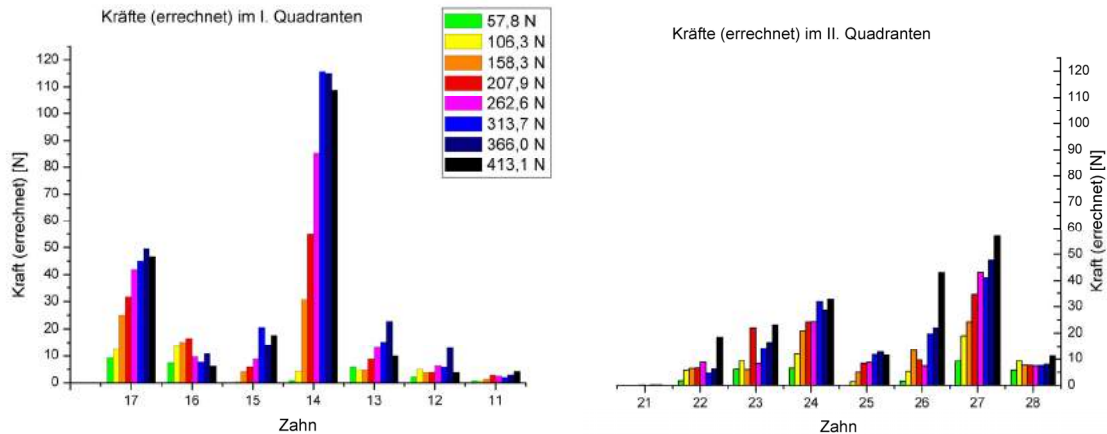
Tabelle 10: Kräfte in N der einzelnen Zahngruppen

Zahn	applizierte Gesamtkraft [N]							
	57,7	106,3	158,3	207,9	262,6	313,7	366,0	413,1
17	9,34	12,43	25,09	31,55	42,04	44,99	49,58	46,78
16	7,45	13,52	15,19	16,49	9,77	7,67	10,88	6,23
15	0,04	0,49	4,03	5,92	8,71	20,56	14,13	17,59
14	0,99	4,20	30,65	54,94	85,50	115,86	115,01	108,90
13	5,97	4,72	4,89	8,76	13,07	15,24	22,78	10,06
12	2,18	5,10	3,73	3,83	6,40	5,87	12,93	3,80
11	0,81	0,82	1,39	2,81	2,54	1,97	2,89	4,15
21	0	0	0	0,23	0	0,32	0,32	0
22	1,76	5,77	6,45	6,62	8,72	4,70	6,28	18,57
23	6,14	9,34	6,04	21,88	8,25	14,22	16,41	23,18
24	6,54	11,88	20,84	24,25	24,36	31,82	28,72	32,85
25	0,07	1,38	5,09	8,28	8,66	11,63	12,61	11,46
26	1,63	5,37	13,20	9,71	7,44	19,71	21,86	43,12
27	9,18	19,05	24,27	34,59	43,23	41,33	47,83	57,00
28	5,83	9,42	7,61	7,55	7,39	7,46	7,90	11,17

Zahn 21 zeigte keine oder nur sehr geringe Verfärbung, die offensichtlich auch nicht mit der Höhe der auf den Zahnbogen einwirkenden Kraft zusammenhängen.

Die errechneten Werte für die zweiten Molaren differieren kaum. Sie zeigen die höchsten Werte nach Zahn 14.

Zahn 28 zeigte unabhängig von der aufgewendeten Gesamtkraft eine nahezu konstante Belastung.



Abbildungen 49 u. 50: Darstellung der Kräfte in den einzelnen Zahngebieten für die unterschiedlichen applizierten Gesamtkräfte

Weiterhin wurden die den einzelnen Zähnen zugeordneten Färbungsbereiche hinsichtlich ihrer Fläche und des errechneten Druckes ausgewertet. Tabelle 11 zeigt die gemessenen bzw. errechneten Werte für jedes Zahngebiet für die unterschiedlichen durch die Testmaschine aufgebrauchten Kräfte.

Tabelle 11 Fläche und Druck für jeden Zahn bei verschiedenen Kräften

Zahn	applizierte Gesamtkraft [N]															
	57,7		106,3		158,3		207,9		262,6		313,7		366,0		413,1	
	A [mm ²]	P [MPa]	A [mm ²]	P [MPa]	A [mm ²]	P [MPa]	A [mm ²]	P [MPa]	A [mm ²]	P [MPa]	A [mm ²]	P [MPa]	A [mm ²]	P [MPa]	A [mm ²]	P [MPa]
17	0,24	39,5	0,24	52,6	0,51	49,7	0,65	48,3	0,79	53,2	0,80	55,9	0,82	60,7	0,87	54,1
16	0,18	42,3	0,24	55,8	0,29	52,1	0,33	50,0	0,19	50,8	0,14	54,4	0,19	57,5	0,12	51,2
15	0,00	37,0	0,01	48,6	0,08	47,7	0,13	46,3	0,17	51,3	0,29	71,0	0,24	59,0	0,30	57,9
14	0,03	37,8	0,08	53,5	0,55	55,3	0,95	58,1	1,37	62,5	1,57	74,0	1,65	69,8	1,97	55,2
13	0,14	41,2	0,09	51,0	0,10	47,6	0,19	47,0	0,25	52,0	0,28	54,7	0,38	59,3	0,20	50,3
12	0,05	40,2	0,10	51,2	0,08	48,8	0,08	45,9	0,13	50,5	0,11	54,5	0,21	61,5	0,08	49,0
11	0,01	57,4	0,02	51,0	0,03	51,2	0,06	50,8	0,05	51,4	0,04	54,4	0,05	59,8	0,08	52,9
21	0	--	0	--	0	--	0,01	45,4	0	--	0,01	52,5	0,01	53,8	0	--
22	0,04	40,6	0,11	50,8	0,13	49,7	0,14	46,4	0,17	50,4	0,09	53,1	0,11	55,2	0,35	52,9
23	0,15	39,7	0,18	52,4	0,12	50,9	0,44	49,8	0,15	56,5	0,23	61,2	0,27	61,6	0,42	55,5
24	0,17	39,4	0,22	53,0	0,41	50,4	0,50	48,7	0,47	52,2	0,57	56,0	0,49	58,3	0,62	53,2
25	0,00	37,0	0,03	50,6	0,10	49,6	0,17	49,0	0,17	51,8	0,21	56,7	0,21	59,1	0,22	53,2
26	0,04	38,5	0,10	53,3	0,26	51,7	0,20	47,8	0,14	52,1	0,36	54,9	0,38	57,3	0,79	54,6
27	0,22	41,1	0,36	53,7	0,47	51,7	0,67	51,5	0,82	52,7	0,73	56,3	0,80	60,1	1,03	55,5
28	0,14	41,7	0,17	56,7	0,15	51,5	0,16	48,1	0,14	51,4	0,13	57,0	0,13	59,9	0,21	54,4

Entsprechend bildliche Darstellungen der Ergebnisse zeigen die Abbildungen 51 und 52.

Die größte Fläche von 1,97 mm² wurde bei der Gesamtkraft von 413,1 N an Zahn 14 registriert. Zahn 11 und 21 zeigten die geringsten Flächenwerte.

Beim Vergleich der Werte für ein Zahngebiet ist erkennbar, dass eine klare Abhängigkeit zwischen applizierter Gesamtkraft und gemessener Fläche nicht besteht. So vergrößert sich beispielsweise die Fläche der Zähne 17, 14 und 25 mit zunehmender Kraft, während die Flächenwerte bei den anderen Zahngruppen scheinbar unabhängig von der Kraft schwanken (16, 15, 13, 12, 11, 21, 22, 23, 24, 26, 27) oder einen konstanten Wert annehmen (28).

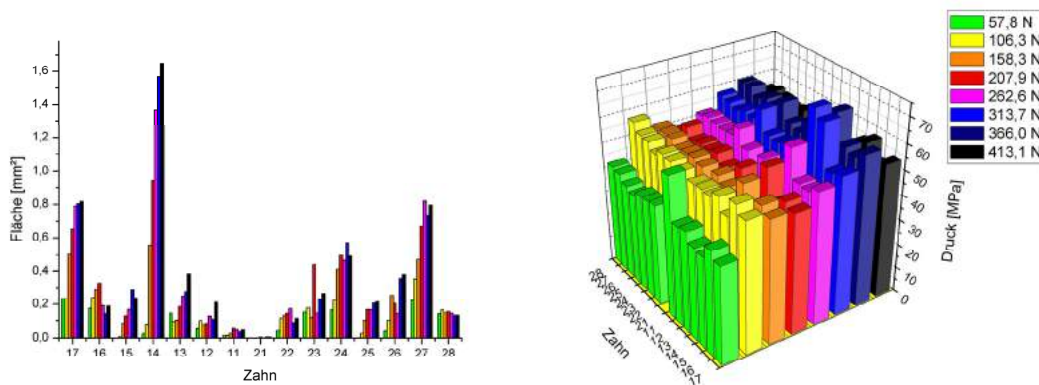


Abbildung 51 u. 52: Darstellung der Fläche und des Druckes in den einzelnen Zahngebieten für die verschiedenen Kräfte

Die Summen der gemessenen Flächen zeigen allerdings in erster Näherung ein zur applizierten Kraft proportionales Verhalten (Abbildung 53).

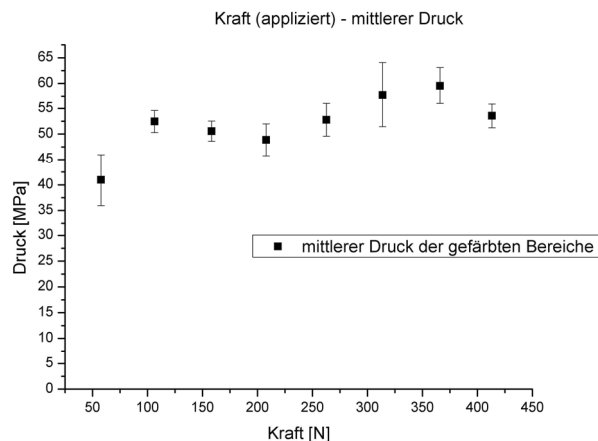


Abbildung 53: Mittlere Drücke und Standardabweichung bei verschiedenen Kräften

Abbildung 53 zeigt die mittleren Drücke aller Zahngebiete für eine applizierte Kraft. Diese Werte sind nur geringfügig kleiner, als jene aus Abbildung 46. Grund hierfür ist, dass bei der Auswertung mit Hilfe des entwickelten Programms und den vorgenommenen Segmentierungen zur Bestimmung der Kontaktposition, zum Teil rot gefärbte Bereiche überdeckt wurden und somit nicht in die Berechnung mit eingingen.

6.3.5 Versuche an Probanden

Nachdem die beiden Probanden nacheinander jeweils drei mit PVAC beschichtete Druckmessfolien belastet hatten, mussten die Folien für 30 Minuten zur Trocknung gelagert werden.

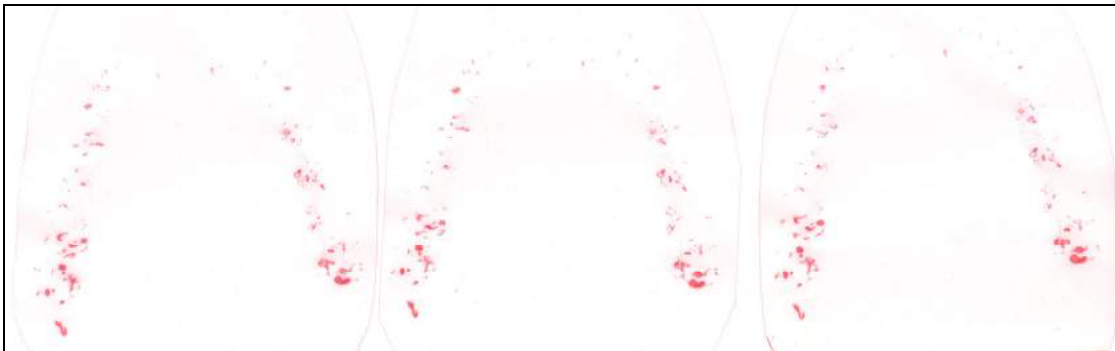


Abbildung 54: Scannbilder der Druckmessfolien des 28-jährigen Probanden, Proben 1-3 von links nach rechts

Nach Abtrocknung der auf den Folien verbliebenen Speichelreste wurden die Folien eingescannt. Abbildungen 54 und 55 zeigen die eingescannten Druckmessfolien der zwei Probanden.



Abbildung 55: Scannbilder der Druckmessfolien des 51-jährigen Probanden, Proben 4-6 von links nach rechts

Tabelle 12 zeigt die Messwerte für die nach 1 Stunde ausgewerteten Folien. Tabelle 13 die nach 24 Stunden ausgewerteten Folien.

Tabelle 12: Messwerte nach 1 h

Probe Nr.	Proband 1 (28 Jahre)			Proband 2 (51 Jahre)		
	1	2	3	4	5	6
Gewicht _{Abdruck}	13069,4	13231,3	13624,9	5575,5	3957,0	6086,4
Gewicht _{Eichpunkt}	76,3	76,3	76,3	76,3	76,3	76,3
Fläche _{Abdruck} [Pixel]	29535	28961	29780	12943	9496	14069
Kraft _{errechnet} [N]	1848,5	1871,4	1927,0	788,6	559,7	860,8
Fläche _{errechnet} [mm ²]	29,7	29,1	30,0	13,0	9,6	14,2
Druck _{errechnet} [MPa]	62,21	64,23	64,32	60,56	58,58	60,82

Zur Auswertung wurde im Programm immer der gesamte Zahnbogen markiert und die Werte für diesen bestimmt. Die Kraft, mit der die Eichpunkte erzeugt wurden, betrug im Mittel 10,8 N. Es wurde für alle Proben mit den Gleichungen aus Kapitel 6.3.4 Kraft_{errechnet}, Fläche_{errechnet} und Druck_{errechnet} bestimmt. Für Gewicht_{Eichpunkt} wurde der Mittelwert aus fünf einzelnen Messungen eingesetzt (76,3, Standardabweichung 10,59 bzw. 80,1 Standardabweichung 9,73). Die Gewichts- und Flächenwerte des 28 jährigen Probanden differierten innerhalb der drei Proben (1-3) weitaus geringer als die der 51 jährigen Versuchsperson (4-6).

Tabelle 13: Messwerte nach 24 h

Probe Nr.	Proband 1 (28 Jahre)			Proband 2 (51 Jahre)		
	1	2	3	4	5	6
Gewicht _{Abdruck}	13393,0	13454,6	13618,3	6049,7	4301,7	6437,6
Gewicht _{Eichpunkt}	80,1	80,1	80,1	80,1	80,1	80,1
Fläche _{Abdruck} [Pixel]	30674	29816	30188	14324	10421	15097
Kraft _{errechnet} [N]	1804,8	1813,1	1835,1	815,2	579,7	867,5
Fläche _{errechnet} [mm ²]	30,9	30,0	30,4	14,4	10,5	15,2
Druck _{errechnet} [MPa]	58,16	60,11	60,09	56,26	54,99	56,80

Deutlich wird dies insbesondere bei Betrachtung der Standardabweichungen der Mittelwerte für das Gewicht, die Fläche, sowie die errechneten Größen (Tabelle 14). Dabei liegt die höchste relative Standardabweichungen aller Werte für den 28 jährigen Probanden unter 2,2 %, während diese für den 51jährigen Probanden zum Teil über 20 % liegt. Die Werte für die ältere Versuchsperson zeigen eine als hoch einzustufende Streuung.

Der Vergleich der einzelnen Proben für die unterschiedlichen Zeitspannen bis zum Scannen (1/24 h) bestätigt die bereits ermittelten Ergebnisse von 6.3.3. Die Gewichtswerte und Flächenwerte vergrößern sich dabei um durchschnittlich 4,5 bzw. 6,0 % in 24 Stunden.

Tabelle 14: Mittelwerte und Standardabweichungen sowie relative Standardabweichung

	Zeit	Proband 1 (28 Jahre)			Proband 2 (51 Jahre)		
		\bar{x}	$s_{\bar{x}}$	$\frac{s_{\bar{x}} \times 100}{\bar{x}}$ [%]	\bar{x}	$s_{\bar{x}}$	$\frac{s_{\bar{x}} \times 100}{\bar{x}}$ [%]
Kraft _{errechnet} [N]	1	1882,3	40,4	2,1	736,3	157,2	21,3
	24	1817,7	15,7	0,9	754,1	153,3	20,3
Fläche _{errechnet} [mm ²]	1	29,6	0,4	1,4	12,2	2,4	19,7
	24	30,4	0,4	1,3	13,4	2,5	18,7
Druck _{errechnet} [MPa]	1	63,6	1,2	1,9	60,0	1,2	2
	24	59,5	1,1	1,8	56,0	0,9	1,6

Weiterhin ist erkennbar, dass die Standardabweichungen bei späterem Einscannen (24 h) bei allen gemessenen und errechneten Werten geringer sind.

Die Mittelwerte zeigen zwischen den beiden Probanden große Unterschiede, so sind die ermittelten Kraft- und Flächenwerte des 28 Jährigen 2,4 bis 2,5mal größer als die des 51 Jährigen. Geringere Abweichungen zeigen die Druckwerte, die nur um den Faktor 1,1 größer sind.

Analog Abschnitt 6.3.4 wurden die Gewichts- und Flächenwerte für die einzelnen Zahnabschnitte ermittelt (Tabelle 15). Auffällig sind die hohen Werte für Proband 1 an Zahn 17. Es traten mittlere Kräfte von 618 N auf.

Tabelle 15: Messwerte Zahnbogenabschnitte

Zahn	Proband 1 (28 Jahre)						Proband 2 (51 Jahre)					
	Kraft [N]		Fläche [mm ²]		Druck [MPa]		Kraft [N]		Fläche [mm ²]		Druck [MPa]	
	\bar{x}	$s_{\bar{x}}$	\bar{x}	$s_{\bar{x}}$	\bar{x}	$s_{\bar{x}}$	\bar{x}	$s_{\bar{x}}$	\bar{x}	$s_{\bar{x}}$	\bar{x}	$s_{\bar{x}}$
17	618,0	57,4	9,05	0,70	68,2	1,6	293,3	91,0	4,56	1,39	64,2	0,5
16	36,9	4,5	0,65	0,08	57,0	1,9	3,8	4,1	0,07	0,07	49,4	4,0
15	124,0	3,2	2,08	0,11	59,6	1,5	2,2	1,9	0,05	0,04	47,0	2,2
14	60,3	9,7	1,09	0,18	55,4	1,5	3,1	2,2	0,06	0,04	48,6	5,9
13	19,6	7,3	0,37	0,14	52,3	1,4	44,1	28,2	0,82	0,49	53,4	3,9
12	1,0	0,4	0,02	0,01	45,2	1,6	7,6	8,8	0,14	0,15	50,6	6,1
11	6,5	1,8	0,13	0,03	48,2	1,8	2,4	0,5	0,05	0,01	48,0	2,1
21	0,7	0,9	0,02	0,02	44,8	3,2	12,8	3,8	0,25	0,08	51,1	1,0
22	6,3	1,3	0,12	0,02	51,7	2,3	4,9	2,7	0,10	0,06	49,7	5,0
23	41,3	20,1	0,76	0,34	54,1	2,5	14,0	3,6	0,27	0,06	52,6	2,3
24	57,2	12,4	1,09	0,24	52,4	0,5	56,8	8,1	1,01	0,19	56,5	3,1
25	33,8	6,8	0,61	0,12	55,8	0,6	9,5	7,1	0,20	0,14	48,0	0,9
26	267,2	21,9	4,14	0,28	64,5	1,8	81,6	27,7	1,49	0,57	55,5	2,8
27	382,3	23,6	5,79	0,49	66,1	1,7	198,0	61,2	3,12	0,84	63,0	3,5
28	152,1	13,9	2,28	0,19	66,8	2,8	-	-	-	-	-	-

In den Abbildungen 56 und 57 sind die einzelnen Kräfte und Kontaktflächen für jedes Zahngebiet graphisch dargestellt.

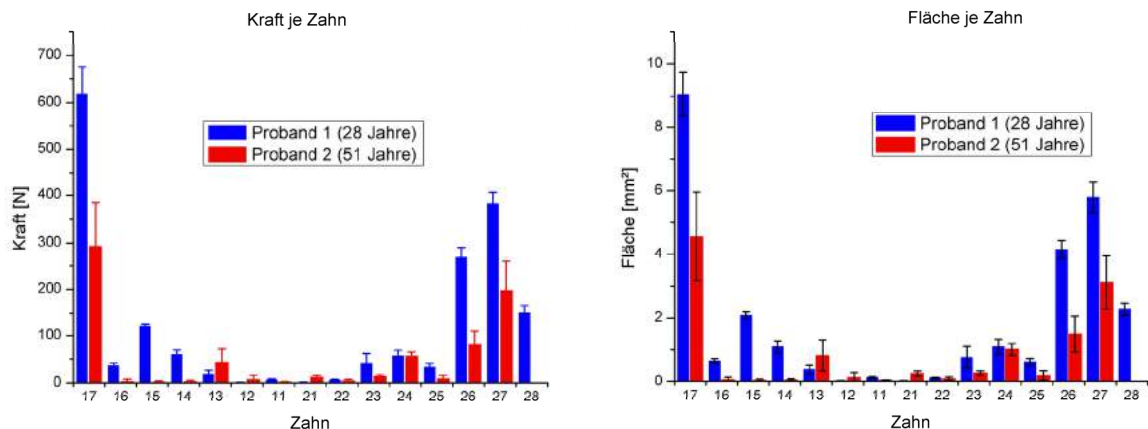


Diagramme 56 u. 57: zeigen die auf einen Zahn wirkenden Kräfte sowie die entsprechenden Kontaktflächen

Gut erkennbar ist, dass die höchsten Kräfte und die größten Flächen bei beiden Versuchspersonen den Zähnen 17 und 27 zuzuordnen sind.

Zahn 26 ist in beiden Fällen der Zahn mit der drittgrößten Belastung und Kontaktfläche.

Der Zahn 16 zeigte unterdurchschnittlich niedrige Kräfte sowohl bei Proband 1 (36,9 N) als auch bei Proband 2 (3,8 N), ebenso gering stellten sich auch die Kontaktareale dar (0,65 u. 0,07 mm²).

Proband 1 wies die drittgrößte Okklusalkraft an Zahn 28 auf. Proband 2 hatte keinen dritten Molaren.

Wiederum bei beiden Probanden trugen die Prämolaren und Frontzähne nur gering zur Gesamtkraft (1807,2 N und 734,1 N) bei. Mit 350,7 N (Proband 1) und 157,4 N (Proband 2) hatten die dort einwirkenden Kräfte nur eine Höhe von 19 % bzw. 21 % der Summe aller Kräfte. Die höchste Belastung in diesem Kieferabschnitt wurde bei Zahn 15 (Proband 1) sowie Zahn 24 (Proband 2) mit 124,0 N und 56,8 N gemessen. An den Schneidezähnen traten nur geringe Kräfte auf (0,5 N bis 8,8 N).

Die gemessenen Flächen verhalten sich in allen Kieferabschnitten ähnlich den ermittelten Kräften.

In Abbildung 58 ist ersichtlich, dass sich die für jeden Zahn separat ausgewiesenen Drücke nicht extrem voneinander unterscheiden. So reicht die Spanne der errechneten Werte von 44,8 bis 68,2 MPa.

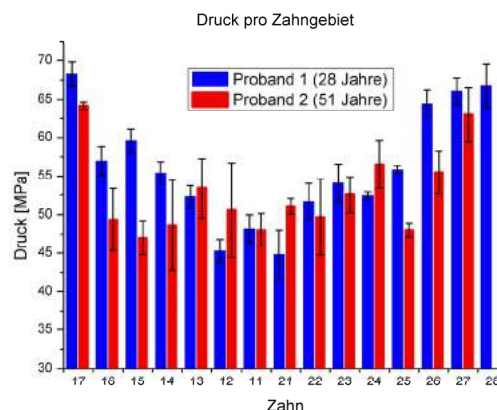


Abbildung 58: Druckverteilung über den Zahnbogen

Interessant ist, dass der jüngere Proband die größte Spanne an Werten aufweist. Bei ihm konnten höchster und niedrigster Druckwert gemessen werden.

Insgesamt nimmt der gemessene Druck bei Proband eins, von den letzten Molaren bis zu den mittleren Incisiven, kontinuierlich ab. Proband zwei zeigt zwar auch hohe Werte an den zweiten Molaren, der geringste Druck war aber an den Zähnen 16,15,14 und 25 messbar.

7 Diskussion

Es wurde ein System zur Messung der orts aufgelösten individuellen Kaukraft entwickelt. Die beschriebene Messmethode liefert reproduzierbare Messergebnisse. Feuchtigkeitseinflüsse auf die Druckmessfolie konnten durch eine eigens entwickelte Beschichtung verhindert werden.

Die Überprüfung der Scannereigenschaften zeigte, dass die Dimensionstreuung nur mit der Einführung eines Korrekturfaktors ($f=1,0021$) gewährleistet werden kann. Die in horizontaler gegenüber vertikaler Richtung erhöhte Abweichung entspricht den in der Literatur gewonnenen Erkenntnissen [10]. Generell kann die Abweichung von 0,2 % bei der Flächenbestimmung als gering angesehen werden. Wird ein anderer Scanner als der untersuchte verwendet, sollte dieser auf die Dimensionsgenauigkeit hin überprüft werden. Allgemein wird eine Kalibrierung jedes Scanners empfohlen [9]. Der in dieser Arbeit benutzte Scanner ließ sich nicht kalibrieren, deshalb wurde der ermittelte Korrekturfaktor bei der Berechnung der Flächen stets beachtet. Ein Vergleich der gewonnenen Erkenntnisse mit anderen Arbeiten ist leider nicht möglich, da in den vorliegenden Veröffentlichungen anderer Autoren nicht auf diese Problematik eingegangen wurde. Lediglich FUKUDA war gezwungen eine Eichung durchzuführen, da er eine an ein Mikroskop angeschlossene Videokamera benutzte [27]. Es muss also davon ausgegangen werden, dass in allen anderen vorliegenden Arbeiten dem Umstand der Kalibrierung nicht Rechnung getragen wurde. Damit dürften alle Aussagen zu ermittelten Flächen und Drücken mit einem systematischen Fehler unbekannter Größe behaftet sein.

Das maximale Auflösungsvermögen des untersuchten Scanners wurde bei einer eingestellten Auflösung von 1200 dpi ermittelt. Alle eingestellten Auflösungen konnten durch Prüfung mit dem eingesetzten Testmuster bestätigt werden. In den Vorversuchen konnte festgestellt werden, dass erst eine Auflösung von 800 dpi konstante Ergebnisse auch bei mehrmaligem Scannen ergaben. Ursächlich für die Notwendigkeit einer hohen Auflösung ist die Mikrostruktur der Folienoberfläche. Es wird davon ausgegangen, dass der kleinste durch das Zerplatzen der Mikrokapseln entstandene Farbpunkt mindestens den Durchmesser der zerplatzten Mikrokapsel annimmt. Dieser beträgt im Mittel 35 μm . Wird weiterhin

von einem allseitigen Verlaufen der Farbbildner ausgegangen, übersteigt der Durchmesser des Farbabdrucks den der zerplatzten Mikrokapsel.

Bei einer Auflösung von 800 dpi besitzt die kleinste noch erfassbare quadratische Fläche (Pixel) 32 µm Kantenlänge. Somit können bei dieser Auflösung Farbpunkte, die nur durch das Zerplatzen einer einzigen Mikrokapsel entstanden sind, wahrgenommen werden.

Untersuchungen zur optimalen Auflösung wurden in der Vergangenheit nicht durchgeführt. Die in dieser Arbeit gewählte Auflösung von 800 dpi liegt weit über der für das von Fuji entwickelten Occluzer-Systems angegebenen Auflösung von 100 dpi [69, 70] aber unter der von NG und YEONG benutzten Auflösung von 1200 dpi [80].

Ottl et al. [86] nahmen ähnlich wie FUKUDA [27] die Färbung der Druckmessfolie mit einer Videokamera auf. Diese lieferte 512x512 Bildpunkte. Bei einer angenommenen Bildgröße von 50x50 mm erreichten sie eine Auflösung von rund 260 dpi.

Die genannten Auflösungen von 100 und 260 dpi müssen unter Kenntnis der Eigenschaften der Druckmessfolie und der Größe der kleinstmöglichen Flächen als zu gering erachtet werden. Ein Einlesen der Folien mit 1200 dpi Auflösung scheint aufgrund der extrem langen Scandauer nicht sinnvoll. Außerdem steigen die ohnehin recht hohen Datenmengen stark an und verlangsamen die Bildauswertung unnötig. So führt die Steigerung der Auflösung von 800 auf 1200 dpi zu mehr als doppelt so großen Bildinformationen.

Das in Zusammenarbeit mit FEIKS entwickelte Programm zur Auswertung der gefärbten Bereiche erwies sich als sehr zuverlässig und einfach in der Handhabung. Die Auswertung der einzelnen Pixel erfolgte hinsichtlich ihrer Intensität in 256 Stufen mit Werten von 0 -1. Der Auswertalgorithmus orientierte sich dabei am FDP 704 Bildauswertesystem (Fa. Fuji) [69, 70] sowie am Algorithmus von Ottl [86] und Ng und Yeong [80], die ebenfalls 256 Farb- bzw. Grauwertstufen zur Bestimmung der Farbintensität benutzten. Die Einteilung der Farbintensitäten in acht Stufen wie sie Fukuda [27] vorschlug erschien für die Charakterisierung eines Bildpunktes zu ungenau und wurde auch von anderen Autoren nicht weiter angewandt.

Die Bestimmung der Flächenpunktanzahl erfolgte in Analogie zu allen anderen Autoren durch Auszählung der gefärbten Pixel.

Der im entwickelten Programm enthaltene stufenlos einstellbare Rauschfilter (Schwellwert) zeigte bei einer Einstellung von 30 % ein Optimum. Die

Gewichtsaufzeichnung war bei dieser Einstellung maximal, während der Einfluss von Artefakten und der rötlichen Grundfärbung der Folie völlig eliminiert werden konnten. OTTL ET AL. [86] wiesen auf die Beeinträchtigung durch Artefakte, die durch Knittern der Folie im Schlussbiss entstanden, hin und lösten das Problem durch zwei Gummipplatten zwischen denen sich die Druckmessfolie befand. Die Druckverteilung durch diese Platten führte zu größeren und dabei schwächer gefärbten Folienbereichen. Leider erhöhte sich die Dicke der Messapparatur auf 2,2 mm. Über eine Entfernung der Artefakte bei der Auswertung mit dem FDP 704 – Bildauswertesystem wurden keine Angaben gemacht.

Der Vergleich der unterschiedlich beschichteten Druckmessfolien ergab, dass die Beschichtungsmethoden (gerakelt, gespritzt, PVAC, Latex) der Filme nach einer Lagerzeit von 7 Tagen keine Veränderungen bezüglich ihres Färbeverhaltens zeigen. Die auftretenden Streuungen sind nach dieser Zeit für alle Beschichtungsmethoden aufgrund der geringen relativen Standardabweichungen von 0,8 - 2,0 % als gering einzustufen. Die zum Teil starken Abweichungen im Färbeverhalten binnen 48 h nach Herstellung der Folien sind wahrscheinlich, auf ein Verbleiben der Lösungsmittel Äthanol (PVAC) und Wasser (Latex) zurückzuführen. Durch eine initiale Hautbildung der aufgetragenen Kunststofflösung innerhalb der ersten Sekunden nach Auftragen kommt es zu einer Verzögerung des Trocknungsprozesses. Das Lösungsmittel kann nur noch durch Diffusion an die Schutzfilmoberfläche gelangen, um zu verdunsten. Die Konzentration an Lösungsmittel ist dabei in der dem Druckmessfilm zugewandten Schicht des Kunststofffilmes besonders hoch. Je mehr Lösungsmittel verdunstet, desto dicker wird die äußere, lösungsmittelarme Haut und um so langsamer schreitet der weitere Trocknungsprozess voran [100]. Offensichtlich ist dieser Prozess erst nach 7 Tagen soweit abgeschlossen, dass die verbliebenen Lösungsmittelreste keinen Einfluss mehr auf die Färbereaktion der Folie haben.

Die mit Cellophanfolie beschichteten Druckmessfilme zeigten bei den Tests mit gleich bleibender Belastung eine minimale Streuung der ermittelten Färbungswerte (relative Standardabweichung 0,7 % bzw. 0,9 %). Mit einem mittleren Wert (Gewicht/Fläche) von 0,443 [Pixel^{-1}] nach 4 Stunden und 0,423 [Pixel^{-1}] nach 4 Monaten zeigten sie mit Abstand die höchsten Färbungswerte pro Bildpunkt.

Hieraus kann abgeleitet werden, dass die Empfindlichkeit gegenüber allen andersartig beschichteten Folien erhöht ist. Diese erhöhte Empfindlichkeit ist für die Messung von niedrigen Kräften sinnvoll, kann allerdings bei hohen Kräften zu einem frühzeitigen Verlassen des Messbereiches führen. Für die praktische Anwendung erwies sich das lockere Aufliegen der Schutzfolie als nachteilig, da sich die Folie gegen den Druckmessfilm verschieben konnte. Durch die plastische Deformation der Schutzfolie sowie die hieraus entstehenden Hohlräume zwischen Film und Folie wurde die Auswertung der gefärbten Bereiche erschwert. Zuverlässige Ergebnisse konnten nur durch die Entfernung der Schutzfolie vor dem Einscannen erreicht werden. Leider war es nicht möglich die Folie so auf dem Druckmessfilm zu fixieren, dass sie einerseits für den Belastungsvorgang fest mit der Oberfläche verbunden und andererseits zur Auswertung leicht zu entfernen war. Angaben über die genannten Probleme oder die prinzipielle Befestigung einer Schutzfolie auf dem Druckmessfilm konnten der Literatur nicht entnommen werden. Die Angaben der zumeist japanischen Autoren zu einer von Fuji-Film angebotenen und von ihnen angewendeten speziellen Druckmessfolie (Typ R) die mit Polyethylenfolie geschützt war, beschränken sich auf Aussagen zur Dicke der Folie. Diese Gesamtfoliendicke liegt bei 97 - 98 μm [39, 45, 57, 76]. Leider war es nicht möglich diesen Folientyp von Fuji zu erhalten oder zu untersuchen.

Grundsätzlich sollte es allerdings möglich sein, eine Cellophan-ähnliche Cellulose-Schicht auf die Druckmessfolie über eine filmbildende Celluloseschicht aufzubringen, aus der die Cellulose anschließend ausgefällt wird. Entsprechende Grundlagen der Cellulosechemie und -verarbeitung sind z.B. in [49] zu finden.

Die im weiteren getesteten, mittels Latex und PVAC beschichteten Filme hatten im Vergleich zur Cellophanfolie den Vorteil, dass sie eine feste Verbindung mit der Druckmessfolie eingingen. Sie waren nicht ohne Zerstörung von der Folie zu trennen. Auch die bei der locker aufgelegten Cellophanfolie beobachteten plastischen Verformungen blieben aus. Das Auslesen der Bildinformationen mit dem Scanner konnte problemlos erfolgen.

Im Gebrauch der beschichteten Folien zeigte sich eine erhöhte Resistenz gegenüber ungewollten Verfärbungen. Die Neigung zur Farbentwicklung bei leichter Berührung mit spitzen Gegenständen (Fingernagel) oder beim Knicken der Folie ist deutlich geringer, als bei einer unbeschichteten Folie. Zurückzuführen ist dies auf den Schutz

der Mikrokapselschicht durch den aufgetragenen Kunststoff. Der Kunststoff verringert wahrscheinlich die Scherbelastung bzw. Reibung auf die Mikrokapseln und überträgt nur Kräfte, die senkrecht auf die Folie einwirken. (Vergleichbar ist dies mit einer gefüllten Eierpackung. Fährt man mit einem harten Gegenstand unter Reibung über die Packungsoberfläche, nehmen die Eier keinen Schaden. Wird die Packung aber geöffnet und der gleiche Vorgang wiederholt, kann es sein, dass einige Eier beschädigt werden.)

Bezüglich der senkrecht einwirkenden Kräfte konnten keine oder nur geringe Unterschiede zwischen den mit Latex und PVAC beschichteten Druckmessfolien festgestellt werden.

Unabhängig von den Beschichtungsmethoden zeigten die beiden zur Beschichtung genutzten Lösungen ein ähnliches Verhalten. Bei gleichen Eigenschaften sollte aber einer PVAC Beschichtung aufgrund der besseren Biokompatibilität der Vorzug gegeben werden. Latex, das zwar bei Haut- oder Schleimhautkontakt unbedenklich ist und im medizinischen Bereich häufig Anwendung findet, ist als Auslöser allergischer Reaktionen bekannt. In 1-9 % der Bevölkerung besteht eine Sensibilisierung oder Allergie gegenüber Latex [97].

PVAC kann als völlig inerte und ungefährlicher Stoff angesehen werden. Dabei wird PVAC insbesondere in der Pharmazie zur Kapselung von Wirkstoffen für die orale Aufnahme in controlled release-Systemen benutzt [33]. Weiterhin zeigten die Untersuchungen von GONZALES NOVOA ET AL., dass PVAC im direkten Zellkontakt die zweithöchste Biokompatibilität unter allen getesteten Kunststoffen erreichte [33].

In den weiteren Untersuchungen wurde die Druckmessfolie mithilfe des Rakelverfahrens beschichtet, da dieses Verfahren Vorteile gegenüber dem Spritzverfahren aufwies. So bildete sich beim Rakelverfahren immer ein gleichmäßig dicker Schutzfilm, der eine glatte Oberfläche aufwies. Der Spritzvorgang hingegen hinterließ eine raue Oberfläche, was auf die Bildung von Tröpfchen im Aerosol zurückzuführen war. Da der Spritzvorgang von Hand durchgeführt wurde, gab es selbst bei gewissenhafter Beschichtung Zweifel, ob die Kunststoffdicke an allen Punkten gleich groß war.

Die weiteren Versuche, bei denen die nach dem Rakelverfahren mit PVAC beschichteten Druckmessfilme untersucht wurden, sollten den Einfluss der Zeitspanne zwischen Belastung und Scannvorgang klären.

Die Ergebnisse zeigen eine signifikante Verringerung der gemessenen Gewichtswerte innerhalb der ersten 60 Minuten, während die Fläche nur leicht stieg. In den darauf folgenden Stunden steigen Gewicht und Fläche an. Die mittlere Färbung eines Bildpunktes sank.

Das Abfallen des Gewichtswerts in den ersten Minuten lässt sich mit einem homogenen Verlaufen der Entwicklerflüssigkeit erklären. Dabei verläuft oder diffundiert Flüssigkeit von stark zu schwach gefärbten Bereichen. Hierdurch verringert sich die Farbintensität in zuvor stark gefärbten Zonen. Da die in die Umgebung abgewanderte rote Flüssigkeit zum Teil nicht zum Überschreiten des Schwellwertes genügt, kommt es zu der beobachteten Reduzierung des Gewichtswertes.

Innerhalb der ersten 60 Minuten trocknet die Flüssigkeit ab und es kommt in der Folge zu einem langsamen Fortschreiten der chemischen Entwicklerreaktion. Diese schwächt sich immer mehr ab.

Aus den gewonnen Erkenntnissen kann abgeleitet werden, dass eine Auswertung in der ersten Stunde nach Belastung zu Fehlern führen kann. MATSUI erkannte diesen Umstand und lagerte die Folien „zur Stabilisierung“ für 3 Stunden ehe er sie auswertete [70].

Die hier gefundenen Ergebnisse zeigen allerdings, dass die Folie auch nach 3 Stunden nicht „stabil“ ist. Deshalb sollte die Folie nach Belastung sofort mit einer Referenzkraft belastet werden, um den Fehler rechnerisch über einen Eichmesswert zu minimieren.

Die Ergebnisse zum belastungsabhängigen Verhalten sollten der Erstellung einer Kalibrierkurve dienen, mit der später aus dem Färbungsverhalten der Druckmessfolie auf die ausgeübten Kräfte geschlossen werden konnte.

Die Untersuchungen ergaben, dass die Intensität der Färbung nicht nur von der auf die Folie einwirkenden Kräfte abhängt, sondern auch von der Geometrie des Probekörpers.

Nach einem anfänglich linearem Zusammenhang zwischen Kraft und Gewicht nimmt der Anstieg der Kurve ab. Die Erklärung hierfür ist, dass die Bildpunkte starker Intensität bei hoher Kraft weniger stark zunehmen (Abbildung 33).

Es zeigte sich, dass der lineare Zusammenhang zwischen aufgebrachtener Kraft und gemessenem Gewichtswert vom Durchmesser der kugelförmigen Probekörper abhing. Bei zunehmendem Durchmesser erhöhte sich der lineare Bereich.

Die Ergebnisse stimmen mit den Erkenntnissen anderer Autoren, die auch einen linearen bzw. schwach sigmoidalen Zusammenhang fanden überein [80, 86]. FUKUDA und OTTL ET AL. beschrieben eine Kraft-Intensitätskurve, die im niedrigen Kraftbereich einen zunehmenden Anstieg zeigt. Dieser Anstieg blieb dann bis zum Abfallen bei hohen Kraftwerten linear. Sie werteten die von ihnen erhaltene Kurve als „nahezu linear“. OTTL ET AL. benutzten für ihre Eichmessungen ein hydraulisches System, deren Probekörper vermutlich eine plane Oberfläche hatte. Plane Prüfkörper können geometrisch als Kugelkörper mit unendlich großem Durchmesser angesehen werden. Ein solcher Probekörper hätte bei Beachtung der in dieser Arbeit ermittelten Kraft-Gewicht-Kurven (Abbildungen 30 und 31) einen gegen unendlich gehenden linearen Bereich und würde sich mit den Aussagen von OTTL ET AL. decken [86].

Aufgrund der konvexen Zahnoberflächen ähneln Okklusionskontakte im Schlussbiss eher den Kontakten der Kugeloberflächen die in dieser Arbeit untersucht wurden. Die Linearität ist also begrenzt. Wie aus Abbildungen 31 und 33 erkennbar ist, endet die Linearität, wenn der Quotient Gewicht/Fläche einen Wert von ca. $0,46 \text{ Pixel}^{-1}$ überschreitet. Für gefärbte Bereiche, die diesen Quotienten überschreiten, gilt die Berechnung mithilfe einer linearen Eichkurve nur noch bedingt. Die errechnete Kraft liegt dann unter der realen Kraft. Es zeigte sich aber, dass dieser Quotient bei allen Messungen (Artikulator und Probanden) nicht überschritten wurde.

Die Testreihen am Artikulator zeigten eine hohe Zuverlässigkeit der beschriebenen Messmethode. So betragen die Abweichungen zwischen errechneter Kraft und durch die Testmaschine applizierter Kraft maximal 12,8 %. Die mittlere Abweichung lag bei 3,6 %. Messungen von OTTL ET AL. zeigten je nach Folientyp (LW und LLW) Abweichungen von 7,1 % und 19,6 %. Dabei lagen die Messwerte immer unter den erwarteten. OTTL ET AL. begründeten dies damit, dass die zum Schutz aufgelegten

Gummiplatten nur eine senkrechte Kraftkomponente auf die Druckmessfolien weiterleiteten [86].

Untersuchungen von SUZUKI ET AL. zeigten beim Test der Druckmessfolien an Kiefermodellen im Bereich von 70 N bis 350 N eine Abweichung von $6,3 \pm 10,6$ N zwischen Soll- und Istwert. Das entsprach einer Abweichung von 1,8 % bis 9 % [111].

HIDAKA ET AL. bestätigten den linearen Zusammenhang zwischen applizierter Kraft und errechneter Kraft. Sie verwendeten Kiefermodelle aus Superhartgips und belasteten diese mit Kräften zwischen 63 N und 1465 N. Die ermittelten Werte lagen bei der Überprüfung mithilfe eines Pearson-Korrelationstests in 0,3 % bis 3,4 % der Fälle außerhalb der Signifikanzgrenze. Wie weit diese Werte um den Mittelwert streuten wurde nicht angegeben. Das in ihrer Veröffentlichung dargestellte Diagramm zeigt aber bei einfacher graphischer Auswertung Abweichungen der errechneten Kraftwerte von bis zu 10 % [39].

Wie aus den in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnissen (Diagramme 15 und 16) ersichtlich wird, konnte der auftretende Fehler erheblich durch die Verwendung einer Referenzmessung minimiert werden. Nur in der Arbeit von OTTL ET AL. wurde ebenfalls eine Eichung der Folien vorgenommen. Diese Eichung ist nötig, da das Verhalten der Folie nicht nur zeitabhängig, sondern auch temperaturabhängig ist [26].

Vergleiche mit den bisher von anderen Autoren beschriebenen Messmethoden zeigen, dass insbesondere die Dehnungsmessstreifen geringere Streuungen als die untersuchten Druckmessfolien aufwiesen. LUNDGREN und LAURELL fanden bei ihren Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit einer DMS-Messdose Abweichungen von unter 1 % [63]. FERRARIO ET AL. sprachen von 2 % Ungenauigkeit [22]. Bei Versuchen an einer Bissgabel mit DMS ermittelte FONTIJN-TEKAMP einen Fehler von 4,7 % [25]. MORNEBURG ET AL. gaben den Fehler bei ihren Messungen mit 4 % an [77]. Nachteilig bei Messungen mit Dehnungsmessstreifen ist aber, wie in Abschnitt 2 dargelegt, dass eine erhebliche Bissperrung in Kauf genommen werden muss. Systeme auf DMS-Basis ohne Bissperrung, z.B. Messungen in Inlays oder Implantatabutments erwiesen sich als nicht praktikabel und kompliziert.

Wie aus den Ergebnissen der Versuche mit den Kiefermodellen ersichtlich ist, gibt es einen linearen Zusammenhang zwischen der applizierten Kraft und der Größe der gemessenen Flächen. Diese Tatsache ist mit der kraftabhängigen Eindringtiefe der Probekörper (Zahnhöcker) in die Druckmessfolie erklärbar. Da die Geometrie der in die Folie eindringenden Körper nicht zylindrisch, sondern kugelförmig war, vergrößerte sich die Anzahl der durch die Krafteinwirkung zerplatzten Mikrokapeln. Die für die Farbbildung wirksame Grundfläche der gedachten Kugelkappe vergrößert sich, während die Grundfläche eines Zylinders konstant bleibt.

Es bleibt also festzuhalten, dass die gemessene Fläche nicht mit der realen Kontaktfläche gleichgesetzt werden kann. Der Grund hierfür liegt in der eben beschriebenen Kraftabhängigkeit der gemessenen Flächen. Diese Kraftabhängigkeit tritt für die Okklusionskontaktflächen in Schlussbisslage ohne Folie nicht auf. Die Kontaktflächen haben eine konstante Größe.

Es bleibt zu konstatieren: Eine genaue Messung der in Schlussbiss aufeinander liegenden Flächen kann nicht vorgenommen werden.

Damit sind die Angaben zu den errechneten Drücken auch nur relativ, da sie sich aus den gemessenen Flächen errechnen.

Die Drücke stiegen zwar tendenziell mit der auf die Druckmessfolie einwirkenden Kraft. Ein linearer Zusammenhang konnte, wie schon beschrieben, nicht gefunden werden.

Bei der Projektion der gefärbten Flächen der Druckmessfolie auf ein Bild des entsprechenden Zahnbogens wurde ein hoher Grad an Übereinstimmung im posterioren Teil des Zahnbogens gefunden. Hier lagen die rot gefärbten Bereiche exakt über den durch herkömmliche Okklusionsfolie erzeugten schwarzen Punkten.

Im anterioren Zahnbogen, insbesondere im Bereich der Eck- und Schneidezähne projizierten sich die Kontaktpunkte der Druckmessfolie nach anterior bzw. lateral der eigentlichen Okklusionskontakte. Bei Beobachtung der Vorgänge am Artikulator fiel ein starkes Knicken der Folie bei Belastung auf. Offensichtlich kommt es zu einer Auffaltung der wenig dehnbaren Druckmessfolie im anterioren Bereich. Die Ausprägung des Auffaltens ist dabei von der Stärke vertikalen Überbisses abhängig. Bei Probanden mit Bissanomalien bezüglich des vertikalen Überbisses, z.B. tiefer

Biss und Deckbiss, kommt es dann zu einer größeren Diskrepanz zwischen den gefärbten Bereichen der Druckmessfolie und denen des Zahnbogens.

In diversen Arbeiten (MATSUI ET AL. [69, 70], SHINOGAYA ET AL. [108, 109], HIDAHA ET AL. [39]) wurden ebenfalls die aufgezeichneten Kontaktpunkte mit digitalen Bildern der Zahnbogenmodelle verglichen. Die o.g. Autoren beschrieben aber keine Probleme hinsichtlich einer Abweichung der roten Farbabdrücke im anterioren Bereich. Die Zuordnung zu den einzelnen Zähnen brachte sie zu Aussagen zum theoretischen Kraftmittelpunkt, der innerhalb des Zahnbogens lag. Je nach untersuchter Patientengruppe (z.B. Zustand nach Umstellungsosteotomien und anderen orthodontischer Behandlung) fanden sie, dass das Zentrum der Kaukraft zum Teil erheblich zu einer Seite des Kiefers abwich [70].

Der Test der beschichteten Druckmessfolien an den zwei Probanden (28 und 51 Jahre) sollte der Überprüfung der entwickelten Methode dienen. Die gemessenen Werte sollten dabei zeigen, ob die vorgestellte Methode, verglichen mit den in der einschlägigen Literatur angegebenen Daten, realistische Werte lieferte.

Die errechneten Kaukraftwerte lagen im Bereich von 559,7 N bis 1927,0 N. Dabei zeigten die Kraftwerte der drei Messungen des 28jährigen Probanden nur geringe Abweichungen untereinander (Standardabweichung 40,4 N bzw. 15,7 N). Die Werte des älteren Patienten streuten wesentlich stärker, was die Standardabweichungen von 157,2 N und 153,3 N dokumentieren.

MORITA ET AL. fanden bei der Untersuchung von 142 männlich und weiblichen Patienten im Alter von 20 bis über 70 Jahren eine mittlere Kaukraft von 1467,9 N mit einer Standardabweichung von 857,0 N [76].

MIYAURA ET AL. werteten die Ergebnisse von Messungen an 687 Probanden aus. Das Alter der Patienten (männlich und weiblich) lag zwischen 15 und 70 Jahren. Die aufgezeichneten Kräfte betragen (geschätzt aus dem vorliegenden Diagramm) 250 – 550 N bei einer Standardabweichung von maximal 100 N [74]. In einer weiteren Arbeit betragen die Kräfte $490,8 \pm 277,0$ N (vollbezahnt) bis $54,7 \pm 41,4$ N (Totalprothesenträger) [75].

SUZUKI ET AL. untersuchten 100 Patienten mit adjustierten und nicht-adjustierten Prothesen und gaben Kraftwerte von 147,2 N bzw. 276,6 N mit Standardabweichungen von 99,9 N und 143,0 N an [111].

Durchschnittliche Maximalwerte von gesunden Probanden von bis zu $1650,8 \pm 365,8$ N ermittelten SHINOGAYA ET AL. [108].

Weitere Werte von anderen Autoren sind Tabelle 1 in der Literaturübersicht zu entnehmen.

Der Vergleich mit diesen Werten zeigt, dass die in dieser Arbeit ermittelten Werte im Bereich der bisher durch andere Autoren bestimmten maximalen Kaukräfte liegen. Die Kaukräfte für den 28jährigen Probanden erreichen dabei aber die obere Grenze der bisher aufgezeichneten Kaukräfte.

Mit 443 kg, also 4245,8 N wurde die Kaukraft von GIBBS ET AL. an einem 37jährigen Patienten gemessen. Mithilfe eines Gnathodynamometers mit Dehnungsmesstreifen konnte die o.g. Kraffteinwirkung für zwei Sekunden durch den Patienten gehalten werden. Dies ist wohl die höchste je aufgezeichnete Kaukraft und war unter anderem auf die extrem hypertrophierte Kaumuskulatur des Probanden zurückzuführen. Diese Hypertrophie sowie die starke Abrasion der Zähne wurde mit einer extremen Form des Bruxismus erklärt [32].

Die Verteilung der ermittelten Kräfte auf die einzelnen Zähne und Zahnguppen ergab ein Bild, bei dem die höchste Kaukraft bei beiden Probanden im posterioren Bereich gefunden wurde. Hohe Kräfte zeigten insbesondere die zweiten Molaren, deren aufgenommenen Kräfte weit über denen der Frontzähne lagen.

Auswertungen der Kaukraft bezüglich des Ortes der Kraffteinwirkung von KARIBE ET AL. [45], KUMAGAI ET AL. [56] und FERRARIO ET AL. [22] bestätigen die gefundenen Ergebnisse. Sie fanden die größten Kaukräfte an den ersten und zweiten Molaren. HIDAHA ET AL. [39] zeigten, dass die Kaukraft an den zweiten Molaren wesentlich größer ist, als an den ersten Molaren, ähnlich wurde die Kraftverteilung auch von KARIBE ET AL. für das Milchgebiss beschrieben [45].

Grundsätzlich nimmt die Kaukraft von posterior nach anterior ab. Das Kaukraftzentrum liegt dabei zwischen zweiten und dritten Molaren [39, 110]. Als Ursache hierfür werden die Hebelverhältnisse des Unterkiefers gesehen. Je kürzer der Lastarm, also die Entfernung zum Drehpunkt (Kiefergelenk), desto größer die

wirkende Kraft. Da die Molaren am nächsten zum Drehpunkt liegen, muss ihre Kraft auch am höchsten sein.

Ein weiterer Grund könnte in der Dicke der Messfolien (110 μm) liegen. Durch die Rotation des Kiefers nahe der Schlussbisslage kommt es zu einem Erstkontakt zwischen den Molaren und der Druckmessfolie. Zu diesem Zeitpunkt haben die weiter anterior liegenden Zähne keinen Kontakt zum Film.

Bei Belastung kommt es dann zum einen zu einer Intrusion der Seitenzähne und zum anderen zu einer teilweise elastische und teilweise plastischen Deformation der Druckmessfolie, so dass die anterior befindlichen Zähne Kontakt zur Folie bekommen. Die maximale Intrusion beträgt dabei 25 μm , die Deformation der Folie ca. 60 μm .

Die ermittelten kraftaufnehmenden Zahnflächen lagen zwischen 9,6 mm^2 und 30,0 mm^2 . Ähnlich wie bei den Kräften zeigte sich eine höhere Streuung beim älteren Probanden (2,4 - 2,5 mm^2 gegenüber 0,4 mm^2). Die gemessene durchschnittliche Fläche der 28jährigen Versuchsperson (29,6/30,4 mm^2) war mehr als doppelt so hoch wie die der 51jährigen Person (12,2/13,4 mm^2).

Bisher durch andere Autoren mit den Druckmessfolien ermittelte Kontaktflächen für vollbezahnte gesunde Patienten lagen zwischen 16,3 mm^2 und 48,7 mm^2 mit Standardabweichungen von 5,7 mm^2 bis 32,4 mm^2 [39, 75, 76, 83, 108]. Somit scheinen die erhaltenen Messwerte für den 28jährigen Probanden im Mittelfeld zu liegen. Die Werte des 51jährigen Probanden liegen am unteren Rand des Messwertspektrums, was mit dem Vorhandensein von jeweils einer Brücke pro Quadrant zu erklären ist.

MIYAURA ET AL. ermittelten für eine Patientengruppe mit feststehendem Zahnersatz durchschnittliche Werte von $12,6 \pm 7,7 \text{ mm}^2$ und bestätigen damit den vermuteten Zusammenhang [74].

Ebenso wie bei der Betrachtung der Kraftverteilung über den Zahnbogen entspricht die Verteilung der Kontaktflächen den Werten von HIDAHA ET AL. [39]. Auch sie fanden die größten gemessenen Flächen an den zweiten Molaren. Die Beobachtung von nach anterior abnehmenden Flächen konnte auch bestätigt werden.

Zur Bestimmung der Kaulast wurde der Druck durch Division von Kraft und Fläche bestimmt. Dieser Druck konnte für jeden Zahn ermittelt werden und schwankte zwischen 44,8 MPa bis 68,2 MPa. Der Gesamtdruck schwankte zwischen 56,0 MPa und 63,6 MPa mit einer maximalen Standardabweichung von 1,2 MPa. Die höchsten Drücke wurden im posterioren Bereich des Zahnbogens ermittelt. Entgegen den Erwartungen lagen die gemessenen Gesamtdruckwerte des 28jährigen Probanden nur um maximal 10 % über denen des 51jährigen Probanden.

Eine Erklärung dafür ist, dass die Drücke an den einzelnen Zahnkontakten beim 51jährigen Probanden geringer von einander abweichen, also gleichmäßig verteilt sind. Der Druckbereich lag zwischen 47,0 MPa und 64,2 MPa während sich die gemessenen Drücke des 27jährigen Probanden zwischen 44,8 MPa und 68,2 MPa bewegen.

Die in der Literatur gefundenen Angaben zu den auftretenden Drücken sind sehr einheitlich. Die Werte überschreiten dabei selten einen Wert von 45 MPa.

9 Literatur

1. Amsterdam M, Purdum LC, Purdum KL, *The occlusalgraph: a graphic representation of photocclusion data*. J Prosthet Dent, 1987. **57**(1): p. 94-8.
2. Amsterdam M, Purdum LC, Purdum KL, *Use of the occlusalgraph in patients with parafunctional habits*. J Prosthet Dent, 1992. **67**(2): p. 252-8.
3. Anderson DJ, *A method of recording masticatory loads*. J Dent Res, 1953. **32**(6): p. 785-9.
4. Anderson DJ, *Measurement of stress in mastication. I*. J Dent Res, 1956. **35**(5): p. 664-70.
5. Anderson DJ, *Measurement of stress in mastication. II*. J Dent Res, 1956. **35**(5): p. 671-3.
6. Aritomi H, Morita M, Yonemoto K, *A simple method of measuring the footsole pressure of normal subjects using prescale pressure-detecting sheets*. J Biomech, 1983. **16**(2): p. 157-65.
7. Ash MM, Schmidseder J, *Schientherapie*. 2. ed. 1999, München: Urban und Fischer. 15-44.
8. Bachus KN, Demarco AL, Judd KT, Horwitz DS, Brodke DS, *Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: Using Fuji Film and TekScan systems*. Med Eng Phys, 2005.
9. Baltsavias EP, Institut fèur Geodèasie und Photogrammetrie (Zèurich), International Society for Photogrammetry and Remote Sensing Commission I Sensors Platforms and Imagery, *Photogrammetric scanners survey, technological developments and requirements*. 1998, Zurich: Institute of Geodesy and Photogrammetry ETH Zurich. Online Datei.
10. Baltsavias EP, Waegli B, Institut fèur Geodèasie und Photogrammetrie (Zèurich), *Quality analysis and calibration of DTP Scanners*. 1996, Zurich: Swiss Federal Institute of Technology Institute of Geodesy and Photogrammetry. Online Datei.
11. Bottger H, Borgstedt T, *[Computer-supported analysis of occlusion using T-Scan system. First report]*. Zwr, 1989. **98**(7): p. 584-5.
12. Brockhaus, *ABC Der Naturwissenschaft und Technik*. 2. ed. 1952, Leipzig: F.A. Brockhaus. 473.
13. Brudevold F, *A basic study of the chewing forces of a denture wearer*. J Am Dent Assoc, 1951. **43**(1): p. 45-51.

14. Calderale PM, *The use of strain gauges for biometrics in Europe*. Eng Med, 1983. **12**(3): p. 117-33.
15. Conant JR, *Sound transmission used for studying masticatory force distribution patterns*. J Periodontol, 1962. **33**: p. 322-327.
16. Dawson PE, Arcan M, *Attaining harmonic occlusion through visualized strain analysis*. J Prosthet Dent, 1981. **46**(6): p. 615-22.
17. De Boever JA, McCall WD, Jr., Holden S, Ash MM, Jr., *Functional occlusal forces: an investigation by telemetry*. J Prosthet Dent, 1978. **40**(3): p. 326-33.
18. Diedrich F, *Die Kaudruckmessung und Ihre Notwendigkeit in der zahnärztlichen Praxis*. Zahnärztliche Rundschau, 1928(13/14): p. 506-512, 540-546.
19. Eichner K, *Messung der Kräfte bei Kauvorgängen*. Dtsch zahnärztl Z, 1963. **18**(17): p. 415-426.
20. Eichner K, *Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessung*. DZZ, 1964. **19**(5): p. 415-426.
21. Fernandes CP, Glantz PO, Svensson SA, Bergmark A, *A novel sensor for bite force determinations*. Dent Mater, 2003. **19**(2): p. 118-26.
22. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM, *Single tooth bite forces in healthy young adults*. J Oral Rehabil, 2004. **31**(1): p. 18-22.
23. Floystrand F, Kleven E, Oilo G, *A novel miniature bite force recorder and its clinical application*. Acta Odontol Scand, 1982. **40**(4): p. 209-14.
24. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, et al., *Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions*. J Dent Res, 2000. **79**(7): p. 1519-24.
25. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W, *Bite forces with mandibular implant-retained overdentures*. J Dent Res, 1998. **77**(10): p. 1832-9.
26. Fujifilm, *Fuji Prescale Film: Instruction manual*. 2003, FUJIFILM.
27. Fukuda M, *[A new system for measuring occlusal force. New Prescale and its measuring device (author's transl)]*. Nippon Shishubyo Gakkai Kaishi, 1981. **23**(3): p. 397-414.
28. Gerlach KL, Nußbaum P, *Elektrisches Meßverfahren zur Bestimmung der Belastbarkeit des Unterkiefers bei Patienten mit vollbezahntem Gebiß*. Dtsch zahnärztl Z, 1984(39): p. 146-149.

29. Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF, *Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study*. J Prosthet Dent, 2002. **88**(5): p. 498-502.
30. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB, *Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission*. J Prosthet Dent, 1981. **46**(4): p. 443-9.
31. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Walsh EK, Holbrook WB, Lipscomb AM, *Measuring masticatory force by sound transmission*. J Dent Res, 1977. **56** (Special Issue A): p. 165.
32. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK, *Limits of human bite strength*. J Prosthet Dent, 1986. **56**(2): p. 226-9.
33. Gonzalez Novoa GA, Heinamaki J, Mirza S, et al., *Physical solid-state properties and dissolution of sustained-release matrices of polyvinylacetate*. Eur J Pharm Biopharm, 2005. **59**(2): p. 343-50.
34. Griffin CJ, Malor R, *An analysis of mandibular movement*. Front Oral Physiol, 1974. **1**(0): p. 159-98.
35. Harada K, Kikuchi T, Morishima S, Sato M, Ohkura K, Omura K, *Changes in bite force and dentoskeletal morphology in prognathic patients after orthognathic surgery*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2003. **95**(6): p. 649-54.
36. Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S, *Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report*. J Oral Maxillofac Surg, 2000. **58**(4): p. 370-3; discussion 373-4.
37. Hattori Y, Satoh C, Seki S, Watanabe Y, Ogino Y, Watanabe M, *Occlusal and TMJ loads in subjects with experimentally shortened dental arches*. J Dent Res, 2003. **82**(7): p. 532-6.
38. Herms G, *Fehlerrechnung*. 1974: Rostock, Sektion Physik der Uni Rostock. p. 1-12.
39. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T, *Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure*. J Dent Res, 1999. **78**(7): p. 1336-44.

40. Hirasawa T, Hirano S, Sugita H, Jibiki H, Mori R, [*Dental application of pressure measuring sheet (author's transl)*]. Shika Rikogaku Zasshi, 1978. **19**(48): p. 298-300.
41. Howell AH, Brudevold F, *Vertical forces used during chewing of food*. J Dent Res, 1950. **29**(2): p. 133-6.
42. Ingervall B, Minder C, *Correlation between maximum bite force and facial morphology in children*. Angle Orthod, 1997. **67**(6): p. 415-22; discussion 423-4.
43. Jaworski BM, Detlaf AA, *Physik griffbereit*. 1 ed. 1973, Berlin: Akademie-Verlag.
44. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L, *In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1991. **6**(4): p. 413-7.
45. Karibe H, Ogata K, Hasegawa Y, Ogihara K, *Relation between clenching strength and occlusal force distribution in primary dentition*. J Oral Rehabil, 2003. **30**(3): p. 307-11.
46. Kawamura Y, *Neurogenesis of mastication*. Front Oral Physiol, 1974. **1**(0): p. 77-120.
47. Kikuchi M, Koriotoh TW, Hannam AG, *The association among occlusal contacts, clenching effort, and bite force distribution in man*. J Dent Res, 1997. **76**(6): p. 1316-25.
48. Kleinfelder JW, Ludwig K, Lange DE, *Parodontaler Stützgewebeverlust als Einflußgröße für die Dimensionierung zahntechnischer Konstruktionen*. Dtsch zahnärztl Z, 1992. **47**(6): p. 385-387.
49. Klemm D, Heublein B, Fink H-P, Bohn A, *Cellulose: faszinierendes Biopolymer und nachhaltiger Rohstoff*. Angewandte Chemie, 2005. **117**(22): p. 3422-3458.
50. Koolstra JH, *Number crunching with the human masticatory system*. J Dent Res, 2003. **82**(9): p. 672-6.
51. Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M, *A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces*. J Biomech, 1988. **21**(7): p. 563-76.
52. Körber KH, *Zahnärztliche Prothetik*. 4. ed. 1995, Stuttgart: Thieme.
53. Körber KH, Ludwig K, *Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen*. dental-lab, 1983. **XXXI**(1): p. 55-60.

54. Koriath TW, Johann AR, *Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting*. J Prosthet Dent, 1999. **82**(1): p. 67-72.
55. Koriath TW, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK, *Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans*. J Biomech, 1997. **30**(6): p. 631-3.
56. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H, *Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching*. J Oral Rehabil, 1999. **26**(12): p. 932-5.
57. Kurita H, Ikeda K, Kurashina K, *Evaluation of the effect of a stabilization splint on occlusal force in patients with masticatory muscle disorders*. J Oral Rehabil, 2000. **27**(1): p. 79-82.
58. Lassila V, Holmlund I, Koivumaa KK, *Bite force and its correlations in different denture types*. Acta Odontol Scand, 1985. **43**(3): p. 127-32.
59. Lauer H-C, Ottl P, Ficker E, Weigl P, *Kaukraftmessung an unterschiedlich verankerten Teilprothesen*. Dtsch zahnärztl Z, 1992. **47**(8): p. 482-485.
60. L'Estrange PR, Rowell J, Stokes MJ, *Acoustic myography in the assessment of human masseter muscle*. J Oral Rehabil, 1993. **20**(4): p. 353-62.
61. Liggins AB, Hardie WR, Finlay JB, *Sterilization of Fuji pressure-sensitive film*. Med Eng Phys, 1994. **16**(6): p. 496-500.
62. Ludwig K, *Die Kraftentwicklung der Kaumuskelatur und Ihre sensorische Steuerung*. Dtsch zahnärztl Z, 1975. **30**: p. 797-802.
63. Lundgren D, Laurell L, *Occlusal forces in prosthetically restored dentitions: a methodological study*. J Oral Rehabil, 1984. **11**(1): p. 29-37.
64. Maness WL, Benjamin M, Podoloff R, Bobick A, Golden RF, *Computerized occlusal analysis: a new technology*. Quintessence Int, 1987. **18**(4): p. 287-92.
65. Maness WL, Golden RF, Benjamin MH, Podoloff RM, *Contact sensor for measuring dental occlusion*. 1988, Sentek, Inc., Cambridge, Mass.: USA.
66. Maness WL, Podoloff R, *Distribution of occlusal contacts in maximum intercuspation*. J Prosthet Dent, 1989. **62**(2): p. 238-42.
67. Manns A, Miralles R, Palazzi C, *EMG, bite force, and elongation of the masseter muscle under isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension*. J Prosthet Dent, 1979. **42**(6): p. 674-82.

68. Matsui Y, Neukam FW, Schmelzeisen R, Ohno K, *Masticatory function of postoperative tumor patients rehabilitated with osseointegrated implants*. J Oral Maxillofac Surg, 1996. **54**(4): p. 441-7.
69. Matsui Y, Neukam FW, Wichmann M, Ohno K, *A computerized method for evaluating distribution of occlusal load on implant-supported fixed cantilever prostheses*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(1): p. 67-72.
70. Matsui Y, Ohno K, Michi K, Suzuki Y, Yamagata K, *A computerized method for evaluating balance of occlusal load*. J Oral Rehabil, 1996. **23**(8): p. 530-5.
71. Mericske-Stern R, Zarb GA, *In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants*. Clin Oral Implants Res, 1996. **7**(2): p. 153-61.
72. Mioche L, Peyron MA, *Bite force displayed during assessment of hardness in various texture contexts*. Arch Oral Biol, 1995. **40**(5): p. 415-23.
73. Miura H, Watanabe S, Isogai E, Miura K, *Comparison of maximum bite force and dentate status between healthy and frail elderly persons*. J Oral Rehabil, 2001. **28**(6): p. 592-5.
74. Miyaura K, Matsuka Y, Morita M, Yamashita A, Watanabe T, *Comparison of biting forces in different age and sex groups: a study of biting efficiency with mobile and non-mobile teeth*. J Oral Rehabil, 1999. **26**(3): p. 223-7.
75. Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T, *Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses*. J Oral Rehabil, 2000. **27**(12): p. 1073-6.
76. Morita M, Nishi K, Kimura T, et al., *Correlation between periodontal status and biting ability in Chinese adult population*. J Oral Rehabil, 2003. **30**(3): p. 260-4.
77. Morneburg TR, Proschel PA, *Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study*. Int J Prosthodont, 2002. **15**(1): p. 20-7.
78. Müller W-D, Fink T, Feiks F, *Messungs-Set für die Okklusions-, Kaukraft- und Kaudruckbestimmung und Meßverfahren*. 2004: Deutschland. p. 9.
79. Mutter E, *Kompendium der Photographie I. Band: Grundlagen der Photographie*. 2 ed. 1958, Berlin: Verlag für Radio-Foto-Kinotechnik GmbH.
80. Ng TW, Yeong WK, *Inexpensive color evaluation of dye-based pressure-sensitive films for plantar studies*. J Biomech, 2005. **38**(10): p. 2130-3.
81. Nishigawa K, Bando E, Nakano M, *Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism*. J Oral Rehabil, 2001. **28**(5): p. 485-91.

82. Ogata Y, Matsukawa H, Fujimiya S, *Druckmeßbogen und Verfahren seiner Anwendung (Patentschrift)*. 1974, Fuji Photo Film Co., Ltd, Ashigara, Kanagawa (Japan): Germany.
83. Ohkura K, Harada K, Morishima S, Enomoto S, *Changes in bite force and occlusal contact area after orthognathic surgery for correction of mandibular prognathism*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2001. **91**(2): p. 141-5.
84. Okiyama S, Ikebe K, Nokubi T, *Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men*. J Oral Rehabil, 2003. **30**(3): p. 278-82.
85. Ott RW, Proschel P, Ohkawa S, Hardtmann G, Hofmann M, *[Electronic measurements of the masticatory muscles. 1: Methods of recording]*. Dtsch Zahnärztl Z, 1990. **45**(9): p. 587-90.
86. Ottl P, Lauer H-C, Mairgünther R, et al., *Messung der Kaukraft durch Druckmeßfolie und digitale Bildverarbeitung*. Dtsch zahnärztl Z, 1992. **47**(4): p. 266-268.
87. Palla S, Bailey JO, Jr., Grassl H, Ash MM, Jr., *The effect of bite force on the duration and latency of the menton tap silent period*. J Oral Rehabil, 1981. **8**(3): p. 243-53.
88. Paphangkorakit J, Osborn JW, *The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man*. Arch Oral Biol, 1997. **42**(1): p. 11-7.
89. Paphangkorakit J, Osborn JW, *Effects on human maximum bite force of biting on a softer or harder object*. Arch Oral Biol, 1998. **43**(11): p. 833-9.
90. Patyk A, Lotzmann U, Paula JM, Kobes LW, *[Is the T-scan system a relevant diagnostic method for occlusal control?]*. Zwr, 1989. **98**(8): p. 686, 688, 693-4.
91. Patyk A, Lotzmann U, Scherer C, Kobes LW, *[Comparative analytic occlusal study of clinical use of T-scan systems]*. Zwr, 1989. **98**(9): p. 752-5.
92. Petitjean M, Maton B, Cnockaert JC, *Evaluation of human dynamic contraction by phonomyography*. J Appl Physiol, 1992. **73**(6): p. 2567-73.
93. Pistner H, Kukiz P, *Kieferschließkräfte nach kieferorthopädischer Vorbehandlung, Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen*. Dtsch zahnärztl Z, 1998. **53**(8): p. 528-534.
94. Pröschel P, Ohkawa S, Hardtmann G, Ott RW, *Zur Möglichkeit der Kaukraftabschätzung aus dem Elektromyogramm der Elevatoren*. Dtsch zahnärztl Z, 1994. **49**(1): p. 37-40.

95. Raadsheer MC, Van Eijden TM, Van Ginkel FC, Prah-Andersen B, *Human jaw muscle strength and size in relation to limb muscle strength and size*. Eur J Oral Sci, 2004. **112**(5): p. 398-405.
96. Redtenbach K, *Über die Grenzwerte der physiologischen Kaukraft und deren Wirkung auf Kronen und Brücken nach dem Assemblingverfahren (ATR-System)*. Quintessenz zahnärztl. Lit., 1964. **15**: p. 77-82 (Ref. 2456).
97. Reines HD, Seifert PC, *Patient safety: latex allergy*. Surg Clin North Am, 2005. **85**(6): p. 1329-40, xiv.
98. Rohrbach C, Eichner K, *Messung der Kräfte beim Kauvorgang mit Widerstandsmeßdosen von Molarengroße ohne Behinderung der Okklusion und Artikulation*. Dtsch zahnärztl Z, 1958. **13**(3): p. 146-155.
99. Saracoglu A, Ozpinar B, *In vivo and in vitro evaluation of occlusal indicator sensitivity*. J Prosthet Dent, 2002. **88**(5): p. 522-6.
100. Schabel W, Scharfer P, Müller M, Ludwig I, Kind M, *Messung und Simulation von Konzentrationsprofilen bei der Trocknung binärer Polymerlösungen*. Chemie Ingenieur Technik, 2003. **75**(9): p. 1336-1344.
101. Schmelzeisen R, Neukam FW, Shirota T, Specht B, Wichmann M, *Postoperative function after implant insertion in vascularized bone grafts in maxilla and mandible*. Plast Reconstr Surg, 1996. **97**(4): p. 719-25.
102. Schrüfer E, *Elektrische Messtechnik : Messung elektrischer und nichtelektrischer Größen*. 6 ed. 1995, Wien: Hanser. 268-273.
103. Seong WJ, Koriotoh TW, Hodges JS, *Experimentally induced abutment strains in three types of single-molar implant restorations*. J Prosthet Dent, 2000. **84**(3): p. 318-26.
104. Setz J, Geis-Gerstorfer J, *[Properties of a measuring system for digital occlusion diagnosis]*. Dtsch Zahnärztl Z, 1990. **45**(7 Spec No): p. S65-6.
105. Shiau YY, Peng CC, Hsu CW, *Evaluation of biting performance with standardized test-foods*. J Oral Rehabil, 1999. **26**(5): p. 447-52.
106. Shiau YY, Peng CC, Wen SC, Lin LD, Wang JS, Lou KL, *The effects of masseter muscle pain on biting performance*. J Oral Rehabil, 2003. **30**(10): p. 978-84.
107. Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Matsumoto M, *Bite force and occlusal load in healthy young subjects--a methodological study*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2000. **8**(1): p. 11-5.

108. Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Sodeyama A, Matsumoto M, *Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution*. Clin Oral Investig, 2001. **5**(1): p. 63-8.
109. Shinogaya T, Tanaka Y, Toda S, Hayakawa I, *A new approach to evaluating occlusal support by analyzing the center of the bite force*. Clin Oral Investig, 2002. **6**(4): p. 249-56.
110. Sondang P, Kumagai H, Tanaka E, et al., *Correlation between maximum bite force and craniofacial morphology of young adults in Indonesia*. J Oral Rehabil, 2003. **30**(11): p. 1109-17.
111. Suzuki T, Kumagai H, Watanabe T, Uchida T, Nagao M, *Evaluation of complete denture occlusal contacts using pressure-sensitive sheets*. Int J Prosthodont, 1997. **10**(4): p. 386-91.
112. Suzuki T, Kumagai H, Yoshitomi N, McGlumphy EA, *Occlusal contacts of edentulous patients with mandibular hybrid dentures opposing maxillary complete dentures*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1999. **14**(4): p. 504-9.
113. Suzuki T, Kumagai H, Yoshitomi N, et al., *[Clinical evaluation of measuring system of occlusal force]*. Kokubyo Gakkai Zasshi, 1994. **61**(3): p. 437-45.
114. Takata Y, Nakajima T, Yamada Y, *Quantitative evaluation of the tonic vibration reflex (TVR) in the masseter muscle*. J Oral Maxillofac Surg, 1996. **54**(11): p. 1307-13.
115. Takeuchi H, Ikeda T, Clark GT, *A piezoelectric film-based intrasplint detection method for bruxism*. J Prosthet Dent, 2001. **86**(2): p. 195-202.
116. Tanaka M, Ogimoto T, Koyano K, Ogawa T, *Denture wearing and strong bite force reduce pressure pain threshold of edentulous oral mucosa*. J Oral Rehabil, 2004. **31**(9): p. 873-8.
117. Tate GS, Throckmorton GS, Ellis E, 3rd, Sinn DP, *Masticatory performance, muscle activity, and occlusal force in preorthognathic surgery patients*. J Oral Maxillofac Surg, 1994. **52**(5): p. 476-81; discussion 482.
118. Tate GS, Throckmorton GS, Ellis E, 3rd, Sinn DP, Blackwood DJ, *Estimated masticatory forces in patients before orthognathic surgery*. J Oral Maxillofac Surg, 1994. **52**(2): p. 130-6; discussion 136-7.
119. Teicher G, *Handbuch der Fototechnik*. 8 ed. 1983, Leipzig: VEB Fotokinoverlag. 30.

120. Tekscan-Inc., *Tekscan Technology*. <http://www.tekscan.com/technology.html>, 2005: p. 1.
121. Tekscan-Inc., *T-Scan® II: Dental Occlusal Analysis System*. <http://www.tekscan.com/dental.html>, 2005: p. 1.
122. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, *Acoustic myography, electromyography and bite force in the masseter muscle*. J Oral Rehabil, 1998. **25**(12): p. 940-5.
123. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH, *The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch*. J Oral Rehabil, 1998. **25**(9): p. 681-6.
124. Tschernitschek H, Handel G, Gunay H, *[T-scan--possibilities and limits of new occlusal diagnostic procedure]*. Zahnärztl Prax, 1990. **41**(2): p. 54-6.
125. Tutsch D, Boss N, Wangerin G, et al., *Lexikon Medizin*, München: Urban & Schwarzenberg. 472,473.
126. Uhlig H, *Über die Kaukraft*. Dtsch zahnärztl Z, 1953. **8**(1): p. 30-45.
127. van der Glas HW, Lobbezoo F, van der Bilt A, Bosman F, *Influence of the thickness of soft tissues overlying human masseter and temporalis muscles on the electromyographic maximal voluntary contraction level*. Eur J Oral Sci, 1996. **104**(2 (Pt 1)): p. 87-95.
128. van Willigen JD, Otten E, Slager GF, Broekhuijsen MI, *Contribution of the digastric muscles to the control of bite force in man*. Arch Oral Biol, 1997. **42**(1): p. 45-56.
129. Walter M, Tomomatsu M, *[Computer assisted occlusal diagnosis in complete dentures]*. Zwr, 1990. **99**(12): p. 966-8.
130. Waltimo A, Kononen M, *A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults*. Scand J Dent Res, 1993. **101**(3): p. 171-5.
131. Yamada K, Hanada K, Sultana MH, Kohno S, Yamada Y, *The relationship between frontal facial morphology and occlusal force in orthodontic patients with temporomandibular disorder*. J Oral Rehabil, 2000. **27**(5): p. 413-21.