

## 2 Literatur

### 2.1 Kauvorgang

#### 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 Kauvorgang 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 trajektorieell, 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  $\mu\text{m}$  angegeben, die horizontale Auslenkung mit 40-60  $\mu\text{m}$  [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.

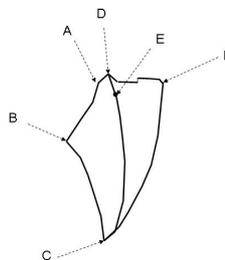
Der „zweibäuchige“ M. digastricus setzt sich aus Venter anterior und Venter posterior zusammen. Der Ursprung des hinteren Teils liegt an der Incisura mastoidea medial des Proc. mastoideus des Os temporale. Die beiden Muskelbäuche sind dabei durch eine lange Sehne verbunden, die am Os hyoideus mittels 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 Interkuspidation, 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  $1 \text{ mm}^2$ . Im angelsächsischen Raum wird der Druck auch gelegentlich in  $\text{kg/mm}^2$  angegeben.  $1 \text{ kg/mm}^2$  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

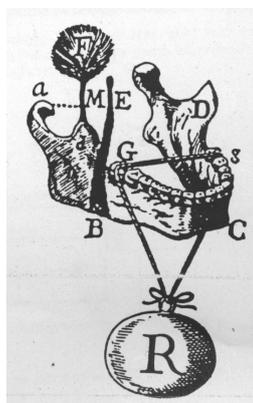
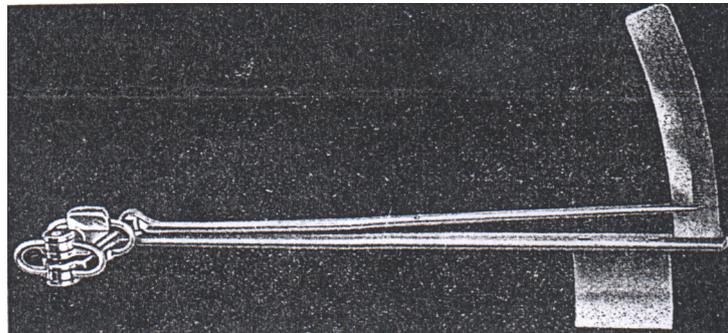


Abbildung 2: Messanordnung zur Bestimmung der Kieferschlusskraft von Borelli (1681) aus [93]

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  $\rho$  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.

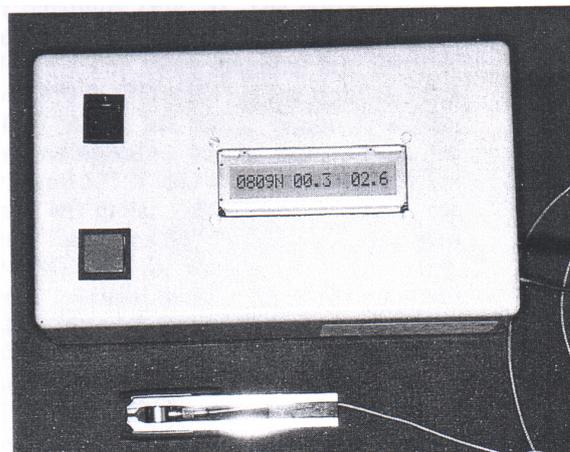
Insgesamt sind Messungen mit DMS gestützten Systemen die am häufigsten verwandten und beschriebenen Methoden zur Kaukraftmessung [14, 19-22, 24, 25, 28, 29, 32, 42, 44, 47, 48, 54, 55, 71, 72, 77, 81, 88, 89, 95, 98, 103, 116, 117, 123].

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.

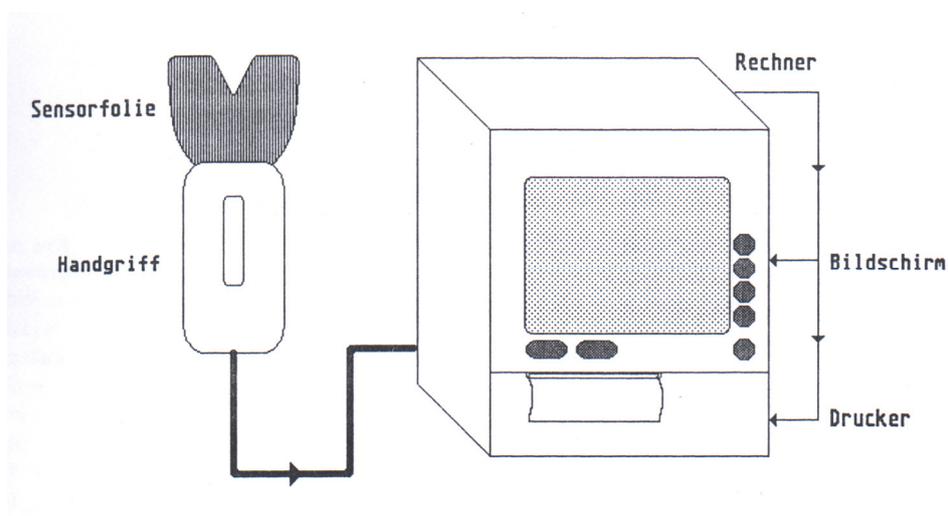


Abbildung 5: T-Scan System aus [11]

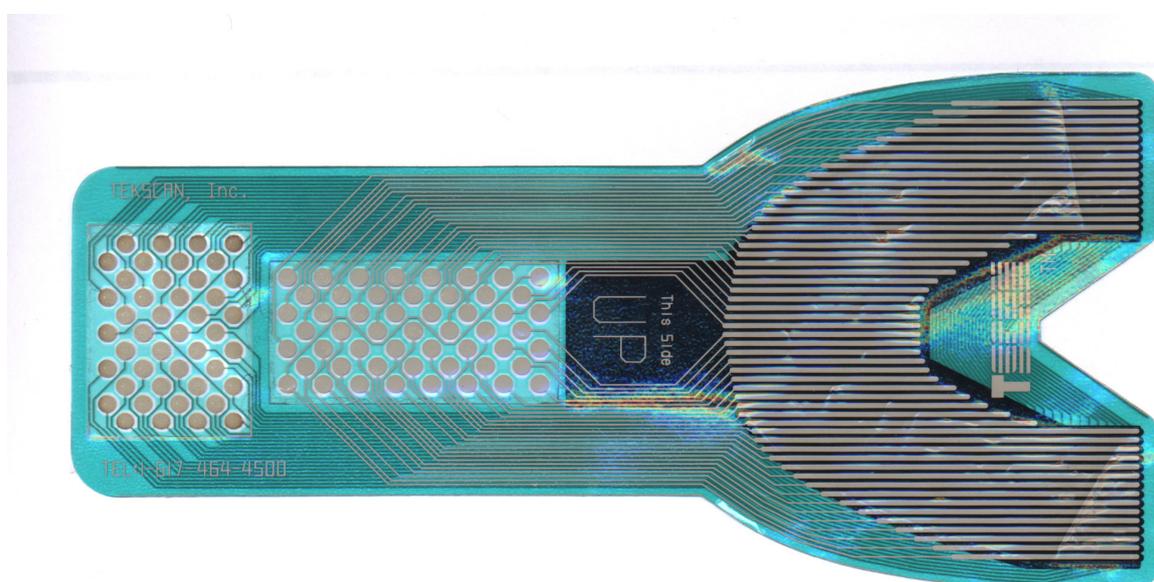


Abbildung 6: T-Scan II Sensorfolie

Die Angaben zur Foliendicke schwanken zwischen 60  $\mu\text{m}$  [64] in Bereichen ohne Leiterbahnen und 120  $\mu\text{m}$  [124], im Mittel aber 95  $\mu\text{m}$  [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 Krafterwirkung 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.

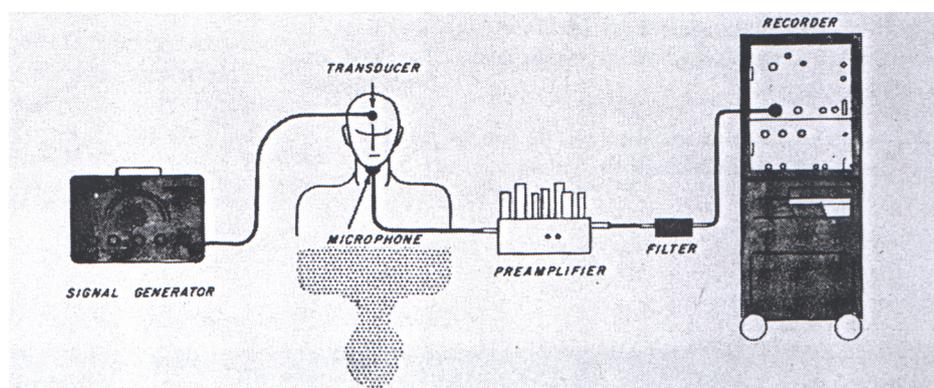


Abbildung 6: Versuchsaufbau von CONANT (1962) aus [15]

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.

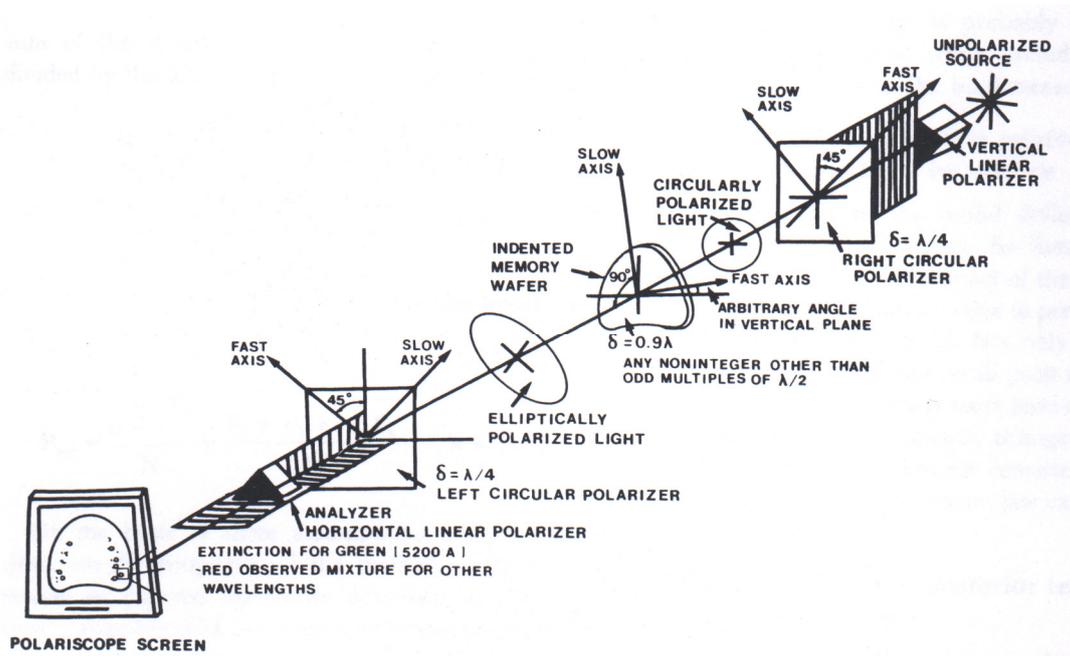


Abbildung 7: Apparatur von AMSTERDAM (1987) aus [1]

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  $\sigma$  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  $510 \pm 20$  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  $\text{mm}^2$  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 mm<sup>2</sup>, erreichte [80].

Die kleinste analysierbare Einheit des Fuji eigenen Mess- und Auswertesystems Occluzer FDP-703 beträgt 0,0625 mm<sup>2</sup>, 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/cm<sup>2</sup> (24,5 - 49,1 MPa). Der maximale Messbereich liegt zwischen 120 und 700 kg/cm<sup>2</sup> (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 <sub>max</sub> [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
<b>Autor</b>	<b>Jahr</b>	<b>N</b>	<b>N ♂</b>	<b>N ♀</b>	<b>Alter</b>	<b>Methode</b>	<b>Besonderheit</b>	<b>F<sub>max</sub> [N]</b>

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
------	------	----	----	----	----	-----	--	---------