

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktorin: Univ.-Prof. Dr. P. Gierthmühlen

**Ermittlung physiologischer kinematischer und elektromyographischer Daten zur
Kaufunktion des Menschen – eine klinisch retrospektive Analyse**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Oleksandr Yanovskyy

2018

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. Alfons Hugger

Zweitgutachter: PD Dr. David Sonntag

Meiner Mutter gewidmet

I Zusammenfassung/Abstract

Der Kauvorgang ist ein komplexer Vorgang. Er dient der Nahrungszerkleinerung sowie der Anreicherung des Bolus mit Speichel. Anhand verschiedener Parameter, die sich entweder auf die Bewegungsvariablen des Unterkiefers oder auf die Aktivität der Kaumuskulatur beziehen, kann der Kauvorgang charakterisiert werden.

Die vorliegende Studie hatte zum Ziel, anhand von Unterkiefer-Bewegungsaufzeichnungen von 92 funktionsgesunden und vollbezahnten Probanden (46 Männer und 46 Frauen im Alter zwischen 19 und 56 Jahren) die kinematischen und elektromyographischen Parameter des Kauvorgangs zu ermitteln, statistisch auszuwerten und mit anderen Studien zu vergleichen. Die verfügbaren Bewegungsaufzeichnungen wurden mithilfe des *Jaw Motion Analyzer Systems* (Fa. Zebris, Isny, Germany) erhoben. Dabei wurden sowohl die Unterkieferbewegungen als auch die Muskelaktivität der Kaumuskeln (Masseter, Temporalis) erfasst. Es wurden komplette Kausequenzen beim freien, Rechts- und Linkskauen aufgezeichnet und ausgewertet. Als Kaugut wurde Weingummi verwendet.

Die Dauer der Kausequenz betrug im Mittel bei freiem Kauen 26,9 s und bei seitenbetontem Kauen 24,6 s. Die Kaufrequenz lag im Mittel bei freiem Kauen bei 66,2 min⁻¹ und bei seitenbetontem Kauen zwischen 70,1-72,6 min⁻¹. Die Kauzyklenanzahl der gesamten Kausequenz lag kautypunabhängig zwischen 28,2 und 28,7 Kauzyklen.

Die elektromyographischen Werte zeigten deutliche Unterschiede zwischen der Arbeits- und der Balanceseite, wobei die Aktivität der Arbeitsseite wesentlich höher war als die der Balanceseite. So lag die Muskelarbeit des rechten Masseters beim Rechtskauen im Mittel bei 1406,2 μV*s und beim Linkskauen bei 835,6 μV*s. Die Muskelarbeit des linken Masseters betrug im Mittel beim Rechtskauen 881 μV*s und beim Linkskauen 1489,1 μV*s. Der Asymmetrieindex betrug im Mittel 23,6 % beim Rechtskauen und -28 % beim Linkskauen für den Masseter-Muskel. Die Unterschiede der Mm. temporalis fielen mit 13,5 % beim Rechts- sowie mit -18,2 % beim Linkskauen kleiner aus. Auf der Grundlage der ausgewerteten Studien zur Kaufunktion wird deutlich, dass Kaufunktionsparameter von zahlreichen Faktoren abhängig sind. Dazu zählen u. a. der Zahnstatus, der Funktionsstatus des Kausystems, das Alter, systemische Erkrankungen, die Nahrungstextur und -größe. Kaufunktionsparameter weisen z. T. hohe interindividuelle Variabilität auf, wogegen intraindividuell zumeist ein mehr oder weniger konstantes Funktionsmuster ermittelbar ist.

Die Dokumentation individueller Daten von kinematischen und elektromyographischen Parametern kann bei prothetisch-restaurativer Versorgung von Patienten zur Erfassung der Kaufunktion genutzt werden.

Mastication is a complex process. This process serves to break up food as well as lubricate the bolus with saliva. Mastication can be discussed through various parameters, encompassed in the movement of the lower mandible or the activity of the mastication muscles.

The purpose of this study was to determine the kinematic and electromyographic (EMG) parameters of mandibular movements during mastication of 92 fully toothed and functionally healthy subjects (46 men and 46 women, aged 19 to 56), statistically comparing the results with other studies. Measurements and data were collected using the Jaw Motion Analyzer System (Zebris, Isny, Germany). Both lower mandibular movements and masticatory muscular activity of chewing muscles (masseter, temporalis) was recorded. Alternating free, right and left mastication complete masticatory sequences were recorded. Weingummi was used as the chewing medium for this study.

The averaged duration of the mastication sequence during free mastication was 26.9s and during side specific mastication 24.6s. Whereas the averaged mastication frequency was 66.2 min^{-1} during free mastication and $70,1-72,6 \text{ min}^{-1}$ during side specific mastication. The number of chewing cycles for the entire mastication sequence fell between 28.2 and 28.7 cycles and is independent of the type of mastication.

The electromyographic (EMG) values showed marked differences between the working and the balancing side, with the activity of the working side being much higher than the activity of the balancing side. The recorded muscular work of the right masseter during righthand mastication was averaged at $1406.2 \mu\text{V}\cdot\text{s}$ and during lefthand mastication at $835.6 \mu\text{V}\cdot\text{s}$. The recorded muscular work of the left masseter during righthand mastication was averaged at $881 \mu\text{V}\cdot\text{s}$ and during lefthand mastication at $1489.1 \mu\text{V}\cdot\text{s}$. The asymmetry index was averaged at 23.6% on the right mastication and -28% on the left mastication for the masseter muscle. The results of asymmetry index of temporalis were averaged at 13.5% during right mastication and at -18.2% during left mastication.

On the basis of the evaluated studies on the masticatory function, it becomes clear that the function parameters depend on numerous factors, included but not limited to the condition of the teeth, the functional status of the chewing system, age, systemic disease, food texture and size. The function parameters partially show high interindividual variability, whereas intraindividual, usually a more or less constant function pattern can be determined.

The documentation of individual kinematic and electromyographic parameters can be used for determining masticatory function of patients while undergoing prosthetic-restorative therapy.

II Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
~	Ungefähr
∅	Durchmesser
Ag/AgCl	Silber/Silber-Chlorid
AI	Asymmetrieindex
Angle-Kl.	Angle-Klasse
CMD	<i>Craniomandibular disorder</i> (Kraniomandibuläre Dysfunktion)
CMRR	<i>Common mode rejection ratio</i> (Gleichaktunterdrückung)
DCI	Seitenbezogener angewiesener Kauindex (<i>Deliberate chewing index</i>)
EMG	Elektromyographie
et al.	<i>Et alii / et aliae</i> – „und andere“
Fa.	Firma
JMA	<i>Jaw Motion Analyzer</i>
M./Mm.	<i>Muskulus/Muskuli</i>
min ⁻¹	Pro Minute
mm	Millimeter
mm/s	Millimeter pro Sekunde
ms	Millisekunden
μV	Mikrovolt
μV*s	Mikrovolt Sekunde
MVC	Maximale voluntäre Kontraktion
mw	Muskelarbeit

$mw_{L\text{Mass}}$	Muskularbeit des linken M. masseter
mw_{LC}	Muskularbeit beim Linkskauen
$mw_{R\text{Mass}}$	Muskularbeit des rechten M. masseter
mw_{RC}	Muskularbeit beim Rechtskauen
N	Newton
s	Sekunden
SD	Standardabweichung (<i>Standard deviation</i>)
Tab.	Tabelle
UK	Unterkiefer

III	Inhaltsverzeichnis	
I	Zusammenfassung/Abstract	
II	Abkürzungsverzeichnis	
III	Inhaltsverzeichnis	
1	Einleitung	1
1.1	Strukturelle und evolutionsbiologische Aspekte	1
1.2	Historischer Überblick	2
1.3	Kauphysiologie	4
1.4	Kaumuskulatur	8
1.5	Registrierung der Muskelaktivität	11
1.6	Registrierung der Unterkieferbewegungen	14
2	Problemstellung	17
3	Material und Methode	18
3.1	Das Probandenkollektiv	18
3.2	Art und Umfang der ausgewerteten Messungen	18
3.3	Verarbeitung und Protokollierung der Daten	19
3.4	Begriffsklärung	22
3.4.1	Bedeutung der kinematischen Parameter	22
3.4.2	Bedeutung der elektromyographischen Parameter	22
3.5	Statistische Auswertung	23

4	Ergebnisse	25
4.1	Kinematik	25
4.1.1	Kauzyklenanzahl	25
4.1.2	Dauer der Kausequenz	26
4.1.3	Kaufrequenz	27
4.1.4	Inzisalspurlänge	28
4.1.5	Dauer der Öffnungsbewegung	29
4.1.6	Dauer der Schließbewegung	30
4.1.7	Öffnungsgeschwindigkeit	31
4.1.8	Schließgeschwindigkeit	32
4.2	Muskularbeit	33
4.3	<i>EMG Mean</i> (Mittelwerte der EMG-Amplituden)	35
4.4	<i>EMG Peak</i> (Spitzenwerte der gemittelten EMG-Amplituden)	40
4.5	Asymmetrieindex	44
4.6	Seitenbezogener angewiesener Kauindex (<i>Deliberate Chewing Index, DCI</i>)	46
5	Diskussion	48
5.1	Studien zur Kauzyklenanzahl	48
5.2	Studien zur Kausequenzdauer	50
5.3	Studien zur Kaufrequenz	54
5.4	Studien zur Inzisalspurlänge	58
5.5	Studien zur Öffnungs- und Schließdauer	60
5.6	Studien zur Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit	65
5.7	Studien zur Muskularbeit	68
5.8	Studien zur mittleren EMG-Amplitude (<i>EMG-Mean</i>)	73
5.9	Studien zu den Spitzenwerten der gemittelten EMG-Amplituden	

	(<i>EMG Peak</i>)	77
5.10	Studien zum Asymmetrieindex	79
5.11	Studien zum seitenbezogenen angewiesenen Kauindex (DCI)	82
6	Literaturverzeichnis	84
7	Danksagung	92
8	Eidesstattliche Versicherung	93

1 Einleitung

1.1 Strukturelle und evolutionsbiologische Aspekte

Die Nahrungsaufnahme stellt eine der wesentlichen Funktionen unseres stomatognathen Systems dar. Der für die Nahrungszerkleinerung verantwortliche Kauvorgang ist ein komplexer Prozess, bei dem die aufgenommene Nahrung im Mund zerteilt, mit Speichel angereichert und so für den anschließenden Schluckakt gleitfähig gemacht wird (Vaupel, 2010; Xu und Bronlund, 2010, S. 1). Obwohl die Zerkleinerung der festen Nahrung keine zwingende Voraussetzung für die Verdauung darstellt, so fördert sie diese erheblich. In Folge einer vielfachen Oberflächenvergrößerung wird der zum Teil schon im Mund beginnende enzymatische Aufschluss der Nahrung deutlich erleichtert (Vaupel, 2010).

Das menschliche Kausystem bildet mit ihren Bestandteilen, zu denen u. a. die Kiefergelenke, die Kaumuskulatur und die Zähne mit den Kiefern gehören, eine Funktionseinheit (Kravchenko, 2010). Die morphologisch und funktionell unterschiedlichen Merkmale der Front- und Seitenzähne erlauben dem Menschen, sich von einer Mischkost aus pflanzlichen und tierischen Produkten je nach persönlichen oder ökologischen Bedürfnissen und Verhältnissen zu ernähren (Gysi, 1930).

Dieses Phänomen wird durch einen Vergleich mit Kaubewegungen anderer höherer Säugetiere verdeutlicht. Reine Fleischfresser haben beispielsweise zugespitzte Zähne, mit denen sie die erbeutete Nahrung zerreißen. Ihre Kiefergelenke ähneln Scharnieren und erlauben beinahe ausschließlich rotatorische Bewegungen des Unterkiefers (Häupl, 1961; Schliemann, 2015). Die Wiederkäuer dagegen besitzen zur Aufschließung der Zellulosebestandteile der pflanzlichen Zellwände breite und geriefte Seitenzähne. Bei diesen Tieren bewegen sich im Rahmen des Kauvorgangs die konkaven Kiefergelenkköpfchen – nur durch Bandstrukturen begrenzt – ausgiebig nach links und rechts. Sie artikulieren mit gewölbten Gelenkhöckern anstatt von konkaven Gelenkgruben (Häupl 1961; Frey et al., 2015). Die Kaubewegungen der Nager stellen größtenteils Vor- und Rückschubbewegungen dar (Häupl, 1961; Hutterer, 2015). Das Kauverhalten und die Zahnmorphologie des Menschen kombinieren alle drei oben beschriebenen Bewegungen und Formen, wobei der Unterkiefer im Laufe des Kauvorgangs ein räumliches Bewegungsmuster beschreibt (Häupl, 1961, Hugger, 2000).

1.2 Historischer Überblick

Bereits Aristoteles, der zwischen 384 v. Chr. und 322 v. Chr. im antiken Griechenland lebte, befasste sich als einer der ersten mit der Funktion unseres Kauystems (Rouot, 1990). Doch die Funktionslehre als solches blieb der antiken und mittelalterlichen Zahnmedizin unbekannt. Erst die zahlreichen Misserfolge der prothetischen Rekonstruktionen in der Neuzeit ließen den Hofzahnarzt Friedrichs des Großen, Philipp Pfaff, in seiner „Abhandlung von den Zähnen des menschlichen Körpers und deren Krankheiten“ aus dem Jahr 1756 erkennen, dass bei einer prothetischen Versorgung die Rolle der Okklusion nicht unterschätzt werden sollte. Folglich ging Daniel T. Evans 1840 der Fragestellung nach der Wiederherstellung der früheren Kauebene und der Simulation der Kaubewegungen nach (Böttger, 1961; Lässig und Müller, 1984). Er konstruierte den ersten Artikulator, der auf Grund seiner ausschließlich rotatorischen Komponente aus heutiger Sicht als Okkludator gilt (Böttger, 1961; Godau, 2005).

Anfang des zwanzigsten Jahrhunderts gelang es dem Züricher Zahnmediziner Alfred Gysi, die Frage der Artikulation erfolgreich anzugehen und ein wissenschaftlich fundiertes System dazu zu erarbeiten (Lässig und Müller, 1984). Auf dieser Grundlage entwickelte er im Jahr 1910 den Simplex-Artikulator, der die räumlichen Bewegungen des Unterkiefers beim Kaugvorgang simulieren konnte, jedoch ein reiner Mittelwertartikulator war. Im Jahr 1926 konnte Gysi mit dem Trubyte-Artikulator den ersten voll-adjustierbaren Artikulator, bei dem alle Parameter individuell einstellbar waren, konstruieren (Gysi, 1930).

Des Weiteren beschäftigte sich Gysi mit der Kauphysiologie und unterteilte den Kauzyklus in vier Phasen:

1. Das Öffnen des Mundes
2. Seitliches Versetzen des Unterkiefers
3. Schließen in der seitlich versetzten Lage
4. Zurückgleiten unter Zahnkontakt in die Interkuspitation.

In der frontalen Ansicht beschrieb der Unterkiefer seiner Meinung nach eine Kreisbewegung. Man spricht somit von einem „Vier-Phasen-Rundbiss“ nach Gysi. In neueren Studien, die mit Hilfe elektronischer Messverfahren durchgeführt wurden, konnten die einzelnen Phasen dieses Modells genauer untersucht und beschrieben werden. Einige Komponenten, wie z.B. die protrusiven Reibebewegungen, konnten nicht bestätigt werden (Gründler und Stüttgen, 2005, S. 235). Später wurde der Kaugvorgang durch andere neue Konzepte definiert. Dazu gehörten u. a.

die Studie von Jankelson, Hofmann und Hendron von 1953 sowie die Publikation von Murphy aus dem Jahr 1965 (Jankelson et al., 1953; Murphy, 1965). Jankelson et al. (1953) konnten im Rahmen ihrer Untersuchungen feststellen, dass der Kauvorgang sehr individuell und unregelmäßig ist und auf Grund zahlreicher Einflussfaktoren sehr unterschiedliche Muster annehmen kann (Jankelson et al., 1953). Murphy (1965) versuchte den Kauvorgang genauer zu beschreiben. Er konnte anhand von kineradiographischen Vermessungen an einer Probandin sechs Phasen des Kauzyklus beschreiben:

1. Präparatorische Phase
2. Kontakt mit dem Bolus
3. Zerkleinerungsphase
4. Zahnkontakt
5. Zermahlen des Bolus
6. Zentrische Okklusion (Murphy, 1965).

Im Fokus der kaufunktionellen Forschung insbesondere der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts lagen hauptsächlich die Zähne und die Okklusion (Schwartz, 1986; Celar, 2006). Sie wurden von vielen Fachvertretern für maßgebliche Determinanten von Kieferbewegungen gehalten. Diese mechanistische Sichtweise führte dazu, dass die Okklusion über einen längeren Zeitraum als die stabilisierende Konstante des gesamten stomatognathen Systems angesehen wurde (End, 2010).

Als Folge dieser und zahlreicher anderer Entwicklungen auf dem Gebiet der Funktionslehre wurde im Jahr 1926 die Gnathologische Gesellschaft von Beverly McCollum gegründet. Deren Ziel war u. a. die Entwicklung von graphischen Registrierverfahren, um die Bewegungen des Unterkiefers visualisieren zu können. Es kam folgend zur Entwicklung manueller Aufzeichnungsapparaturen, den sogenannten Gnathographen und Gnathoskopen (Schwartz, 1986). Weitere Bestrebungen führten u. a. zur Entwicklung elektronischer Aufzeichnungssysteme. So gelang es 1953 Bernard Jankelson mithilfe von kieferorthopädisch fixierten Elektroden an Ober- und Unterkieferzähnen, die Frequenz der Zahnreihenkontakte beim Kauvorgang telemetrisch zu ermitteln. Es folgte eine Reihe von Weiterentwicklungen unter Anwendung von elektromagnetischer und ionisierender Strahlung, verbesserter Elektrodentechnik, photoelektrischen Apparaturen etc. Im Jahr 1974 gelang es der Forschungsgruppe um A. Lewin durch einen zwischen den ersten unteren Inzisivi positionierten Magneten, die Kieferbewegungen zu registrieren. Dies war ein weiterer Meilenstein in der Entwicklung elektronischer Messvorrichtungen für den orofazialen Bereich, wie sie heute verbreitet vorzufinden sind (Soboļeva et al., 2005b). In den folgenden Jahren wurde

verstärkt versucht, die elektronischen Messsysteme praxistauglicher zu gestalten und gleichzeitig die Genauigkeit der Datenauswertung zu erhöhen. (Utz et al., 2016)

1.3 Kauphysiologie

Unser Kausystem, das insbesondere dem Nahrungsaufschluss dient, hat sich sowohl morphologisch als auch funktionell unserem Nahrungsspektrum angepasst. Es ist äußerst komplex und sowohl durch einen ausgiebigen Bewegungsspielraum als auch durch komplexe feinmotorische Koordination gekennzeichnet (Schindler und Hugger, 2006). Wenn auch nicht beim Menschen, so gilt bei zahlreichen Säugetieren eine wesentlich beeinträchtigte Kaufähigkeit als ein für die Lebenserwartung limitierender Faktor (Lucas, 2004). Des Weiteren belegen zahlreiche Befunde, dass durch reduzierte Bezahnung bzw. die daraus entstehenden ungesunden Ernährungsgewohnheiten Beschwerden im gastrointestinalen Trakt entstehen können. Diese Tatsachen betonen umso mehr die Wichtigkeit der Kaufunktion für den Menschen (Schindler und Hugger, 2006).

Der Kauvorgang ist ein rhythmischer Prozess, der mehrere zeitlich aneinander geschaltete Abläufe beinhaltet (Schindler und Hugger, 2006). Er fängt willkürlich an, wird aber im Weiteren unbewusst fortgesetzt. Der Berührungsreiz mit dem Bolus provoziert reflektorisch die Kaubewegung (Vaupel, 2010). Zu den Faktoren, die den Kauvorgang beeinflussen, gehören u. a. die Textur und die Konsistenz der Nahrung, die Geometrie der Kiefer und die Zahnform, die Aktivität der Kaumuskulatur, die Schmerzempfindlichkeit, die Größe des Kauguts, der allgemeine Zahnstatus und das individuelle Kauvermögen als Ganzes (Xu und Bronlund, 2010, S. 2, 7).

Bevor der Kauvorgang beginnen kann, findet zunächst die Nahrungsaufnahme statt. Diese wird von den Lippen, den Wangen, der Zunge und den Frontzähnen unterstützt. Ist die aufgenommene Nahrung flüssig, wird sie unmittelbar darauffolgend geschluckt. Feste Speisen dagegen müssen vorher zermahlen werden. Die Zunge spielt dabei eine Schlüsselrolle und sorgt mit zyklischen antero-posterioren Bewegungen für den Nahrungstransport von frontal nach dorsal lateral. Auf Grund der Zuhilfenahme von Fingern oder Besteck bei der Nahrungsaufnahme ist dieses Bewegungsmuster bei Menschen nur geringfügig ausgeprägt. Die Zunge platziert im Endeffekt die Nahrung zwischen den Seitenzähnen, wobei die Wangen als Widerlager dienen. Die Nahrungsaufnahme, die aus der Selektion von Speisestücken (*selection*) und dem Transport zwischen die Zähne besteht, ist ein vom anschließenden Zerkleinern (*breakage*) getrennter Prozess (Schindler und Hugger, 2006). Feste Nahrung wird bis zu einer Partikelgröße von wenigen

Kubikmillimetern zerkleinert. Durch den Kauvorgang wird der Speichelfluss stimuliert. Der Speichel führt durch darin enthaltene Muzine zur Adhäsion der einzelnen Nahrungspartikel und macht den Bolus für den Schluckakt gleitfähig (Vaupel, 2010).

Nachdem die Nahrung durch die Frontzähne abgebissen und zwischen den Prämolaren und Molaren platziert wurde, setzt der eigentliche Kauzyklus, „das Intervall zwischen den beiden Wendepunkten von Öffnungs- und Schließbewegung“ (Schindler und Hugger, 2006), ein. Im Allgemeinen wird der Kauzyklus beim Menschen in drei Phasen gegliedert: die Öffnungsphase, die schnelle Schließphase und die langsame Schließphase, die auch als „*power stroke*“ bezeichnet wird. Nach Schindler und Hugger (2006) „beinhaltet die letzte Phase oft eine kurze, ca. 190 ms dauernde okklusale Haltephase vor dem nächsten Öffnen“ (Schindler und Hugger, 2006). Während dieser kurzen Haltephase werden die höchsten Kaukräfte entwickelt (Ahlgren und Öwall, 1970). Die Schließphase des Kauvorgangs wird auch in einigen Studien in eine vertikale (Durchdringungs-) Phase und eine horizontale Phase unterteilt (Brown et al., 1998). Die Kauzyklen werden so lange rhythmisch ausgeführt, bis der Bolus einen ausreichend gleitfähigen Zustand zum Schlucken erreicht hat (Xu und Bronlund, 2010, S. 209-210).

Der Kauzyklus beginnt mit einer Öffnungsbewegung in einer midsagittalen Bahn nach unten und vorne. Beim Übergang in die schnelle Schließphase führt der Inzisalpunkt eine Bewegung nach lateral aus. Das Zusammenspiel der Kondylen führt dazu, dass der Kondylus der Arbeitsseite um ca. 0,3 mm nach retral kranial versetzt wird, wobei der Kondylus der Balanceseite eine entgegengesetzte Bewegung nach ventral kaudal und median vollzieht. Bei der nächsten, langsamen Schließphase beschreibt der Inzisalpunkt eine inkursive Bahn in die Ausgangsposition. Dabei gleiten die Kondylen der Arbeits- und der Balanceseite in die Fossae articulares zurück. Die Kaubewegungen beanspruchen in Bezug auf den funktionellen Bewegungsraum des Unterkiefers das größte Areal, gefolgt vom Sprechen und vom Schlucken. Sie können nicht scharf von Grenzbewegungen differenziert werden, erreichen diese jedoch - als Bereiche häufigen Vorkommens - kaum. Häufig zeigen Menschen eine bevorzugte Kauseite, die vermutlich in der frühen Entwicklungsphase festgelegt wird (Schindler und Hugger, 2006; Xu und Bronlund 2010, S. 8-11).

Die einzelnen Parameter der Kauzyklen sind von mehreren Faktoren abhängig. Einer der wichtigsten ist die Härte des Kauguts. So führen Speisen harter Konsistenz sowohl zu einer höheren Anzahl der Kauzyklen und damit zu einem längeren Kauvorgang als auch zu einer unter Umständen höheren Kauzyklenfrequenz (Steiner et al., 1974; Peyron et al., 1997; Peyron et al.,

2002; Foster et al., 2006). Auch das höhere Alter der Individuen führt zur Erhöhung der Kauzyklenzahl, wobei mit einem höheren Alter keineswegs ein partieller oder kompletter Zahnverlust gleichzusetzen ist. Vielmehr wächst progressiv die Zahl der Kauzyklen mit dem Alter auf Grund einer geringeren maximalen Beißkraft und der Abnahme der Muskelfasern in der Kaumuskulatur (Peyron et al., 2004; Woda et al., 2006a).

Die durchschnittliche Dauer eines Kauzyklus beträgt 0,5 bis 0,7 Sekunden (Schindler und Hugger, 2006). Die dabei entstehenden Kaukräfte betragen im Frontzahnbereich ca. 100-250 N und im Seitenzahnbereich 300-850 N bei einem theoretischen Maximum von bis zu 1560 N oder mehr (Schindler und Hugger, 2006; van der Bilt, 2011; Vaupel, 2010). Die Kaukraft auf die aufgenommene Nahrung korreliert grundsätzlich mit der Härte des Kauguts. Je höher die Härte ausfällt, umso höher sind die angewandten Kaukräfte (Mioche et al., 2004). Des Weiteren konnten Peyron et al. (2002) zeigen, dass die Dauer der ersten fünf Kauzyklen meistens höher war als die der restlichen Kauzyklen und z. T. Werte bis zu 1 Sekunde erreicht wurden (Peyron et al., 2002).

Die Gesamtheit der Kauzyklen von der Nahrungsaufnahme bis zum finalen Schlucken wird als Kausequenz bezeichnet. Man unterteilt die Kausequenz in drei Phasen. Auf die erste Phase, die dem Transport und der Positionierung der Nahrung zwischen den Zähnen dient, folgt die Phase der Zerkleinerung des Kauguts, welche in 80% der Fälle von intermediären Schluckaktivitäten unterbrochen wird. In der dritten und letzten Phase werden vom Unterkiefer irreguläre Bewegungsmuster ausgeführt, die der Reinigung der Mundhöhle, der Bolusformation und der Schluckaktvorbereitung dienen (Schindler und Hugger, 2006).

Auch die Kausequenz variiert stark zwischen Individuen und hängt ebenfalls von der Nahrungstextur und vom gesamten Kauvermögen ab (Schindler und Hugger, 2006). Mioche et al. (2004) beschreiben in ihrer Studie, dass die Dauer der Kausequenz mit einer höheren Kauguthärte und -größe steigt. Auch das höhere Alter führt auf Grund der altersbedingten Abnahme der Muskelmasse und folglich herabgesetzten Kaukräften zur Verlängerung der Kausequenzdauer (Mioche et al., 2004).

Für die Beschreibung des Kauvermögens haben sich insbesondere die Begriffe Kauleistung (*performance*) und Kaueffektivität (*efficiency*) etabliert. Während die Kauleistung die „Partikelgrößenverteilung nach einer vorgegebenen Anzahl von Kauzyklen“ beschreibt (Schindler und Hugger, 2006), definiert die Kaueffektivität dagegen die notwendige Anzahl von Kauzyklen,

um die vorgegebene Partikelgröße zu erreichen. Beide Begriffe eignen sich jedoch nicht für die Beschreibung der vom Kausystem geleisteten Arbeit (Schindler und Hugger, 2006).

Zu den wichtigsten Einflussfaktoren auf die Kauleistung zählen das okklusale Feld, das Kontaktfeld der Antagonisten sowie der allgemeine Zahnstatus. Mit dem „okklusalen Feld“ ist das „von den lingualen und bukkalen Höckerspitzen begrenztes Areal“ gemeint (Schindler und Hugger, 2006). Das Kontaktfeld der Antagonisten definiert die Kontaktflächen der antagonistischen okklusalen Felder (Schindler und Hugger, 2006). So wurde in mehreren Studien nachgewiesen, dass bei reduzierter Kaufunktion als Folge von Zahnverlust die Nahrung nur unzureichend zermahlen werden konnte bzw. die Dauer des Kauvorgangs deutlich länger war. Es stellte sich weiterhin heraus, dass Personen mit herabgesetzter Kaufunktion weichere Nahrung bevorzugten (van der Bilt, 2011).

In einer Studie von Wilding (1993) konnte an 26 Probanden festgestellt werden, dass die Partikelgröße im Bolus signifikant mit dem Kontaktfeld der Antagonisten korreliert hat. Je größer das Kontaktfeld war, umso höher war die Kauleistung (Wilding, 1993). In einer weiteren Studie von Yoshimura et al. (2006) wurde an 12 Probanden mit fehlenden Molaren im Unterkiefer festgestellt, dass schmalere okklusale Felder die Kaufunktion signifikant beeinträchtigen. Wurden in den herausnehmbaren Unterkieferteilprothesen die okklusalen Felder insbesondere nach bukkal vergrößert, so verbesserte sich die Kauleistung signifikant (Yoshimura et al., 2006).

Primärer limitierender Faktor der Kaufunktion ist jedoch der Zahnverlust. Zahlreiche Studien, wie z.B. Goncalves et al. (2013), Goncalves et al. (2014), Mioche et al. (2004), Woda et al. (2006a) etc. haben sich mit diesem Thema befasst und konnten feststellen, dass mit dem Zahnverlust gravierende Beeinträchtigungen der Kaufunktion auftreten und zwangsläufig zur Verschlechterung der Kauleistung führen (Woda et al., 2006a; Woda et al., 2006b; Goncalves et al., 2013; Goncalves et al., 2014; Mioche et al., 2004). Der herausnehmbare Zahnersatz verbessert zwar die Kauleistung im Vergleich zur Situation vor dessen Eingliederung, die Kauleistung der eugnath bezahnten Kontrollgruppen wird dadurch jedoch nie erreicht (Schindler und Hugger, 2006). Die Rehabilitation der Kaufunktion bei Zahnlosen stellt sich als noch kompliziertere Aufgabe dar. Die Kaueffektivität der totalprothetisch versorgten Patienten fällt um vier bis acht Mal schlechter aus als die Kaueffektivität eines Vollbezahnten (van der Bilt, 2011). Die Kauleistung beträgt im Schnitt nur noch ein Sechstel der Kauleistung eines Vollbezahnten (Schindler und Hugger, 2006). Die Patienten kompensieren die beeinträchtigte Kaufunktion, indem sie harte Speisen vermeiden, deutlich längere Kausequenzen mit höherer Kauzyklenanzahl anwenden und

größere Nahrungspartikel schlucken. Bei Zahnlosen ist die reduzierte Kaukraft ein wichtiger Faktor, der zur Abnahme der Kauleistung führt. Als Grund dafür wird eine limitierte Retention und Stabilität der Prothese angesehen (van der Bilt, 2011). Die mittleren Kaukräfte der Vollprothesenträger sind deutlich geringer als die Kaukräfte der eugnath Bezahnten. Eine deutliche Verbesserung der Kaufunktion in der Totalprothetik bietet die Verankerung der Prothesen auf Implantaten (Schindler und Hugger, 2006). Eine moderate Verbesserung unter Zuhilfenahme von Haftvermittlern konnte ebenfalls nachgewiesen werden (Goncalves et al., 2014).

Die neuromuskuläre Steuerung des Kauvorgangs, die hauptsächlich über das extrapyramidale System stattfindet, beinhaltet sowohl willkürliche Komponenten insbesondere bei der Nahrungsaufnahme, als auch unbewusste Elemente beim automatischen Fortsetzen des Kauvorgangs. Der Berührungsreiz mit dem Kaugut provoziert reflektorisch die Kaubewegung (Vaupel, 2010; Schumacher, 1997). Für die Koordination des Kauvorgangs ist das sensorische Feedback grundlegend. Dabei spielen die Mechanorezeptoren des oralen Epithels, die Afferenzen der Parodontien und der Kiefergelenke sowie Muskelspindeln und die Golgi-Organen als Rezeptoren eine zentrale Rolle. Sie senden wichtige Informationen zu mechanischen Eigenschaften des Kauguts sowie zur aktuellen Lage und zum Zustand des Kauorgans ins ZNS und erzeugen dort rhythmische motorische Muster. Für die Neuronengruppen des Hirnstamms, die diese rhythmischen Muster erzeugen, hat Lund (1991) den Begriff „Zentrale Mustergeneratoren“ geprägt. Er konnte weiterhin nachweisen, dass bei der Stimulierung dieser zentralen Mustergeneratoren zuerst die Aktionspotentiale im N. mylohyoideus und erst mit einem zeitlichen Verzug im N. massetericus erzeugt und fortgeleitet werden. Auch im Nervus hypoglossus wurden antagonistische Motoneuronen gefunden, die ebenfalls zeitlich versetzt entsprechend den Öffnungs- und Schließphasen feuerten (Lund, 1991).

1.4 Kaumuskulatur

In die Funktionen des stomatognathen Systems sind zahlreiche Muskeln involviert (Lucas, 2004). Zu den Kaumuskeln im engeren Sinne zählen die bilateral symmetrisch angelegten Mm. masseteres, Mm. temporales sowie Mm. pterygoidei mediales et laterales. Jedoch beteiligen sich an den Unterkieferbewegungen mehrere weitere Muskeln. Dazu zählt die ebenfalls bilateral angelegte mimische Muskulatur, die suprahyoidale Muskulatur, die Zungenmuskulatur sowie die

Mm. sternocleidomastoidei. Alle diese Strukturen können synchron oder diachron, unterschiedlich stark, ein- oder beidseitig aktiviert werden (Schumacher, 1997).

Am Unterkiefer setzen sieben paarige Muskeln an. Dazu gehören die Kaumuskeln im engeren Sinne sowie die Mm. digastrici venter anterior, Mm. mylohyoidei und Mm. geniohyoidei. Die letzten beiden bilden den Mundboden und agieren als Kieferöffner. Zu den größten und kräftigsten gehören die Mm. temporales, Mm. masseteres und die Mm. pterygoidei mediales. Sie wirken als Adduktoren und heben den Unterkiefer gegen die Schädelbasis (Schindler und Türp, 2006). Diese kräftigen Kaumuskeln sind gefiedert und enthalten Sehnenspiegel. Durch diesen besonderen Aufbau können die Ursprungs- und Ansatzflächen der Muskelfasern vergrößert werden, wodurch eine hohe Kraftentfaltung auch bei geringem Platzbedarf erreicht wird (Schumacher, 1997).

Kaumuskeln werden in die Gruppe der quer gestreiften Muskulatur eingeordnet, weisen jedoch einige Besonderheiten auf. Sie bestehen aus länglichen Muskelfasern mit randständigen Zellkernen, die aus mehreren fusionierten Myoblasten entstanden sind. Der Durchmesser dieser Muskelfasern beträgt 10 bis 50 μm und ist somit deutlich kleiner als der bei 10 bis 100 μm liegende Durchmesser der Muskelfasern in der übrigen Skelettmuskulatur. Das Zellinnere einer Muskelfaser besteht zum größten Teil aus Myofibrillen, die aus kleinsten funktionellen Einheiten, den Sarkomeren, aufgebaut sind. Das Sarkomer setzt sich hauptsächlich aus dicken Myosin- und dünnen Aktinfilamenten zusammen und bildet den Grundbaustein für das kontraktile Verhalten sowie die Kraftentfaltung eines Muskels (Schindler und Türp, 2006). In den Fasern der Kaumuskulatur sind vier Typen und zahlreiche Hybride der Myosinfilamente vorhanden. Diese Diversität erlaubt eine sehr feine Abstufung der Kontraktionsgeschwindigkeit (Grünheid et al., 2009).

Die Muskelfasern lassen sich nach histochemischen und funktionellen Eigenschaften in drei Gruppen unterteilen: Typ I, Typ II (A, B oder C) und Typ IM. Typ I weist eine geringe Menge an Myosin-ATPase auf und hat damit ein langsames Kontraktionsverhalten. Typ II enthält dagegen eine hohe Menge an Myosin-ATPase und ist schnell zu kontrahieren im Stande. Das Kontraktionsverhalten von Typ IM liegt im mittleren Bereich. Die Menge und Aktivität von ATPase ist für das Kontraktionsverhalten entscheidend. Die Kaumuskeln weisen oft Areale mit homogenen Fasertypverteilungen auf, wobei für die übrige Skelettmuskulatur eher gemischte Mosaikmuster von Typ I und Typ II Fasern charakteristisch sind (Schindler und Türp, 2006). Des Weiteren weisen Typ II Fasern der Kaumuskulatur einen kleineren Radius auf als die Typ I Fasern.

In der restlichen Skelettmuskulatur ist das Radienverhältnis genau umgekehrt (Grünheid et al., 2009).

Die Kaumuskeln verfügen über ein dichtes Netzwerk aus Blutgefäßen und werden intensiv mit Blut versorgt. Sie werden sensorisch und motorisch innerviert. Die sensorischen Nerven führen Informationen aus den Muskelspindeln über die schnellen Ia-Nervenfasern sowie aus den Sehnenorganen über Ib-Nervenfasern zum ZNS. Des Weiteren enthalten sie III- und IV-Fasern aus freien Nervenendigungen. Die motorischen Nerven versorgen mit A γ -Fasern die intrafasalen Muskelfasern der Spindeln sowie mit A α -Fasern die extrafasalen Muskelfasern (Schindler und Türp, 2006). Aus funktioneller Sicht sind sie aus zahlreichen motorischen Einheiten zusammengesetzt. Eine solche motorische Einheit besteht aus einem α -Motoneuron und den von ihm innervierten Muskelfasern. Die Informationsübertragung zwischen dem motorischen Neuron und der Muskelzelle findet mit Hilfe von Acetylcholin-gesteuerten Synapsen, den so genannten „motorischen Endplatten“, statt. Je kleiner die motorische Einheit und je höher die Anzahl der Motorischen Platten einer Muskelzelle ist, umso feiner fällt die Kraftabstufung einer Muskelfaser aus. Die Kaumuskeln weisen kleine motorische Einheiten und viele motorische Endplatten pro Muskelzelle auf und lassen somit sehr differenzierte und kontrollierte Kontraktionen zu (Kravchenko, 2010).

Die Kaumuskulatur ist ständig lokalen und systemischen Reizen ausgesetzt. Durch eine hohe Anpassungsfähigkeit kann sie ihre Eigenschaften an die wechselnden Stimuli adaptieren. Diese Fähigkeit ist für die normale Funktion und die Vollziehung reparativer Vorgänge in der Kaumuskulatur unabdingbar. Die hervorgerufenen Änderungen sind stets unterschiedlicher Natur und variieren je nach Art und Stärke des Reizes. Wie auch in der übrigen Skelettmuskulatur können sie anatomische, physiologische, histochemische und biochemische Eigenschaften betreffen und sind dabei immer reversibel. Für die Reparationsvorgänge, die meist eine Hinzufügung neuer Sarkomere an den Muskelenden darstellen, sind so genannte Satellitenzellen verantwortlich (Grünheid et al., 2009).

Zu den Folgen solcher adaptiven Vorgänge zählen z. B. die Größenzunahme bei mechanischer Überbeanspruchung bzw. Größenabnahme bei Immobilisation der Muskeln. Dabei erhöhen bzw. reduzieren die Muskelfasern die Menge der Myofibrillen, der Myofilamente sowie des Glukagongehalts. Man spricht dabei von Hyper- oder Hypotrophie der Fasern. Des Weiteren können Muskeln den Typ ihrer Muskelfasern ändern. Bei hoher Beanspruchung verschiebt sich das Gleichgewicht in Richtung langsamer Typ I Fasern. Bei schwacher Beanspruchung überwiegen

eher die schnellen Typ II Fasern. Auch die Dauer der Muskelkontraktionen führt zur Änderung der Fasertypenzusammensetzung (Grünheid et al., 2009).

Das Alter scheint ebenfalls die Eigenschaften der Muskulatur zu beeinflussen. So nehmen im höheren Alter die Muskelaktivität, die Syntheserate der Myofilamente, die Kontraktionsgeschwindigkeit und die Muskelkraft ab, Latenzzeit sowie Anzahl und Amplitude der Reflexe sind verringert (Grünheid et al., 2009; Larsson et al., 1997; Peyron et al., 2004). Die Muskeldicke nimmt auf Grund der geringeren Dichte der Muskelfasern ab. Auch wird vermutet, dass mit dem Alter die Anzahl der motorischen Einheiten und damit die Kaukraft sinken. Durch Zahnverlust werden diese Anpassungsvorgänge der Muskulatur verstärkt (Kravchenko, 2010; Peyron et al., 2004).

1.5 Registrierung der Unterkieferbewegungen

Wie bereits in Kapitel 1.2 erwähnt, führte das zunehmende Interesse an der Kauphysiologie in den Fachkreisen zur Entwicklung von Systemen, die die Unterkieferbewegungen registrieren konnten. Die ersten Systeme, die bereits im 19. Jahrhundert entwickelt wurden, konnten auf rein mechanischer Basis die Bewegungen graphisch aufzeichnen. Später folgten foto- bzw. kinematographische, röntgenologische und schließlich elektronische Methoden und Techniken. Für die Einteilung dieser Verfahren wurden folgende Kriterien entwickelt:

- gelenknahe bzw. -ferne Aufzeichnung
- mit oder ohne Berührung zwischen stationär und beweglich angebrachten Sensoranteilen
- extra- oder intraoral
- Registrierung aller sechs Freiheitsgrade der Unterkieferbewegung oder weniger (Hugger und Schindler, 2006).

Auf Grund der einfachen Umsetzbarkeit konnten sich die mechanisch-grafischen Methoden dauerhaft durchsetzen (Hugger und Schindler, 2006). Eine der ersten validen Veröffentlichungen dazu stammte aus dem Jahr 1896 von Ulrich und Walker. Bei ihren Untersuchungen setzten sie einen an den Unterkieferzähnen fixierten Registrierbogen mit einem Registrierstift und eine antagonistisch an den Oberkieferzähnen fixierte Registrierplatte ein. Die Unterkieferbewegungen konnten durch Aufzeichnungen des Stiftes auf der Platte erfasst werden. Ein analoges, jedoch intraorales Verfahren wurde 1892 von Warnekros und 1897 von Hesse beschrieben (Hugger, 2000; Soboleva et al., 2005a).

Als die am weitesten verbreiteten mechanischen Verfahren etablierten sich später die Methode nach Gysi sowie die Pantographie nach McCollum und Stuart. Die Methode nach Gysi verwendete einen an den Unterkieferzähnen fixierten Registrierbogen, der extraoral im Bereich der Kiefergelenke auf sagittal und horizontal positionierten Platten sowie im Frontzahnbereich die Bewegungsbahnen des Unterkiefers aufzeichnete. Bei der Pantographie nach Stuart wurden zunächst nach der Lokalisation der individuellen Scharnierachse die Bewegungen des Unterkiefers gelenknah und -fern auf unterschiedlichen Platten registriert. Das Ziel dieser Verfahren war die Ermittlung der sagittalen Kondylenbahnneigung sowie des Bennett-Winkels und des Bennett-side-shifts. Mit diesen Daten konnten die Artikulatoren primär für die Herstellung von Zahnersatz programmiert werden (Hugger, 2000; Hugger und Schindler, 2006).

Die Einführung der photographischen Messmethoden begann ebenfalls gegen Ende des 19. Jahrhunderts. Die ersten Apparaturen arbeiteten mit an den Unterkieferzähnen fixierten Reflektoren bzw. Lichtquellen, die das Licht auf eine Filmplatte projizierten. Wurde die Blende während der Unterkieferbewegung geöffnet, zeichneten sich auf der Filmplatte entsprechende Punkte bzw. Bewegungsbahnen ab. Die Anfänge dieser Verfahren beschränkten sich auf zweidimensionale Registrierungen mit nur einer Kamera. Im Laufe der Zeit wurden weitere Kameras synchronisiert und führten damit zur dreidimensionalen Vermessung der Unterkieferbewegungen (Soboleva et al., 2005a).

Eine Kopffixierung wurde zum ersten Mal 1914 von Thouren in seiner kinematographischen Methode angewendet. Er konnte außerdem widerlegen, dass der Unterkiefer um eine Scharnierachse bei sämtlichen Bewegungen rotiert. Weitere Entwicklungen konzentrierten sich auf die Optimierung der Kriterien kinematographischer Registrierverfahren, die bis in die 60er Jahre Verwendung fanden. Das Prinzip der Fixierung von Indikatoren an den Unter- bzw. Oberkieferzähnen wurde dabei in individualisierten Formen unter verschiedensten Lichtverhältnissen konstant beibehalten (Soboleva et al., 2005a).

Der Einsatz von röntgenologischen Verfahren begann in den 40er Jahren des 20. Jahrhunderts. Die ersten Entwicklungen befassten sich mit der Reduzierung der Strahlenbelastung und Standardisierung der Messmethoden. Es gab zahlreiche Kombinationen mit anderen Registriertechniken, wie z.B. die von Palmer et al. (1992) eingesetzte Video-Fluoroskopie, die simultan mit einer EMG angewendet wurde. Die röntgenologischen Verfahren ermöglichten durch den Einsatz von röntgenopaken Kontrastmitteln oder Kontrastkörpern eine Analyse der intraoralen Vorgänge unter Verwendung nicht-invasiver Apparaturen. Sie eigneten sich u. a. sehr

gut für die Beurteilung der Prothesenstabilität während des Kauvorgangs. Aus Gründen des Schutzes vor ionisierender Strahlung werden sie heutzutage nicht mehr verwendet (Soboleva et al., 2005a; Palmer et al., 1992).

Trotz der umfangreichen Entwicklungen konnten nur einige wenige Verfahren die Kaubewegungen zweckmäßig aufzeichnen und analysieren. Die Entwicklung von Registriersystemen, deren Grundidee auf Prinzipien der Elektronik basierte, brachte neue Ansätze und Möglichkeiten. Zu den ersten elektronischen Systemen, die für die Registrierung von Kaubewegungen geeignet waren, gehörten der im Jahr 1975 von Jankelson entwickelte Mandibular-Kinesiograph sowie der Sirognathograph von Siemens aus dem Jahr 1982. Der Sirognathograph basierte auf den Entwicklungen von Lewin et al. Anfang der 1970er Jahre (Kravchenko, 2010; Schönwälder, 2002; Soboleva et al., 2005b). Beide bedienten sich eines an der Unterkieferfront fixierten Permanentmagneten und einer magnetfeldsensitiven Antenne am Kopf der zu untersuchenden Person. Die aufgenommenen Magnetfeldänderungen wurden in Spannungssignale umgewandelt. Beide Verfahren arbeiteten berührungslos und gelenkfern. Sie verursachten kaum Irritationen des oralen Empfindens, registrierten jedoch in ihrer initialen Entwicklungsphase lediglich die Bewegungen des Stabmagneten im Raum. Folglich entstanden mehrere Modifikationen mit weiteren Magnetfeld- und Sensorkombinationen, die eine präzisere Erfassung der Unterkieferbewegungen und damit eine genauere Programmierung der Artikulatoren ermöglichten (Hugger, 2000).

Die meisten heutzutage angewendeten Messsysteme sind um ein Vielfaches leistungstärker. Sie arbeiten berührungslos, registrieren die Unterkieferbewegungen in allen sechs Freiheitsgraden und sind im Stande, die Bewegungsbahnen beliebiger Mandibulapunkte durch mathematische Algorithmen simultan zurückzurechnen und dreidimensional kontinuierlich und zeitaufgelöst graphisch darzustellen (Schindler und Hugger, 2006; Kravchenko, 2010). Auf Grund einer praxisorientierten, unkomplizierten und zeitsparenden Konstruktion und Bedienung haben diese Systeme zunehmend Einzug in die Funktionsdiagnostik sowie restaurative Zahnheilkunde bzw. Artikulatorprogrammierung gefunden und werden oft mit weiteren diagnostischen Verfahren kombiniert. So kann simultan zu der Bewegungsregistrierung eine EMG-Aufzeichnung oder eine Kraftmessung etc. erfolgen (Kravchenko 2010).

Zu den modernen praxistauglichen Messsystemen gehören u. a. ARCUSdigma der Firma KaVo, *Jaw Motion Analyzer* (JMA) der Firma Zebris und Freecorder BlueFox der DDI Group. Alle genannten Methoden arbeiten berührungslos. Die ersten beiden Verfahren verarbeiten die Laufzeit der

Ultraschallimpulse und berechnen auf Grundlage dieser Daten die Bewegungen des Unterkiefers. Sie arbeiten gelenkfern. Der Freecorder Bluefox misst dagegen gelenknah. Er stellt ein optoelektronisches Verfahren dar, bei dem kodierte Muster am Patienten mit mehreren Kameras verfolgt und anschließend verarbeitet werden (Winzen und Weihe, 2009).

1.6 Registrierung der Muskelaktivität

Zur Registrierung der Muskelaktivität beim Kauvorgang wird in der Zahnmedizin vorrangig die Oberflächen-Elektromyographie angewendet. Sie erlaubt ein schnelles und atraumatisches Vorgehen mit hoher Zuverlässigkeit und reproduzierbaren Ergebnissen bei standardisierter Protokollierung (Ferrario et al., 2000; Hugger et al., 2008). Ihre Messgenauigkeit unterscheidet sich kaum von den intramuskulären Ableitungen mittels Nadelelektroden, wobei die Anfälligkeit gegenüber extra-muskulären Störfaktoren, wie z. B. Rauschen, vergleichsweise erhöht ist (Ferrario et al., 2000). Da die aus klinischer Sicht wichtigsten Kaumuskeln M. masseter und M. temporalis relativ oberflächlich liegen, ist diese Technik in den meisten Fällen für eine neuromuskuläre Funktionsanalyse vollkommen ausreichend. Bei Berücksichtigung der methodischen Empfehlungen erlaubt sie die Gewinnung von objektivier- und dokumentierbaren sowie validen und reliablen quantitativen Daten zum Funktionsstatus der Kaumuskulatur (Hugger et al., 2008; Kravchenko, 2010; Hugger et al., 2012; Utz et al., 2016).

Befindet sich eine Muskelzelle im Ruhezustand, herrscht an ihrer Membran ein Ruhepotenzial von ca. -90 mV. Wird die Muskelzelle an der motorischen Endplatte erregt, so ändert sich das Membranpotenzial in Richtung positiver Ladung. Es kommt zu einer Membrandepolarisation, die anschließend mit Hilfe kompensatorischer Mechanismen umgekehrt wird und zu einer Repolarisation führt. Die depolarisierte Zellmembran erreicht dabei Werte von ca. +30 mV und erstreckt sich über eine Depolarisationszone von ca. 1–3 mm². Diese Potenzialänderungen, so genannte Aktionspotenziale, verbreiten sich entlang der Muskelfaser mit einer Geschwindigkeit von 2-6 m/s. Passiert eine derartige Depolarisationszone die Ableitfläche einer Elektrode, entsteht das EMG-Signal, das die Aktionspotenziale und die ihnen zugrundeliegenden Depolarisations- und Repolarisationsvorgänge sowie das Ruhepotenzial registriert und aufzeichnet (Bischoff et al., 2014; Konrad, 2005).

Die Oberflächen-Elektromyographie kann sowohl bi- als auch monopolar erfolgen. Die monopolare Messung wird mittels einer Messelektrode und einer entfernten Bezugslektrode durchgeführt. Dieses Verfahren ist auf Grund der Impedanzunterschiede der beiden Elektroden

sowie der möglichen Gefahr, über die Referenzelektrode elektrische Aktivität anderen Ursprungs aufnehmen zu können, artefaktanfälliger (Bischoff et al., 2014). Für die zahnmedizinischen Zwecke wird heutzutage die bipolare EMG-Messung pro Muskelareal angewendet. Die Ableitung der neuromuskulären Signale findet dabei mit Hilfe von zwei Elektroden gegen eine gemeinsame Bezugslektrode statt. Da die EMG-Signale auf der Hautoberfläche relativ geringe Amplituden im Milli- bzw. Mikrometerbereich aufweisen, müssen diese mithilfe eines Differenzverstärkers potenziert werden. Dabei werden aber auch externe Störsignale verstärkt. Mit Hilfe des so genannten „*common mode rejection ratio (CMRR)*“ sowie der in das Messkabel integrierten miniaturisierten Vorverstärker ist es in der heutigen EMG-Technik möglich geworden, die Störsignale zu unterdrücken und damit die Qualität des EMG-Outputs zu verbessern (Hugger, 2008).

Des Weiteren kann durch eine richtige Haut- und Elektrodenvorbereitung die Artefaktanfälligkeit der Messung deutlich reduziert werden. Vor der Messung sollten die Hauthaare in entsprechenden Arealen entfernt und die Haut entfettet werden. Die Messelektroden werden in Richtung des Faserverlaufs des zu messenden Muskels, möglichst zentral über dem inserierenden Muskelbauch, appliziert. Die Referenzelektroden werden dagegen über elektrisch inaktiven Bereichen, wie z. B. am Proc. Mastoideus, angebracht (Hugger, 2008). In der zahnärztlichen Elektromyographie werden meist kreisförmige Silber-/Silberchlorid-beschichtete Einmalektroden benutzt, die als Nass-Gel- oder Adhäsiv-Gel-Elektroden hergestellt und angewendet werden. Ihre aktive Leitfläche sollte nicht größer als 1 cm im Durchmesser sein (Konrad, 2005; Kravchenko, 2010).

Vor der Visualisierung des EMG-Signals am Monitor wird dieses von einem analogen Messstrom in ein digitales Signal umgewandelt. Dies wird durch leistungsstarke A/D-Wandlerkarten mit einer Frequenz von 1000 Hz gewährleistet. Die unbearbeiteten bipolaren Roh-EMG Signale müssen außerdem invertiert, das heißt mit positiven Zeichen versehen, sowie die Spitzen dieser stochastisch entstandenen Signale geglättet werden. Da außerdem die Messungen stark von Messbedingungen abhängig sind, werden diese dem so genannten Normalisierungsverfahren unterzogen. Dabei werden die Messwerte an einem Referenzwert, meist dem MVC (*maximum voluntary contraction*) prozentual angepasst. Dies erlaubt einen Vergleich zwischen interindividuellen und konsekutiven Messungen (Hugger, 2008).

Die Oberflächen-Elektromyographie hat sich als ein zuverlässiges non-invasives Untersuchungsverfahren in der Erforschung und der Diagnostik der Elektrophysiologie der

Kaumuskulatur etabliert. Mit ihrer Hilfe kann die Aktivität im Ruhe- und Kauzustand sowie das elektrophysiologische Symmetrieverhalten und das Frequenzspektrum der Kaumuskulatur eruiert werden. Dies erlaubt die Dokumentation und damit den Vergleich der neuromuskulären Eigenschaften vor und nach der Eingliederung zahnprothetischer Restaurationen. Eine Aussage über eventuelle Hyper- bzw. Hypoaktivitäten, muskuläre Dysbalancen, Ermüdungszustände sowie die Symmetrie der Muskelkontraktion wird mit ihrer Hilfe ermöglicht (Castroflorio, 2008; Kravchenko, 2010; Utz et al., 2016). Nach Hugger et al. (2008) stellt die Einhaltung der 1999 von der International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) veröffentlichten Richtlinien ein wichtiges methodisches Qualitätsmerkmal der Oberflächen-EMG dar. Dadurch werden Vergleiche von unterschiedlichen Studien sowie von Patienten- und Probandenmessdaten ermöglicht (Castroflorio et al., 2008; Hugger et al., 2008).

2 Problemstellung

Die in der Zahnmedizin am weitesten verbreiteten Orientierungswerte einer gesunden Funktion stützen sich meistens auf idealisierte Vorstellungen der statischen und dynamischen Okklusion sowie auf reproduzierbare Grenzbewegungen und die subjektive Zufriedenheit des Patienten. Kinematische sowie muskeldynamische Bezugswerte haben dagegen erst in den letzten Jahren Einzug in die zahnmedizinische Forschung und nur vereinzelt in die Praxis gefunden. In Bezug auf die Bewegungsaufzeichnung des Unterkiefers und die Muskelaktivität während der Kaufunktion fehlen des Weiteren Studien an einem bevölkerungsrepräsentativen Probandenkollektiv, klinische Verlaufsstudien sowie auf die funktionstherapeutische und restaurative Maßnahme fokussierte Studien (Utz et al. 2016). So stellt sich die Frage, ob die Umsetzung einer lege artis konzipierten Okklusion im Rahmen einer zahnärztlichen Restauration das Maß der Dinge darstellt und für die Beurteilung der Restitutio ad Integrum des Kauorgans ausreichend ist.

Wie Mioche et al. (2004) feststellen konnten, sind im menschlichen Kauverhalten deutliche interindividuelle Unterschiede vorzufinden. Dagegen ändert sich das individuelle Kauverhalten im Laufe des Lebens bei eugnather Bezahnung bzw. festsitzendem Zahnersatz normalerweise nur geringfügig (Mioche et al., 2004). In mehreren Studien konnte des Weiteren gezeigt werden, dass Teil- und Totalprothesenträger u. a. in der Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit, der Kausequenzdauer, der Kauzyklenanzahl aber auch in der EMG-Amplitude deutlich schlechtere Werte als die eugnath bezahnten Kontrollgruppen aufwiesen (Peyron et al., 2004; van der Bilt et al., 1994; Veyrone et al., 2007; Woda et al., 2006a; Woda et al., 2006b).

Das Ziel dieser Studie war es, auf der Grundlage kinematischer und elektromyographischer Untersuchungen von funktionsgesunden, vollbezahnten Probanden Messwerte für die physiologische Kaufunktion zu ermitteln, um eine Basis für „Referenzwerte“ im Rahmen einer objektivierenden Beurteilung der Kaufähigkeit zu schaffen.

3 Material und Methode

3.1 Das Probandenkollektiv

Die vorliegende Arbeit stellt eine Auswertung von bestehenden Messungen an 92 Probanden dar, die in den Jahren 2000 bis 2013 in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Universitätsklinikums Düsseldorf durchgeführt wurden. Unter den Teilnehmern dieser Studie befanden sich 46 Frauen und 46 Männer im Alter zwischen 19,6 und 55,9 Jahren (Durchschnittsalter: Mittelwert 26,4 Jahre, Median 24,6 Jahre). Am 26.02.2014 erteilte die Ethikkommission der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf ein positives Ethikvotum mit der Nummer 4603 für die retrospektive Arbeit.

In das Probandenkollektiv wurden Personen aufgenommen, die funktionell unauffällig sowie vollbezahnt bzw. mit festsitzendem Zahnersatz versorgt waren.

3.2 Art und Umfang der ausgewerteten Messungen

Die Registrierung der Unterkieferbewegungen erfolgte mit Hilfe des *Jaw Motion Analyzer* - Systems (Fa. Zebris, Isny, Germany). Elektromyographische Messungen der Kaumuskulaturaktivität wurden mit Hilfe der EMG8-Apparatur (Fa. Zebris, Isny, Germany) durchgeführt. Bei allen 92 Probanden wurde die Muskelaktivität der Mm. masseteres und bei 50 Probanden zusätzlich die Muskelaktivität der Mm. temporales pars anterior erfasst. Als standardisiertes Kaugut wurde Weingummi („Goldbären“, Fa. Haribo, Bonn, Germany) verwendet.

Im ersten Schritt der Messungen wurden die maximale voluntäre Kontraktion (MVC) sowie die Unterkiefergrenzbewegungen registriert. Die Vermessung der in dieser Arbeit untersuchten Parameter fand im zweiten Schritt statt. Dazu platzierte man zunächst das Kaugut auf der Zunge und gab den Probanden die Anweisung bis zum finalen Schluckakt frei zu kauen. Diese Messung wurde ein Mal wiederholt. Im darauffolgenden Schritt wurden die Probanden gebeten, bis zum finalen Schlucken ausschließlich rechts zu kauen. Diese Messung wurde ein Mal wiederholt. Im letzten Schritt wurden die Probanden aufgefordert, ausschließlich links zu kauen. Das angewiesene Linkskauen wurde zwei Mal ausgeführt und aufgezeichnet.

Zur Erfassung der Unterkieferbewegungen mit dem *Jaw-Motion Analyzer* (Fa. Zebris, Isny, Germany) wurde ein T-förmiges, paraokklusales Attachment an den Vestibularflächen der unteren Frontzähne befestigt. Zur Festlegung der Referenzebene wurden der linke und der rechte

arbiträre Scharnierachsenpunkte (jeweils 12 mm nach ventral zum lateralen Augenwinkel und 3 mm nach kaudal vom oberen Tragusrand) sowie der untere Rand der linken knöchernen Orbita markiert.

Die elektromyographischen Ableitungen fanden mit Ag/AgCl-Einwegelektroden mit einem Durchmesser von 14 mm (Dual Electrodes, Fa. Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA) und einer Zwischenelektrodenabstand von 20 mm in Faserverlaufsrichtung statt. Die jeweiligen Hautareale wurden vor den Messungen mit 70 %-Ethanol entfettet und bei männlichen Probanden von Barthaaren befreit. Zum Einsatz kam ein Differenzialverstärker mit einer Eingangsimpedanz von 10 G Ω , einem Eingangsrauschen von 1,5 μ V und einer CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) von 120 dB. Die Spannungsverstärkung betrug 1000 mit einer Bandbreite von 10 bis 1000 Hz. Die Erfassung der registrierten Daten erfolgte digital bei einer Messfrequenz von 900 Hz und einer Auflösung von 12 bit.

3.3 Verarbeitung und Protokollierung der Daten

Zur Auswertung sowohl der kinematischen als auch der elektromyographischen Daten wurde die Software WinJaw (Version 10.6.85, Fa. Zebris, Isny, Germany) verwendet. Die semiautomatische Unterteilung in Öffnungs- und Schließphasen wurde sorgfältig überprüft und manuell nachjustiert. Dabei wurden die Marker, die entweder den Start der Öffnungsbewegung oder den Start der Schließbewegung markierten, auf die korrekten Positionen gesetzt und nochmals auf die Richtigkeit ihrer Zuordnung überprüft. Überflüssige Marker, insbesondere am Anfang und am Ende der Kausequenzen, die als Artefakte zu werten sind, wurden entfernt. Abbildung 1 zeigt den Zustand der Kausequenzaufteilung vor der manuellen Markerjustierung. In Abbildung 2 ist der anschließende Zustand nach Einordnung der Öffnungs- und Schließphasen erkennbar.

Anschließend konnten die Daten je Proband in Form von *Reports* zusammengefasst und ausgedruckt werden. In den *Reports* wurden die in Kapitel 3.4 beschriebenen Parameter nach Kautypen (freies Kauen, Linkskauen, Rechtskauen), Muskelgruppen (rechter bzw. linker Masseter, rechter bzw. linker Temporalis) und Kausequenzen (erste und zweite Kausequenz bei Messwiederholungen) geordnet. Die Abbildungen 3 und 4 zeigen Ausschnitte aus der ersten und der zweiten Seite eines *Reports*, die typischerweise die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen für die jeweiligen Parameter aufzeigen.

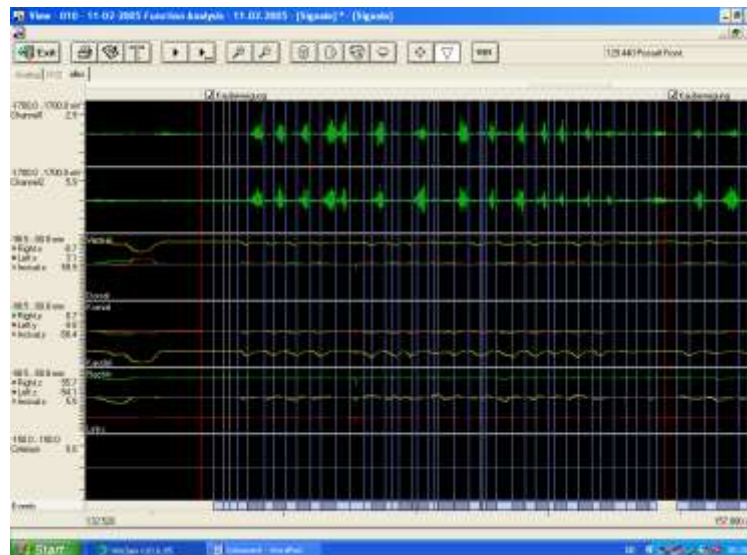


Abb. 1: Kausequenzaufzeichnung in WinJaw zur Festlegung der einzelnen Phasen des Kauzyklus (Zustand vor der Markeradjustierung). Die obere Sequenz zeigt die Muskelaktivität des rechten M. masseter, die zweite Sequenz von oben zeigt die Muskelaktivität der linken M. masseter. Die weiteren vier Aufzeichnungen zeigen den Verlauf der Einzelkoordinaten des rechten und linken Achsenpunktes und des unteren Inzisalpunktes beim Kauvorgang. In der Zeile „Events“ kennzeichnen die hellblauen Felder die Öffnungs-, die dunkelblauen Felder die Schließphasen.

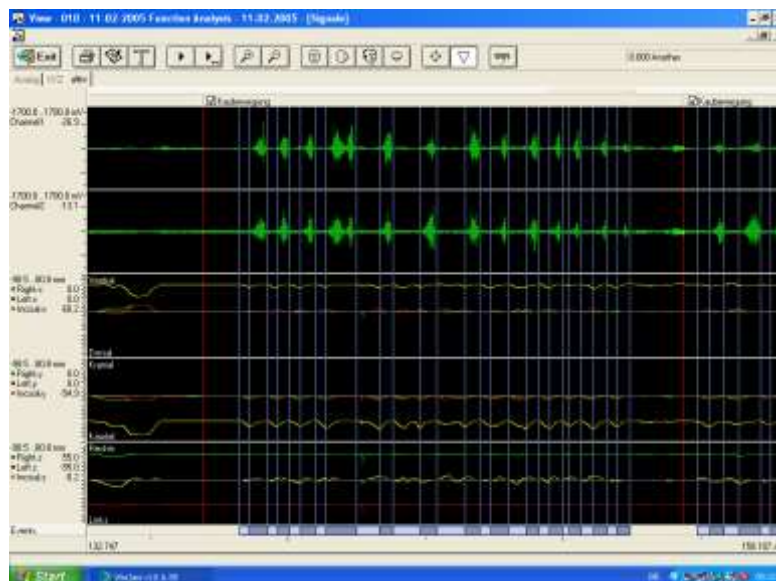


Abb. 2: Kausequenzaufzeichnung in WinJaw zur Festlegung der einzelnen Phasen des Kauzyklus (Zustand nach der Markeradjustierung)

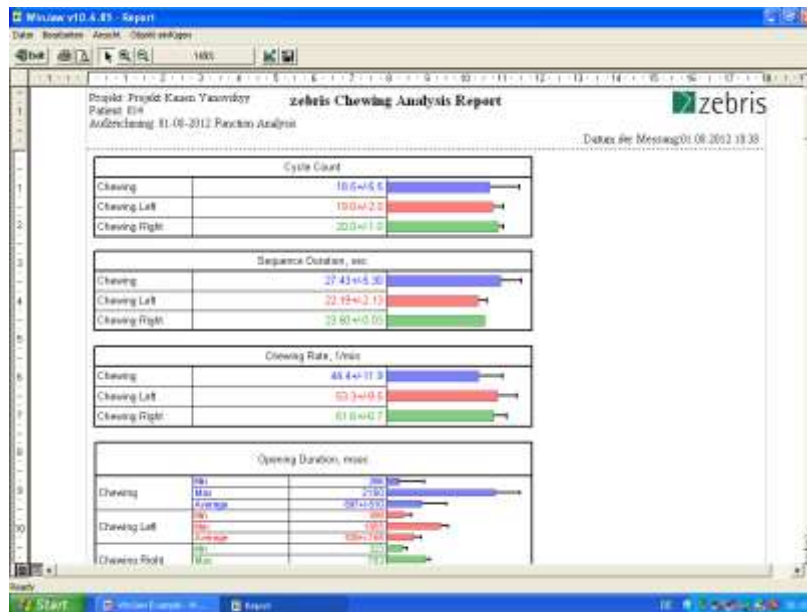


Abb. 3: Ausschnitt aus der ersten Seite eines individuellen Reports eines Probanden, der mit der Nummer 014 im oberen Abschnitt kodiert ist. Von oben nach unten sind folgende Parameter aufgeführt: Kauzyklenanzahl, Kausequenzdauer, Kaufrequenz und Öffnungsdauer. Jeder Parameter wird nach Kautypen Freies Kauen, Rechtskauen und Linkskauen differenziert, die farblich unterschiedlich hinterlegt sind. Die Zahlenangaben geben den Mittelwert mit der Standardabweichung vor. Für den Parameter „Öffnungsdauer“ werden zusätzlich Minima und Maxima angegeben.

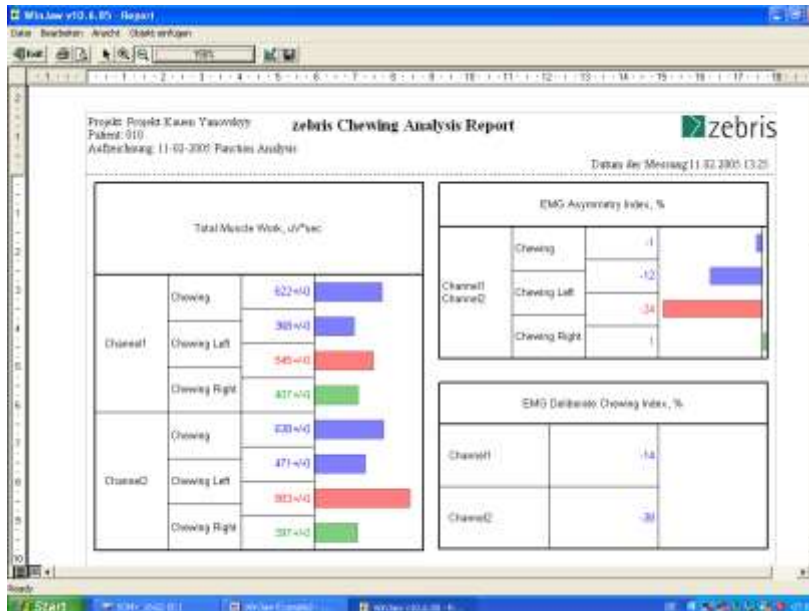


Abb. 4: Ausschnitt aus der zweiten Seite eines individuellen Reports eines Probanden, der mit der Nummer 010 im oberen Abschnitt kodiert ist. Folgende Parameter sind in der Abbildung aufgeführt: Muskelarbeit, Asymmetrieindex und seitenbezogener angewiesener Kauindex (DCI). Die Parameter werden nach dem Kautyp sowie nach der rechts- bzw. linksseitigen EMG-Ableitung differenziert. Die Werte der Muskelarbeit enthalten die Mittelwerte und die Standardabweichungen, die Symmetrieindices enthalten Angaben zu den Mittelwerten.

Anschließend wurden die Daten in SPSS-Tabellen (IBM SPSS Statistics 22, Fa. IBM, Chicago, IL, USA) manuell überführt. Eine genaue Beschreibung der statistischen Analyse folgt im Kapitel 3.5.

3.4 Begriffsklärung

3.4.1 Bedeutung der kinematischen Parameter

Bei der Registrierung der Kauvorgänge wurden mehrere kinematische Parameter erhoben. Dazu gehörten:

- die Kauzyklenanzahl - gibt die Anzahl der erfolgten Kauzyklen von der Aufnahme des Kauguts bis zum finalen Schlucken an
- die Kausequenzdauer – gibt die zeitliche Spanne von der Aufnahme des Kauguts bis zum finalen Schlucken in [s] an
- die Kaufrequenz – gibt die Anzahl der Kauzyklen pro Minute in [min^{-1}] an
- die Inzisalspurlänge – beschreibt den zurückgelegten Weg des Inzisalpunktes während einer kompletten Kausequenz in [mm]
- die Öffnungsdauer – beschreibt die Zeitspanne in [ms], die für die Öffnungsphase des Kauzyklus benötigt wird
- die Schließdauer – beschreibt die Zeitspanne in [ms], die für die schnelle und langsame (*power stroke*) Schließphase benötigt wird
- die Öffnungsgeschwindigkeit – gibt die Geschwindigkeit bei der Ausführung der Öffnungsphase des Kauzyklus in [mm/s] an
- die Schließgeschwindigkeit – gibt die Geschwindigkeit bei der Ausführung der schnellen und langsamen Schließphasen in [mm/s] an.

3.4.2 Bedeutung der elektromyographischen Parameter

Bei allen 92 Probanden wurden auch elektromyographischen Daten erhoben. Zum besseren Verständnis werden die einzelnen Parameter im Folgenden erläutert:

- Muskelarbeit – wird in [$\mu\text{V}\cdot\text{sec}$] gemessen. In der vorliegenden Arbeit wird die Muskelarbeit als das Produkt aus dem Bereich unter der EMG-Kurve und der zurückgelegten Zeit definiert.
- *EMG Mean* – beschreibt den mittleren Ausschlag der EMG-Amplituden eines Muskels eines Probanden in [μV] bzw. in [% des MVC]

- *EMG Peak* - bezeichnet den maximalen EMG-Wert, der aus Spitzenwerten der gemittelten EMG-Kurven berechnet wird in [μ V] bzw. in [% des MVC]
- Asymmetrieindex (AI) - vergleicht die Muskelarbeit (mw) des rechten M. masseter bzw. M. temporalis mit der Muskelarbeit des kontralateralen Synergisten nach folgender Formel: $(mw_{RMass} - mw_{LMass}) / (mw_{RMass} + mw_{LMass})$. Er liegt zwischen den Werten -1 und +1 bzw. -100 % und +100 % und weist bei einem Wert von 0 das Vorliegen einer balancierten Muskelarbeit beider Masseteren bzw. beider Mm. Temporales auf. Erreicht der AI einen Wert von 33 %, so bedeutet dies, dass die Muskelarbeit des rechten Muskels doppelt so groß ist wie die des linken Synergisten. Bei einem Wert von -50 % ist dagegen die Muskelarbeit der linken Muskulatur drei Mal so groß wie die der rechten Seite.
- Seitenbezogener angewiesener Kauindex (*Deliberate Chewing Index*, DCI) – vergleicht die Muskelarbeit (mw) der Kaumuskelatur einer Körperseite bei angewiesenem Rechtskauen mit der Muskelarbeit bei angewiesenem Linkskauen. Die Werte werden mit der folgenden Formel berechnet: $(mw_{RC} - mw_{LC}) / (mw_{RC} + mw_{LC})$. Die Werte liegen analog dem Asymmetrieindex zwischen -100 % und +100 % und werden entsprechend interpretiert. So bedeutet der Wert von 33 %, dass die Muskelarbeit beim Rechtskauen doppelt so groß ist wie beim Linkskauen. Ein Wert von -50 % bedeutet, dass die Muskelarbeit beim Linkskauen drei Mal so groß war wie beim Rechtskauen. Ein Wert von 0 bedeutet, dass die Muskelarbeit beim Rechts- und Linkskauen gleich groß war.

3.5 Statistische Auswertung

Die in den *Reports* zusammengefassten Werte wurden in das statistische Auswertungsprogramm IBM SPSS Statistics 22 (Fa. IBM, Chicago, IL, USA) manuell übertragen und mehrmals auf ihre Richtigkeit überprüft. Die Messdaten unterlagen einer deskriptiven statistischen Analyse mit folgenden Kennwerten:

- Mittelwert – auch arithmetisches Mittel genannt, ist ein Quotient aus der Summe aller beobachteten Werte und der Anzahl der Werte
- Median – teilt den Datensatz einer Stichprobe in zwei Hälften, sodass die Werte in der einen Hälfte kleiner gleich und in der anderen Hälfte größer gleich dem Medianwert sind
- Standardabweichung – gibt den Streubereich der Werte einer Variablen um ihren Erwartungswert an

- 95%-Konfidenzintervall – auch Vertrauens- oder Erwartungsintervall genannt, gibt den Bereich an, in dem sich mit 95% Wahrscheinlichkeit der gesuchte Mittelwert der Grundgesamtheit befindet
- Minimum und Maximum – sind Extremwerte bzw. der niedrigste und der höchste Wert des Datensatzes der Stichprobe.

Die statistische Auswertung erfolgte im Sinne einer explorativen Datenanalyse mit Hilfe des Softwarepakets SPSS 22 (Fa. IBM, Chicago, IL, USA). Die Ergebnisse wurden für jeden untersuchten Parameter in Tabellen und Boxplot-Diagrammen zusammengefasst. Abbildung 5 zeigt eine schematische Darstellung eines Boxplots:

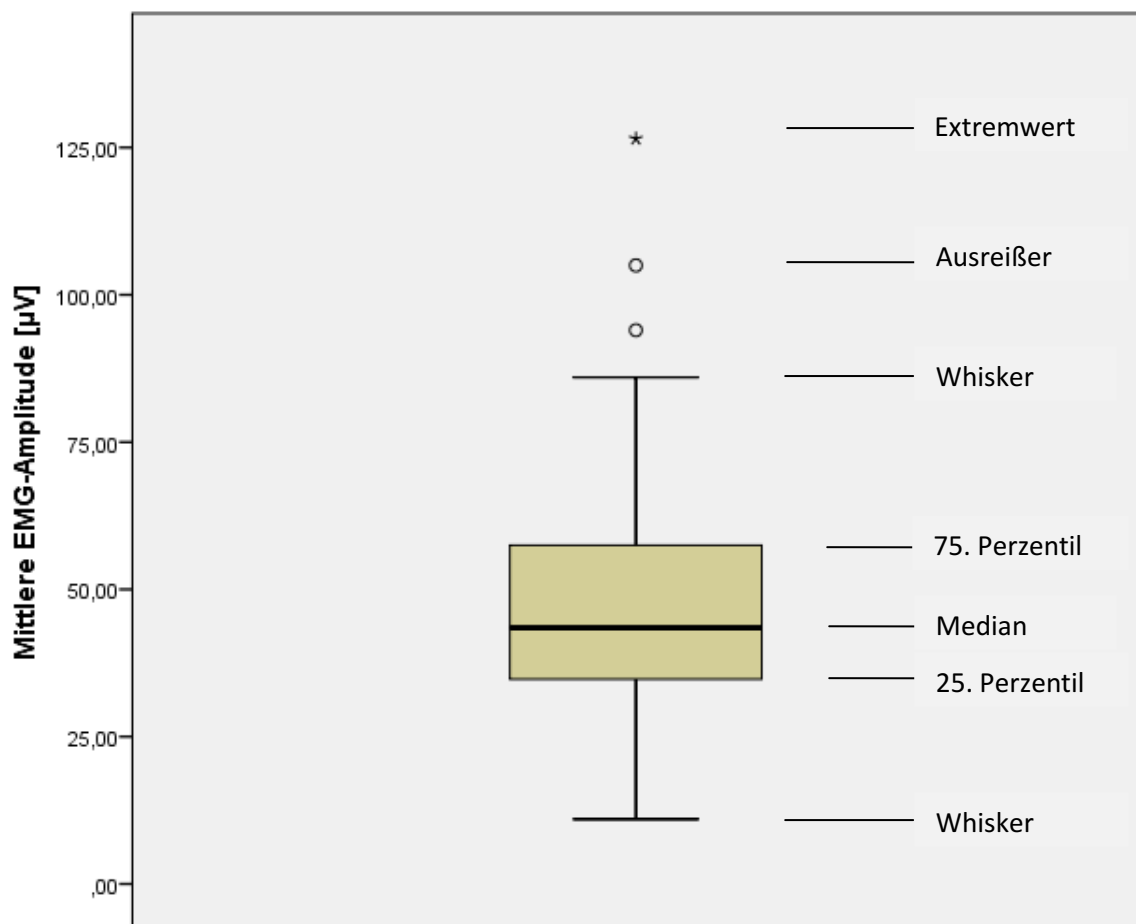


Abb. 5: Schematische Darstellung eines Boxplots (nach Bühl, 2012). Der Boxplot besteht aus einer Box, die vom 25. und 75. Perzentil begrenzt wird und die mittleren 50 % der Daten enthält. In der Mitte der Box markiert die innere Linie den Median des Datensatzes. Die Whisker markieren den kleinsten und den größten Wert, solange sie keine Ausreißer sind. Als Ausreißer werden Werte bezeichnet, die 1,5 Boxlängen vom 25. oder 75. Perzentil entfernt sind. Als Extremwerte bezeichnet man die Werte, die 3 Boxlängen vom 25. oder 75. Perzentil entfernt sind (Bühl, 2012; Kravchenko, 2010).

4 Ergebnisse

4.1 Kinematik

4.1.1 Kauzyklenanzahl

Wie man Tabelle 1 sowie Abbildung 6 entnehmen kann, war die Spannweite der Messwerte für die Kauzyklenanzahl relativ hoch und lag zwischen 9 (Minimum) und 62 (Maximum) Kauzyklen. Dagegen unterschieden sich die Mittelwerte der einzelnen Kautypen kaum voneinander und lagen relativ dicht am Gesamtmittelwert von 28,4 mit einer Standardabweichung von 9,7. Die Mediane von 26,5 Kauzyklen für freies Kauen, 27,5 für Rechtskauen und 28 Kauzyklen für Linkskauen zeigten eine Tendenz zu etwas höheren Werten beim Linkskauen. Das Konfidenzintervall von 95 % lag zwischen 27,2 und 29,5 Kauzyklen.

Tabelle 1: Kauzyklenanzahl, geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Untergrenze	Obergrenze		
Freies Kauen	28,2	9,9	26,5	26,1	30,2	12	62
Rechtskauen	28,1	9,3	27,5	26,2	30,1	9	58
Linkskauen	28,7	9,8	28,0	26,7	30,8	12	56
Gesamt	28,4	9,7	27,5	27,2	29,5	9	62

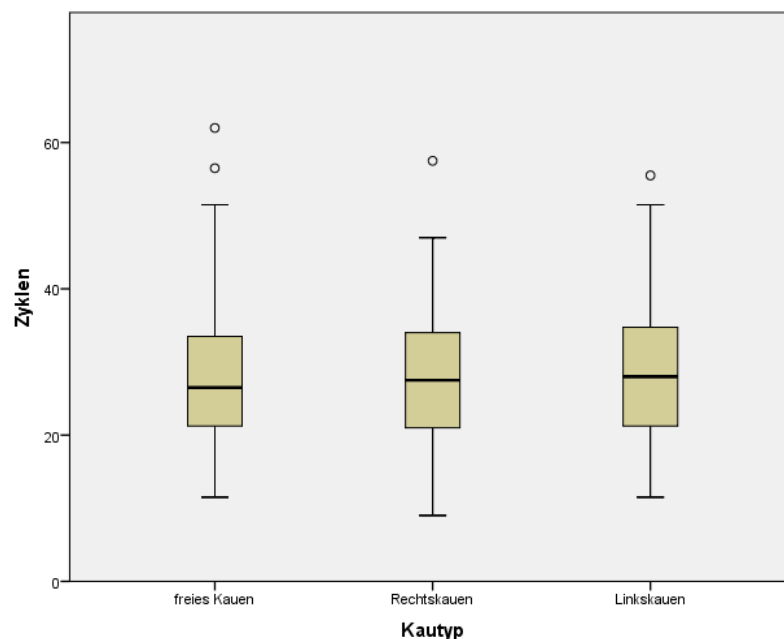


Abb. 6: Boxplot-Darstellung zur Kauzyklenanzahl, geordnet nach Kautyp

4.1.2 Dauer der Kausequenz

Des Weiteren wurde im Rahmen dieser Untersuchung die Kausequenzdauer, also die Dauer vom ersten Kauvorgang bis zum finalen Schlucken, gemessen. In Tabelle 2 sowie in Abbildung 7 sind die entsprechenden Werte zusammengefasst. Mit einem Mittelwert von 26,9 s lag das freie Kauen leicht über den Werten des Rechts- und Linkskauens mit jeweils 24,6 s. Auch der Median im freien Kaumodus wies mit 25,8 s höhere Werte auf als die des seitenbetonten Kauens mit jeweils 23,8 s. Es zeigt sich hier eine Tendenz zum höheren Zeitaufwand beim freien Kauen in Relation zum seitenbetonten Kauen. Auch weitere statistische Kennwerte der Kausequenzdauer zeigen höhere Messwerte beim freien Kauen (s. Tab. 2).

Tabelle 2: Dauer der Kausequenz [s], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Untergrenze	Obergrenze		
Freies Kauen	26,9	7,9	25,8	25,2	28,5	13,2	49,5
Rechtskauen	24,6	7,8	23,8	23,5	26,5	11,0	42,0
Linkskauen	24,6	7,9	23,8	22,9	26,2	9,2	47,6
Gesamt	25,5	7,8	24,5	24,6	26,4	9,2	49,5

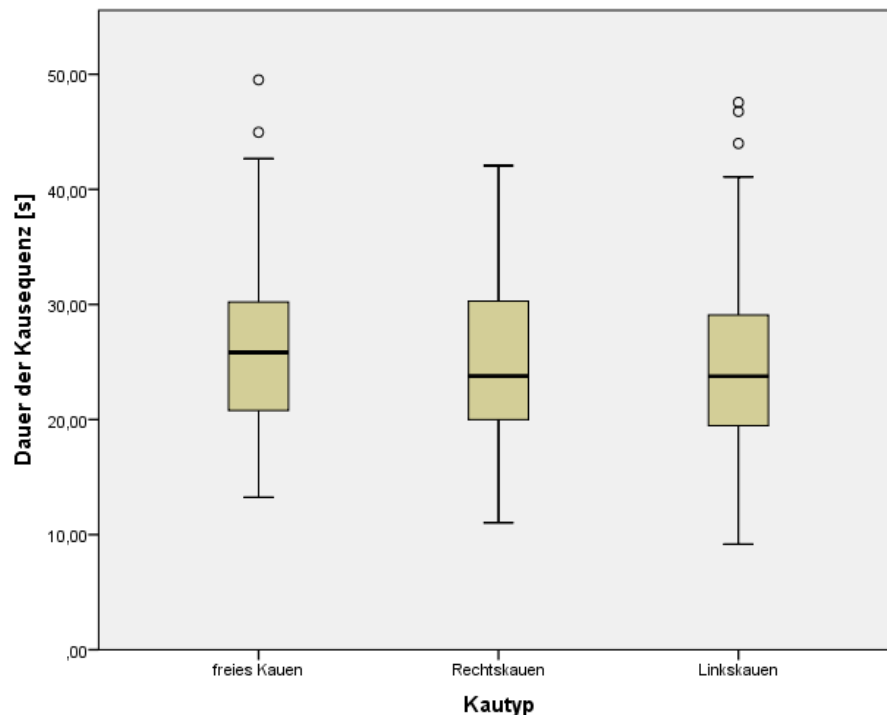


Abb. 7: Boxplotdarstellung zur Dauer der Kausequenz [s], geordnet nach Kautyp

4.1.3 Kaufrequenz

Bei der Auswertung der Kaufrequenz, die in Tabelle 3 sowie in Abbildung 8 dargestellt ist, handelte es sich um die Anzahl der Kauzyklen pro Minute, also den Kehrwert der Kausequenzdauer. Die Mittelwerte verteilten sich erwartungsgemäß umgekehrt proportional zur Tabelle 2: $66,2 \text{ min}^{-1}$ für freies Kauen und $70,1 \text{ min}^{-1}$ bzw. $72,6 \text{ min}^{-1}$ für Rechts- bzw. Linkskauen; beim freien Kauen führten die Probanden weniger Kauzyklen pro Minute durch als beim seitenbezogenen Kauen. Die Standardabweichung lag durchschnittlich bei $12,2 \text{ min}^{-1}$. Der Median lag beim freien Kauen bei 65 min^{-1} , wobei die Mediane des seitenbetonten Kauens $67,8 \text{ min}^{-1}$ bzw. $71,8 \text{ min}^{-1}$ betragen.

Tabelle 3: Kauffrequenz [min^{-1}], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Untergrenze	Obergrenze		
Freies Kauen	66,2	11,5	65,0	63,8	68,6	40,5	103,1
Rechtskauen	70,1	11,8	67,8	67,7	72,6	44,6	102,2
Linkskauen	72,6	12,6	71,8	70,0	75,2	49,1	108,6
Gesamt	69,6	12,2	67,7	68,2	71,1	40,5	108,6

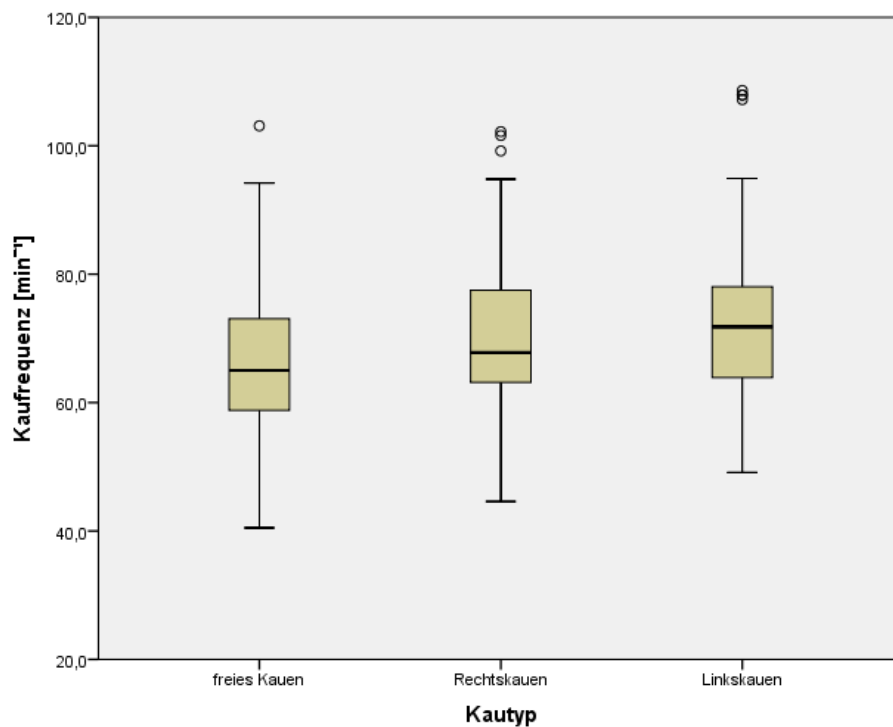


Abb. 8: Boxplotdarstellung zur Kauffrequenz [min^{-1}], geordnet nach Kautyp

4.1.4 Inzisalspurlänge

In Tabelle 4 sowie in Abbildung 9 sind die einzelnen statistischen Werte für die Inzisalspurlänge zusammengefasst. Auffällig ist, dass die Spannweite der Werte beim freien Kauen deutlich geringer war als bei anderen Kautypen. Beim freien Kauen konnte ein deutlich höheres Minimum von 901,6 mm im Vergleich zu den Minima bei Rechts- und Linkskauen von 504,5 mm und 555,8 mm festgestellt werden. Das Maximum von 4849,9 mm und der Median von 1820,5 mm im freien Kaumodus lagen unter den entsprechenden Werten des seitenbetonten Kauens.

Tabelle 4: Inzisalspurlänge [mm], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	95%-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Untergrenze	Obergrenze		
Freies Kauen	1980,6	722,6	1820,5	1830,9	2130,2	901,6	4849,9
Rechtskauen	1967,0	813,5	1896,6	1798,5	2135,4	504,5	4867,8
Linkskauen	2078,9	935,8	1964,2	1885,1	2272,7	555,8	5657,0
Gesamt	2008,8	827,0	1915,5	1910,8	2106,8	504,5	5657,0

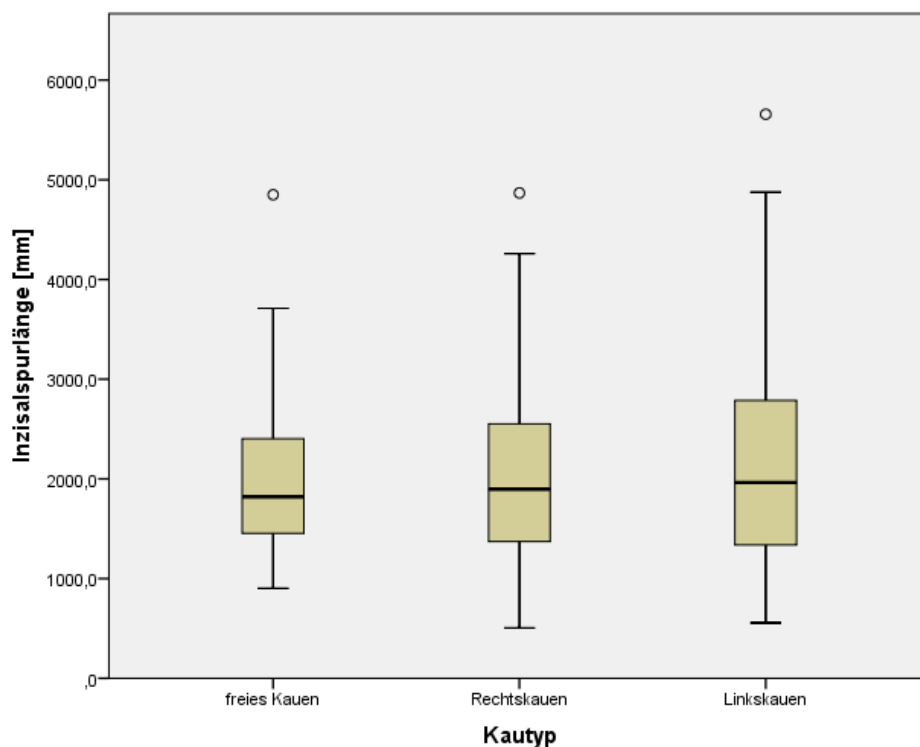


Abb. 9: Boxplotdarstellung zur Inzisalspurlänge [mm], geordnet nach Kautyp

4.1.5 Dauer der Öffnungsbewegung

Tabelle 5 sowie Abbildung 10 zeigen die ermittelten Werte für die Dauer der Öffnungsbewegung. Sowohl der Mittelwert als auch der Median des freien Kauens waren deutlich höher als die entsprechenden Werte des seitenbezogenen Kauens, wobei die kleinsten Werte beim Linkskauen auftraten. Auch die Streuung der Werte war beim freien Kauen mit einer Standardabweichung von 107,9 ms im Vergleich zu den anderen Kaumustern relativ hoch. Aus diesen und weiteren in Tabelle 5 beschriebenen Messwerten wird ersichtlich, dass die Öffnung pro Kauzyklus bei freiem Kauen grundsätzlich länger dauerte als beim seitenbetonten Kauen.

Tabelle 5: Öffnungsdauer [ms], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard- Abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter- grenze	Ober- grenze		
Freies Kauen	489,2	107,9	476,0	466,9	511,5	302	836
Rechtskauen	443,0	91,9	429,5	425,0	463,0	291	795
Linkskauen	420,7	78,5	408,5	404,5	437,0	255	665
Gesamt	451,3	97,5	438,5	439,8	462,9	255	836

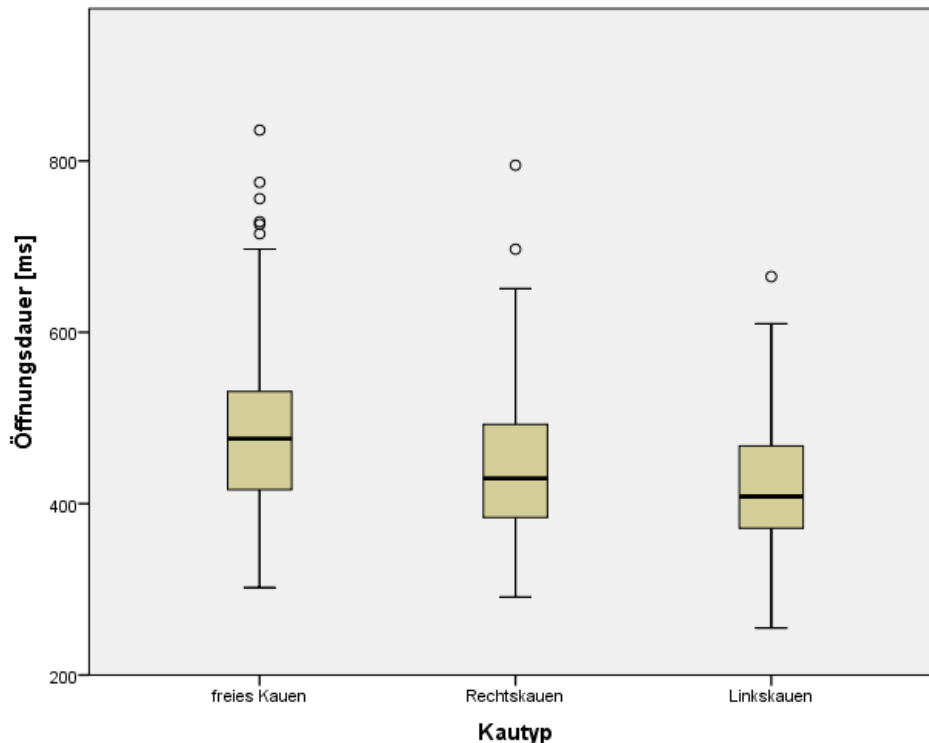


Abb. 10: Boxplotdarstellung zur Dauer der Öffnungsbewegung [ms], geordnet nach Kautyp

4.1.6 Dauer der Schließbewegung

Analog zu den Angaben in Tabelle 5 fiel auch die Dauer der Schließbewegung beim freien Kauen als die längste auf. Ihr Mittelwert von 497,3 ms übertraf deutlich die Mittelwerte beim Rechtskauen von 467,5 ms (SD 92,8 ms) und des Linkskauens mit rund 453,1 ms. Mit einer Standardabweichung von 106,1 ms konnte auch hier die höchste Streuung der Werte beim freien Kauen festgestellt werden. Die Ergebnisse der Schließdauer sind in Tabelle 6 sowie in Abbildung 11 zusammengefasst.

Tabelle 6: Dauer der Schließbewegung [ms], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Untergrenze	Obergrenze		
Freies Kauen	497,3	106,1	487,0	475,4	519,3	287	858
Rechtskauen	467,5	92,8	453,0	448,3	486,7	282	754
Linkskauen	453,1	89,0	448,0	434,6	471,5	264	690
Gesamt	472,6	97,7	463,0	461,1	484,2	264	858

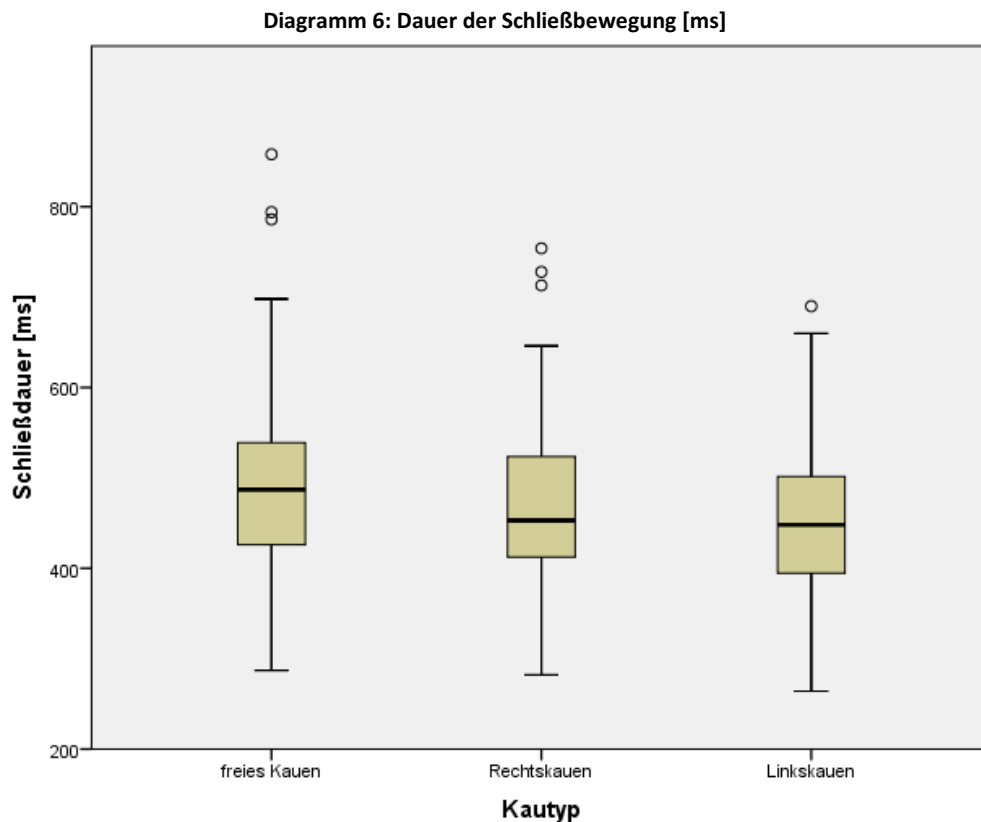


Abb. 11: Boxplotdarstellung zur Dauer der Schließbewegung [ms], geordnet nach Kautyp

4.1.7 Öffnungsgeschwindigkeit

Bei der Messung der kinematischen Größen wurde auch die Öffnungsgeschwindigkeit registriert. Es zeigte sich ein deutlicher Unterschied zwischen den einzelnen Kautypen, wobei das Linkskauen den höchsten Mittelwert von $79,3 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$, das freie Kauen den geringsten von $67,6 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ und das Rechtskauen einen Mittelwert von $75,3 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ aufwies. Restliche Werte, mit Ausnahme der Minima, zeigten dieselbe Tendenz, wobei das Linkskauen stets die höchsten Werte aufwies und das freie Kauen die geringsten. Die Ergebnisse der Öffnungsgeschwindigkeit sind in Tabelle 7 sowie im Diagramm 7 zusammengefasst.

Tabelle 7: Öffnungsgeschwindigkeit [$\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Untergrenze	Obergrenze		
Freies Kauen	67,6	19,4	65,4	63,6	71,6	33,4	126,9
Rechtskauen	75,3	20,6	72,1	71,0	79,6	41,4	146,8
Linkskauen	79,3	22,4	77,3	74,6	83,9	39,1	154,7
Gesamt	74,1	21,3	70,6	71,5	76,6	33,4	154,7

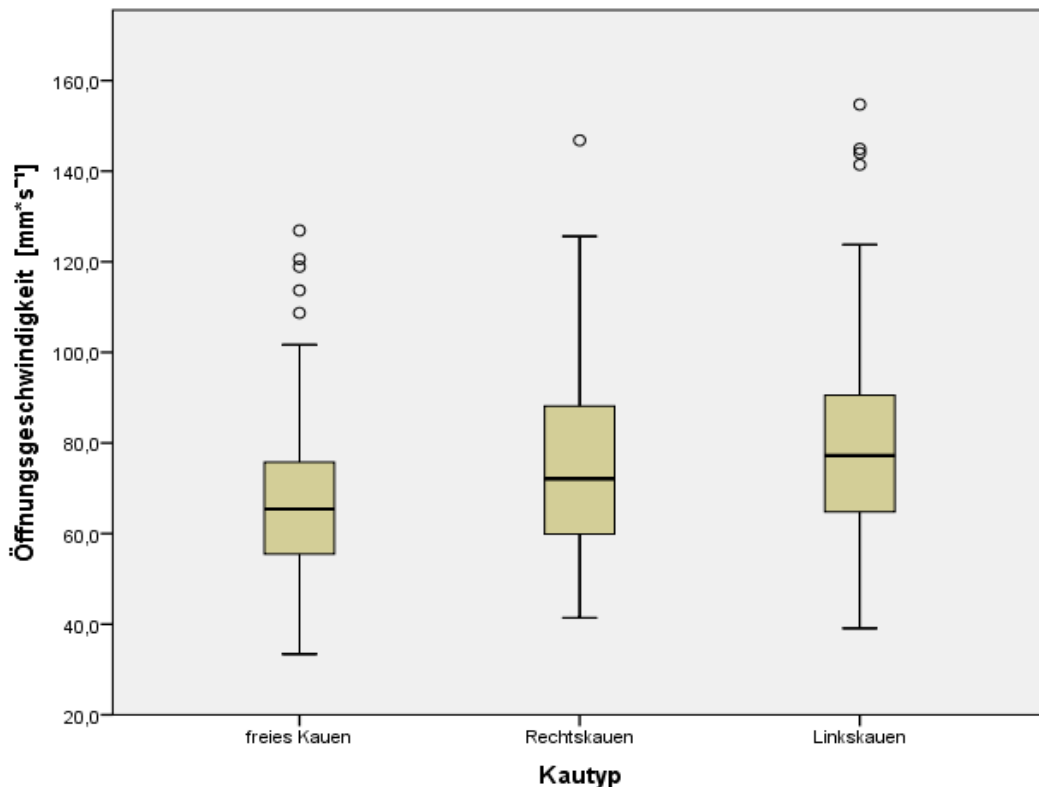


Abb. 12: Boxplotdarstellung zur Öffnungsgeschwindigkeit [$\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$], geordnet nach Kautyp

4.1.8 Schließgeschwindigkeit

Eine Korrelation zur in 4.1.6 und 4.1.7 beschriebenen Tendenz zeigen wiederum Tabelle 8 sowie Abbildung 13, wobei das freie Kauen mit $73,9 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ (SD $21,0 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$) deutlich unter den Werten des Rechtskauens mit $82,8 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ (SD $22,3 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$) und des Linkskauens $88,3 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ (SD $23,7 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$) lag. Auch hier fungiert das Linkskauen mit der höchsten Geschwindigkeit. Die Maxima unterscheiden sich jedoch vergleichsweise nur geringfügig. Insgesamt sind die Unterschiede der Schließgeschwindigkeit nach Kautyp geringer als die Unterschiede bei der Öffnungsgeschwindigkeit.

Tabelle 8: Schließgeschwindigkeit [$\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standardabweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Untergrenze	Obergrenze		
Freies Kauen	73,9	21,0	71,3	69,6	78,3	34,5	136,3
Rechtskauen	82,8	22,3	78,7	78,2	87,5	37,8	142,3
Linkskauen	88,3	23,7	86,0	83,4	93,2	42,1	144,5
Gesamt	81,7	23,1	78,9	79,0	84,4	34,5	144,5

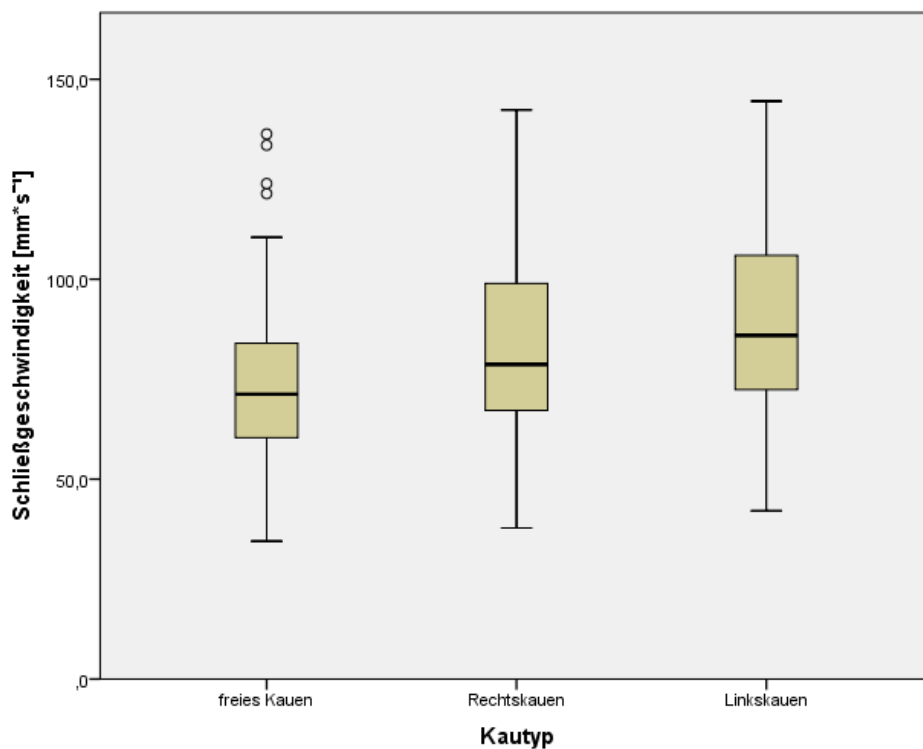


Abb. 13: Boxplotdarstellung zur Schließgeschwindigkeit [$\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$], geordnet nach Kautyp

4.2 Muskularbeit

In den Tabellen 9 bis 12 sowie in den Abbildungen 14 und 15 ist die ermittelte Muskularbeit für die beiden Muskelgruppen (Mm. masseteres und Mm. temporales) dargestellt. Zu erkennen ist, dass die Mm. masseteres deutlich höhere Werte zeigten als die Mm. temporales. So betragen die Mittelwerte 1157,7 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ (SD 596,5 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$) beim rechten M. masseter sowie 1175,8 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ (SD 632 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$) beim linken M. masseter. Die Mittelwerte der Mm. temporales betragen rechts 978,8 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ (SD 483,9 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$) sowie links 982,5 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ (SD 447 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$). Bei anderen Werten, wie dem Median oder den Extrema, ist eine ähnliche Tendenz zu erkennen.

Die unterschiedlichen Ergebnisse einzelner Kautypen deuten auf wesentlich höhere Muskularbeit der Arbeitsseite hin. So lag beispielsweise die Muskularbeit des rechten Masseters beim Rechtskauen bei 1406,2 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ und beim Linkskauen bei 835,6 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$, wobei der linke Masseter beim Rechtskauen 881 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ und beim Linkskauen 1489,1 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ aufwies. Beim freien Kauen zeigten die Kaumuskeln zwischen den Körperseiten deutlich geringere Unterschiede (Masseter rechts 1231,3 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$, Masseter links 1157,4 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$) als bei seitenbetontem Kauen.

Tabelle 9: Muskularbeit Masseter rechts [$\mu\text{V}\cdot\text{s}$], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-Grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	1231,3	586,3	1108,5	1109,9	1352,7	242,0	2928,0
Rechtskauen	1406,2	595,8	1396,0	1282,8	1529,6	344,5	3087,0
Linkskauen	835,6	451,2	743,0	742,2	929,0	194,0	2410,0
Gesamt	1157,7	596,5	1051,5	1087,0	1228,4	194,0	3087,0

Tabelle 10: Muskularbeit M. masseter links [$\mu\text{V}\cdot\text{s}$], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-Grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	1157,4	570,2	1063,0	1039,3	1275,4	169,0	2983,5
Rechtskauen	881,0	469,1	831,8	783,8	978,1	147,5	2596,0
Linkskauen	1489,1	688,9	1432,3	1346,4	1631,8	212,0	3787,0
Gesamt	1175,8	632,0	1074,8	1100,9	1250,7	147,5	3787,0

Tabelle 11: Muskelarbeit M. temporalis rechts [$\mu\text{V}^*\text{s}$], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	1030,1	427,6	1013,5	893,3	1166,8	332,5	2194,5
Rechtskauen	1085,6	489,1	992,8	929,2	1242,1	371,0	2470,0
Linkskauen	820,7	502,3	729,8	660,1	981,3	162,5	3311,0
Gesamt	978,8	483,9	880,0	891,3	1066,3	162,5	3311,0

Tabelle 12: Muskelarbeit M. temporalis links [$\mu\text{V}^*\text{s}$], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	1002,7	403,1	929,3	873,8	1131,6	410,5	2124,5
Rechtskauen	836,8	387,4	790,0	712,9	960,7	170,5	1808,5
Linkskauen	1108,1	508,8	1094,3	945,4	1270,8	341,0	2427,5
Gesamt	982,5	447,0	897,3	901,8	1063,3	170,5	2427,5

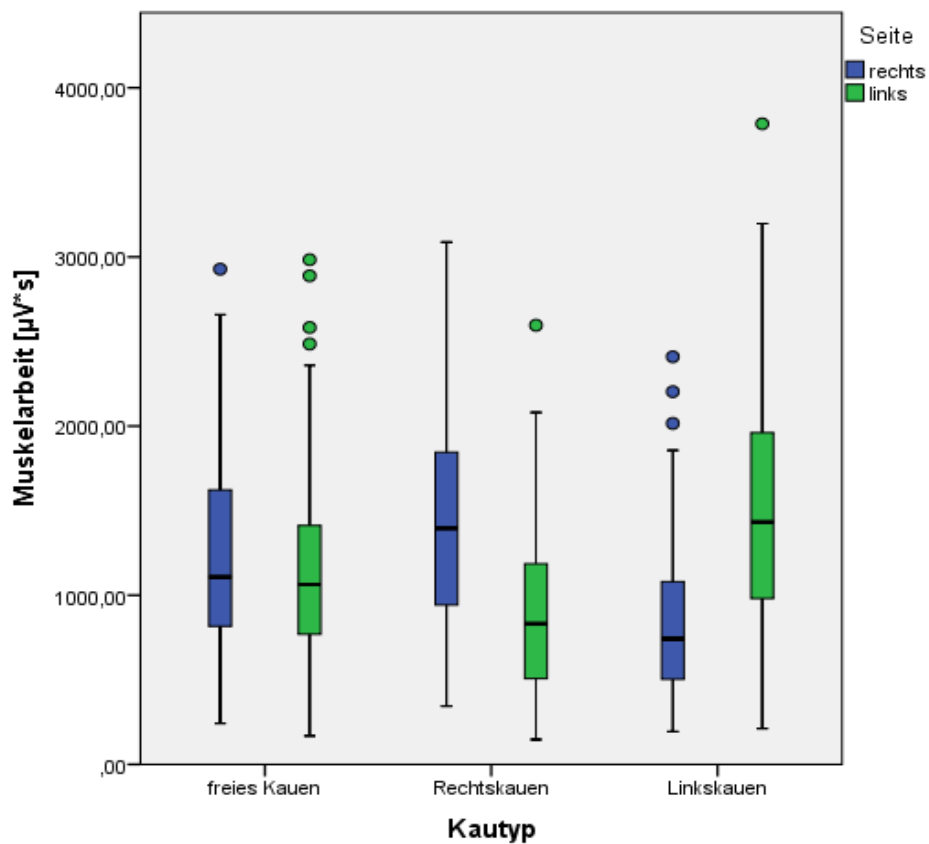


Abb. 13: Boxplotdarstellung zur Muskelarbeit der Mm. masseteres [$\mu\text{V}^*\text{s}$], geordnet nach Kautyp

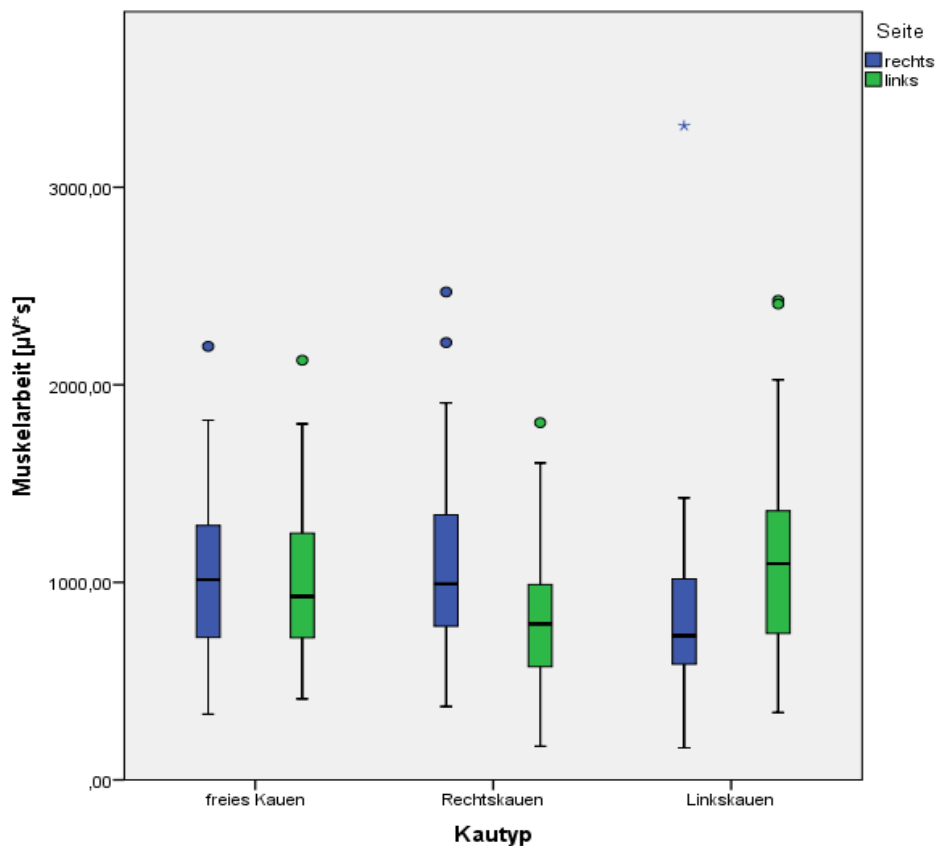


Abb. 15: Boxplotdarstellung zur Muskelarbeit der Mm. temporales [$\mu\text{V}\cdot\text{s}$], geordnet nach Kautyp

4.3 EMG Mean (Mittlere EMG-Amplituden)

Die folgenden Tabellen 13 bis 20 beschreiben die Verteilung der Werte für die mittlere EMG-Amplitude. Der Parameter wird sowohl in μV als auch in % des MVC angegeben. Die Kaumuskulatur der Arbeitsseite zeigte stets höhere Werte als die Muskulatur der Balanceseite. So ist beispielsweise zu erkennen, dass der rechte Masseter beim Rechtskauen eine mittlere EMG-Amplitude von $56,3 \mu\text{V}$ aufweist, wobei beim Linkskauen durchschnittlich $33,9 \mu\text{V}$ erreicht werden konnten. Der linke Masseter zeigte dagegen beim Linkskauen eine mittlere EMG-Amplitude von $61,4 \mu\text{V}$, beim Rechtskauen wird ein Wert von $36,1 \mu\text{V}$ erreicht. Eine ähnliche Werteverteilung ergab sich auch für %-MVC gestützte Werte.

Auch die Werte für Mm. temporales, die in den Tabellen 15 bis 16 beschrieben sind, zeigten eine ähnliche Verteilung der Ergebnisse. Die μV -gestützte Ergebnisse der Mm. temporales lagen knapp unter den Ergebnissen der Mm. masseteres. Dagegen wiesen die %-MVC gestützte

Ergebnisse der Mm. temporales im Vergleich zu den Masseteren deutlich höhere Werte auf. Eine graphische Darstellung der Ergebnisse ist den Abbildungen 16 bis 19 zu entnehmen.

Tabelle 13: *EMG Mean* M. masseter rechts [μV], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	46,3	19,7	43,3	41,9	50,7	11,0	126,5
Rechtskauen	56,3	20,4	53,8	51,7	60,8	15,5	116,0
Linkskauen	33,9	15,2	32,3	30,5	37,3	7,0	79,5
Gesamt	45,5	20,6	43,5	42,9	48,1	7,0	126,5

Tabelle 14: *EMG Mean* M. masseter links [μV], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	45,2	18,7	41,3	41,1	49,4	15,5	91,5
Rechtskauen	36,1	17,6	33,8	32,1	40,0	8,0	87,5
Linkskauen	61,4	23,1	59,3	56,3	66,5	27,0	111,5
Gesamt	47,6	22,4	43,0	44,7	50,4	8,0	111,5

Tabelle 15: *EMG Mean* M. masseter rechts [%-MVC], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	12,7	5,0	12,0	11,5	13,8	4,0	28,0
Rechtskauen	15,6	6,1	15,0	14,2	16,9	5,0	40,5
Linkskauen	9,5	4,9	8,3	8,4	10,6	3,5	31,5
Gesamt	12,6	5,9	12,0	11,8	13,3	3,5	40,5

Tabelle 16: *EMG Mean* M. masseter links [%-MVC], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	11,8	4,5	11,5	10,8	12,8	3,5	25,0
Rechtskauen	9,5	4,3	9,5	8,6	10,5	2,0	21,0
Linkskauen	16,3	6,5	15,3	14,8	17,7	5,0	47,5
Gesamt	12,5	5,9	11,5	11,8	13,3	2,0	47,5

Tabelle 17: *EMG Mean* M. temporalis rechts [μV], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	44,1	16,7	41,0	38,7	49,4	13,5	81,5
Rechtskauen	49,9	17,9	46,3	44,2	55,6	18,5	100,5
Linkskauen	36,8	13,2	35,3	32,6	41,0	10,5	75,0
Gesamt	43,6	16,8	40,3	40,6	46,6	10,5	100,5

Tabelle 18: *EMG Mean* M. temporalis links [μV], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	43,1	16,5	41,0	37,8	48,3	16,0	111,0
Rechtskauen	38,9	18,1	36,0	33,0	44,7	7,5	118,5
Linkskauen	53,2	18,0	47,5	47,4	59,0	22,0	107,5
Gesamt	45,0	18,4	41,8	41,7	48,4	7,5	118,5

Tabelle 19: *EMG Mean* M. temporalis rechts [%-MVC], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	18,2	7,5	16,5	15,8	20,6	6,0	44,5
Rechtskauen	20,9	8,0	20,5	18,3	23,4	9,0	55,0
Linkskauen	15,6	5,8	14,0	13,8	17,4	5,0	25,5
Gesamt	18,2	7,4	17,3	16,9	19,6	5,0	55,0

Tabelle 20: *EMG Mean* M. temporalis links [%-MVC], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	16,9	5,6	16,0	15,1	18,7	8,0	30,5
Rechtskauen	15,2	6,2	14,8	13,2	17,2	3,0	33,0
Linkskauen	20,7	6,1	19,3	18,8	22,9	10,0	36,0
Gesamt	17,6	6,4	17,0	16,5	18,7	3,0	36,0

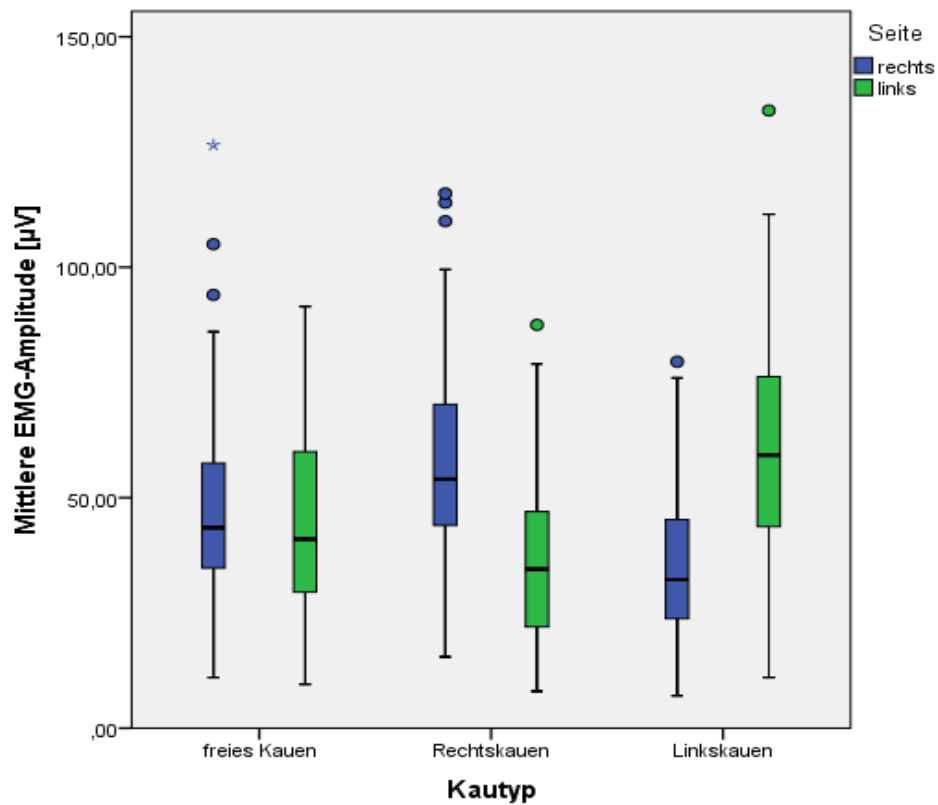


Abb. 16: Boxplotdarstellung zu *EMG Mean* der Mm. masseteres [µV], geordnet nach Kautyp

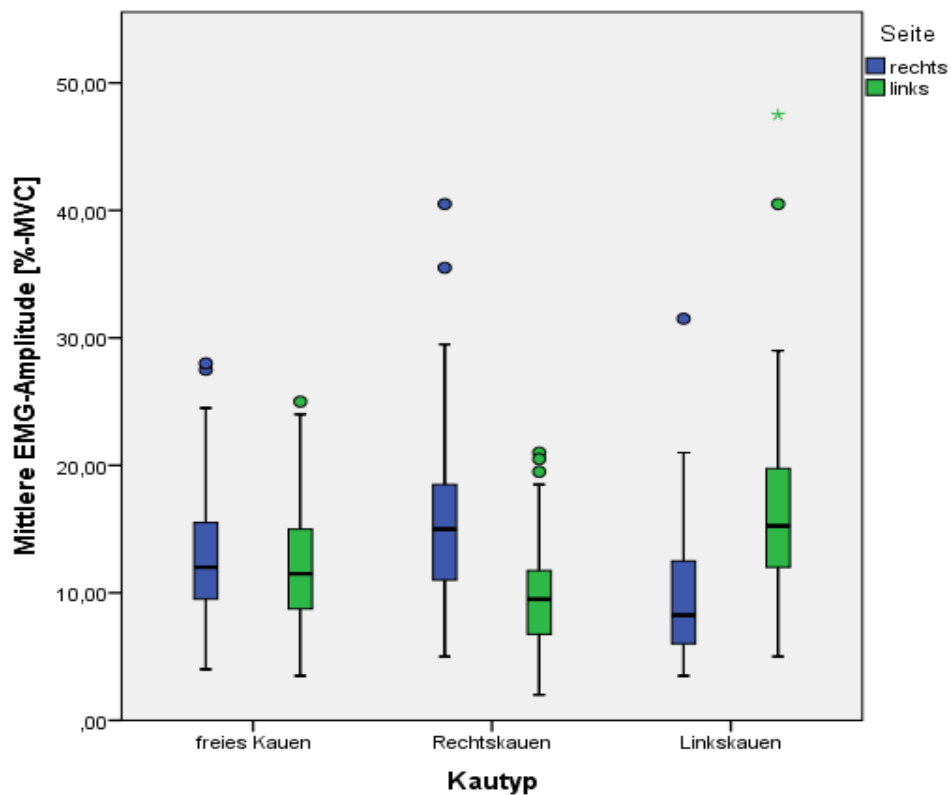


Abb. 17: Boxplotdarstellung zu *EMG Mean* der Mm. masseteres [%-MVC], geordnet nach Kautyp

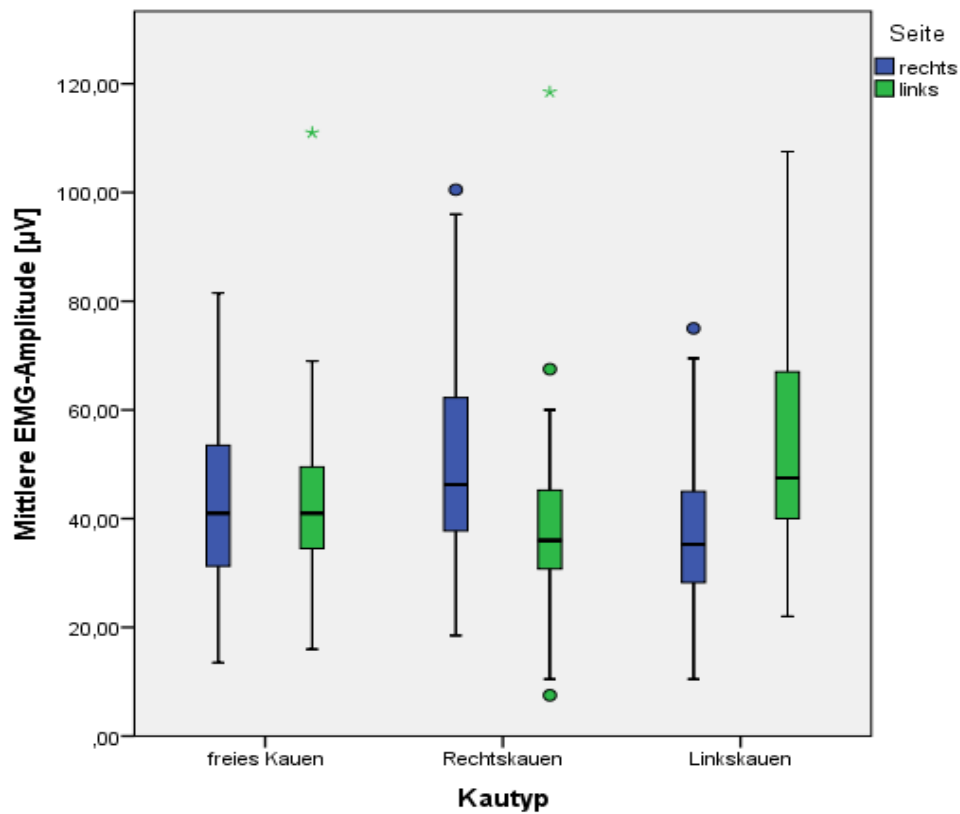


Abb. 18: Boxplotdarstellung zu *EMG Mean* der Mm. temporales [µV], geordnet nach Kautyp

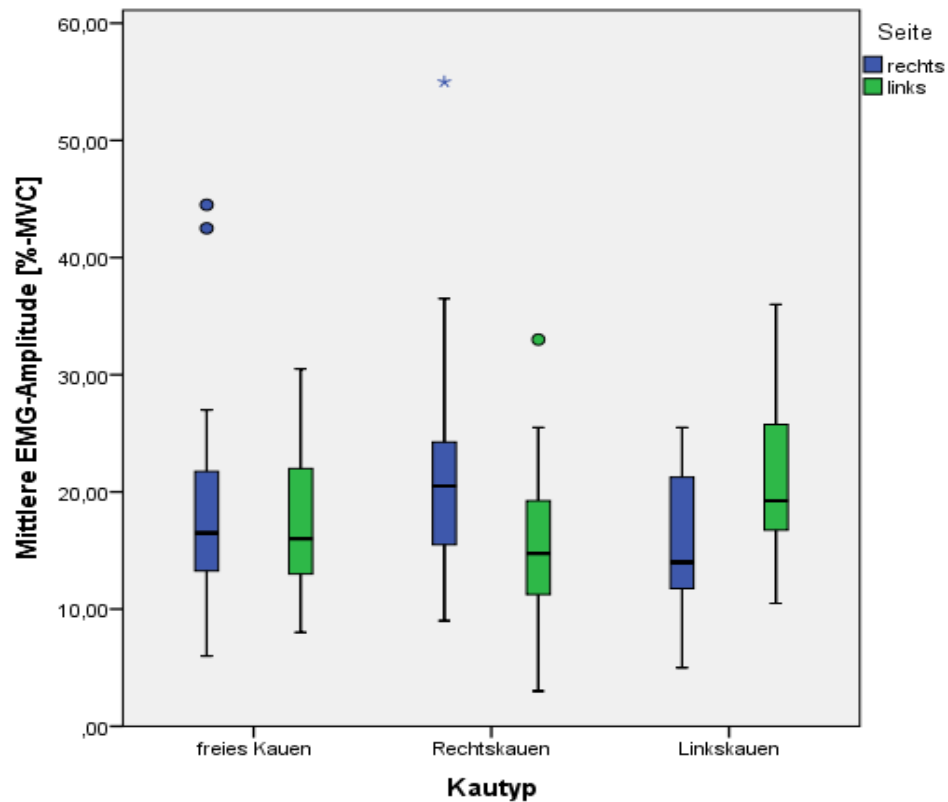


Abb. 19: Boxplotdarstellung zu *EMG Mean* der Mm. temporales [%-MVC], geordnet nach Kautyp

4.4 EMG Peak (Spitzenwerte der gemittelten EMG-Amplituden)

EMG Peak bezeichnet den mittleren EMG-Wert, der aus den Spitzenwerten der gemittelten EMG-Amplituden berechnet wird. Die in den folgenden Tabellen 21 bis 28 dargestellten Ergebnisse der EMG Peaks weisen sowohl in μV als auch in %-MVC analog zu den mittleren EMG-Amplituden (s. Kap. 4.3) muskel-, seiten- sowie kautypbezogene Unterschiede auf.

Die μV -bezogenen Mittelwerte der EMG-Peaks der Masseteren liegen knapp über den Werten der Mm. temporales. In %-MVC weisen die Mm. temporales deutlich höhere Ergebnisse auf, was durch geringere MVC-Werte dieser Muskelgruppe erklärt werden kann. Des Weiteren lassen sich bei seitenbetontem Kauen stets deutlich höhere Werte auf der Arbeitsseite im Vergleich zu der Balanceseite feststellen. Man erkennt eine deutlich höhere Muskelaktivität in Relation zu den Mittelwerten der gemittelten EMG-Amplitude (Kap. 4.3). Die Abbildungen 20 bis 23 fassen die Ergebnisse der EMG Peaks graphisch zusammen.

Tabelle 21: EMG Peak M. masseter rechts [μV], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	101,9	43,5	98,5	91,8	112,0	20,0	241,5
Rechtskauen	125,0	44,5	122,0	114,6	135,4	28,5	246,5
Linkskauen	72,3	37,0	65,0	63,6	80,9	11,0	171,5
Gesamt	99,7	46,9	96,0	93,5	106,0	11,0	246,5

Tabelle 22: EMG Peak M. masseter links [μV], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	104,8	49,1	93,0	93,9	115,7	30,0	243,0
Rechtskauen	82,2	45,9	73,5	72,0	92,4	12,0	233,5
Linkskauen	143,0	57,2	132,5	130,3	155,8	54,0	265,0
Gesamt	110,0	56,6	101,8	102,8	117,2	12,0	265,0

Tabelle 23: *EMG Peak M. masseter rechts [%-MVC]*, geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	27,9	10,9	25,5	25,4	30,4	7,0	60,0
Rechtskauen	34,6	12,6	33,0	31,7	37,5	9,0	85,5
Linkskauen	20,3	11,5	18,0	17,6	22,9	5,5	63,5
Gesamt	27,6	13,0	25,5	25,9	29,3	5,5	85,5

Tabelle 24: *EMG Peak M. masseter links [%-MVC]*, geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	26,8	10,2	26,5	24,6	29,1	7,0	55,5
Rechtskauen	21,3	10,0	20,3	19,0	23,5	2,0	48,5
Linkskauen	37,0	13,4	35,8	34,0	40,0	12,0	93,0
Gesamt	28,4	13,0	27,0	26,7	30,0	2,0	93,00

Tabelle 25: *EMG Peak M. temporalis rechts [μ V]*, geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	99,1	37,8	94,8	87,0	111,2	30,0	193,0
Rechtskauen	111,6	41,1	104,0	98,4	124,7	39,0	236,5
Linkskauen	83,0	28,6	79,5	73,8	92,2	17,5	161,5
Gesamt	97,9	37,8	92,5	91,1	104,7	17,5	236,5

Tabelle 26: *EMG Peak M. temporalis links [μ V]*, geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	98,7	42,6	94,3	85,1	112,3	35,0	284,0
Rechtskauen	89,4	45,1	83,3	75,0	103,9	12,5	290,5
Linkskauen	119,6	43,5	107,8	105,6	133,5	44,0	263,5
Gesamt	102,5	45,2	94,0	94,4	110,7	12,5	290,5

Tabelle 27: EMG Peak M. temporalis rechts [%-MVC], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	41,3	17,3	39,3	35,8	46,9	14,0	106,0
Rechtskauen	46,8	19,1	45,8	40,7	52,9	19,0	130,5
Linkskauen	35,3	13,5	32,3	31,0	39,6	8,5	64,5
Gesamt	41,2	17,3	39,3	38,0	44,3	8,5	130,5

Tabelle 28: EMG Peak M. temporalis rechts [μ V], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	38,2	12,9	37,3	34,1	42,4	15,0	63,0
Rechtskauen	34,7	14,6	34,8	30,0	39,4	5,5	77,5
Linkskauen	46,2	13,5	43,0	41,9	50,5	21,0	77,5
Gesamt	39,7	14,4	38,8	37,1	42,3	5,5	77,5

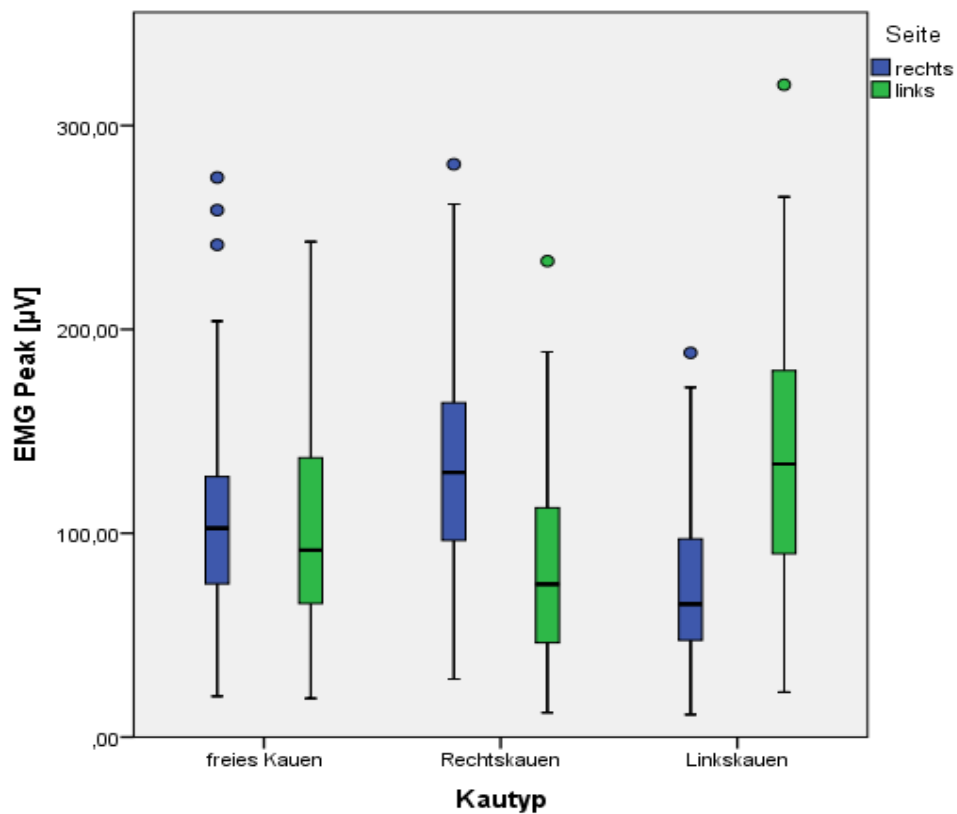


Abb. 20: Boxplotdarstellung zu EMG Peaks der Mm. masseteres [μ V], geordnet nach Kautyp

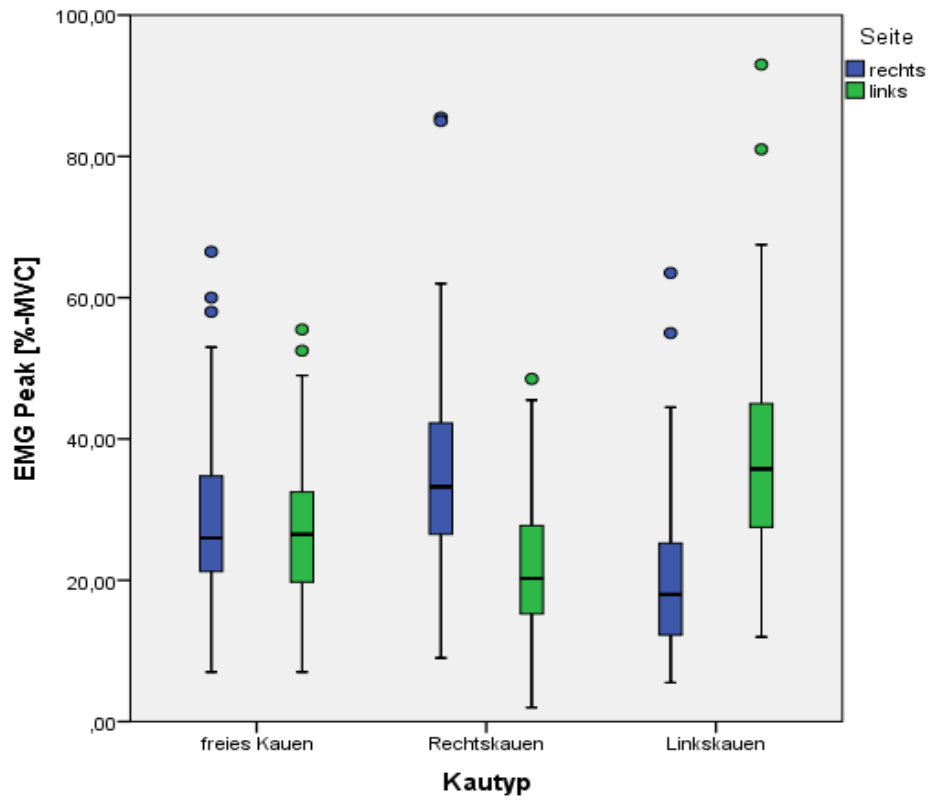


Abb. 21: Boxplotdarstellung zu EMG Peaks der Mm. masseteres [%-MVC], geordnet nach Kautyp

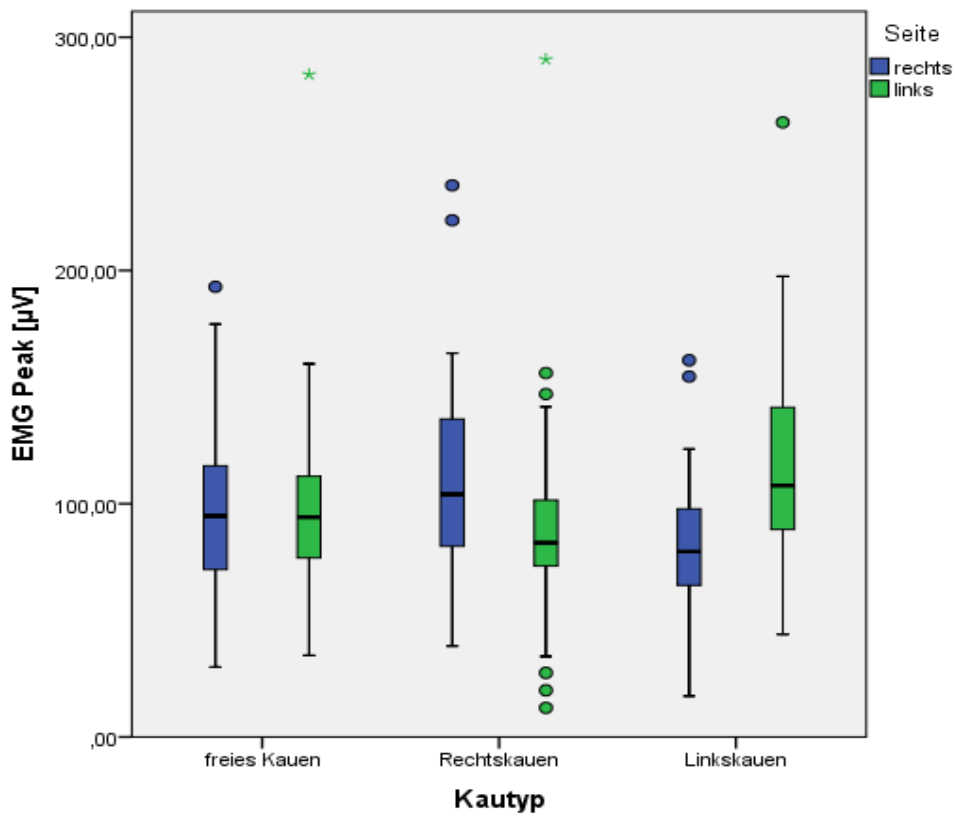


Abb. 22: Boxplotdarstellung zu EMG Peaks der Mm. temporales [µV], geordnet nach Kautyp

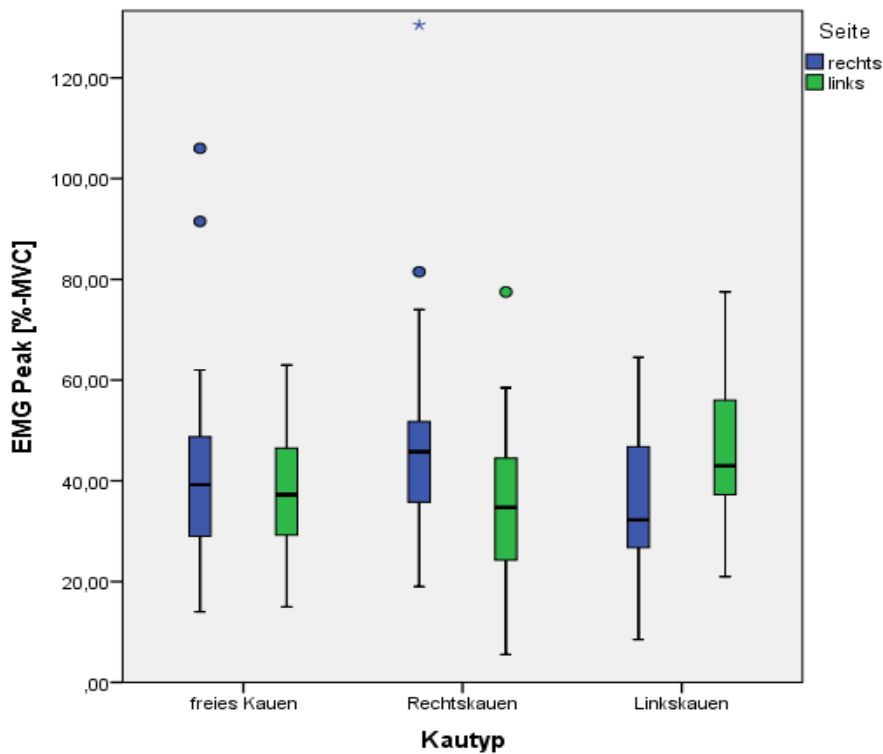


Abb. 23: Boxplotdarstellung zu *EMG Peaks* der *Mm. temporales* [%-MVC], geordnet nach Kautyp

4.5 Asymmetrieindex

In den Tabellen 29 und 30 sowie in der Abbildung 24 sind die AI-Werte für die unterschiedlichen Muskelgruppen und Kautypen dargestellt. Die in der Tabelle 29 zusammengefassten Mittelwerte der *Mm. masseteres* betragen beim freien Kauen 2,8 % (SD 23,2 %), für das Rechtskauen 23,6 % (SD 22,0 %) und für das Linkskauen -28,0 % (SD 22,3 %). Die *Mm. temporales* wiesen folgende Mittelwerte auf: 0,4 % (SD 17,0 %) beim freien Kauen, 13,5 % (20,0 %) beim Rechtskauen und -18,2 % (SD 15,6 %) beim Linkskauen. Somit wird deutlich, dass beim freien Kauen im Durchschnitt die Muskelarbeit beider Körperseiten beinahe gleich war. Erwartungsgemäß war während des Rechtskauens die Muskelarbeit der rechten Kaumusculatur deutlich höher als die der Linken. Dagegen war die Muskelarbeit der linken Kaumusculatur beim Linkskauen deutlich größer.

Die Mediane der *Masseteres* wiesen eine zu den Mittelwerten analoge Tendenz auf: 1,0 % beim freien Kauen, 21,3 % beim Rechts- und -27,0 % beim Linkskauen. Auch die *Mm. temporales* verteilten sich ähnlich: -0,5 % beim freien Kauen, 12,3 % beim Rechtskauen und -18,3 % beim Linkskauen. Erwartungsgemäß überwog damit beim Rechtskauen die Arbeit der rechten Kaumusculatur und beim Linkskauen die der linken.

Tabelle 29: Asymmetrieindex M. masseter [%], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	2,8	23,2	1,0	-2,0	7,6	-64,5	71,5
Rechtskauen	23,6	22,0	21,3	19,1	28,2	-33,5	76,0
Linkskauen	-28,0	22,3	-27,0	-32,6	-23,4	-76,0	66,0
Gesamt	-0,5	30,9	-1,0	-4,2	3,1	-76,0	76,0

Tabelle 30: Asymmetrieindex M. temporalis [%], geordnet nach Kautyp

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Freies Kauen	0,4	17,0	-0,5	-5,0	5,9	-32,0	48,0
Rechtskauen	13,5	20,0	12,3	7,1	19,9	-31,0	66,0
Linkskauen	-18,2	15,6	-18,3	-23,1	-13,2	-52,0	6,0
Gesamt	-1,4	21,8	-2,0	-5,4	2,5	-52,0	66,0

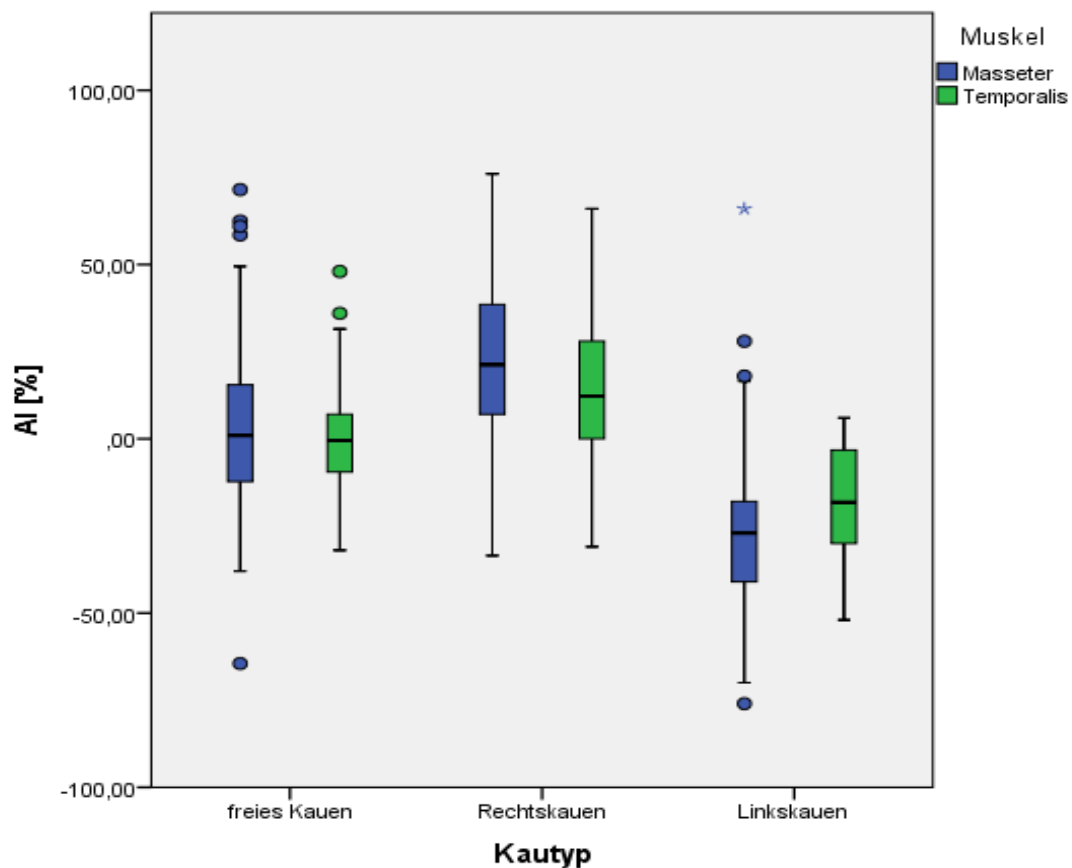


Abb. 24: Boxplotdarstellung zum Asymmetrieindex [%], geordnet nach Kautyp

4.6 Seitenbezogener angewiesener Kauindex (*Deliberate Chewing Index, DCI*)

In den Tabellen 31 und 32 sind die DCI-Werte nach einzelnen Muskeln und Körperseiten dargestellt. Der Mittelwert des rechten Masseters lag bei 26,0 % (SD 18,0 %) mit einem Median von 25,3 %. Der linke M. masseter wies mit einem Mittelwert von -26,0 % (SD 18,8 %) und einem Median von -22,3 erwartungsgemäß eine entgegengesetzte Tendenz auf. Aus diesen Werten kann abgeleitet werden, dass der rechte M. masseter beim Rechtskauen deutlich mehr Arbeit leistete als beim Linkskauen. Erwartungsgemäß leistete der linke M. masseter beim Linkskauen deutlich mehr Arbeit als beim Rechtskauen.

An den Werten der Mm. temporales lässt sich dieselbe Tendenz ablesen. So leistete der rechte M. temporalis mit einem Mittelwert von 17,4 % (SD 14,6 %) und einem Median von 18 % deutlich mehr Arbeit beim Rechtskauen als beim Linkskauen. Der linke M. temporalis leistete mit einem Mittelwert von -14,4 % (SD 15,9 %) und einem Median von -14,8 % mehr Arbeit beim Linkskauen als beim Rechtskauen.

Die Minima und Maxima zeigen, dass es durchaus auch Ausreißer gab, bei denen z. B. die Muskularbeit des rechten Masseter beim Linkskauen höher war als beim Rechtskauen (s. Tab. 31: Minimum von -14 %). Die Verteilung der Werte wird in der Abbildung 25 graphisch dargestellt.

Tabelle 31: DCI M. masseter [%], geordnet nach Körperseite

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Re M. masseter	26,0	18,0	25,3	22,3	29,8	-14,0	73,0
Li M. masseter	-26,0	18,8	-22,3	-29,8	-22,1	-79,0	18,5
Gesamt	0,4	31,9	-1,0	-4,6	4,7	-79,0	73,0

Tabelle 32: DCI M. temporalis [%], geordnet nach Körperseite

	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	95 %-Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
				Unter-grenze	Ober-grenze		
Re M. temporalis	17,4	14,6	18,0	12,7	22,1	-9,0	54,5
Li M. temporalis	-14,4	15,8	-14,8	-19,5	-9,3	-57,5	17,0
Gesamt	1,5	22,1	1,3	-3,4	6,4	-57,5	54,5

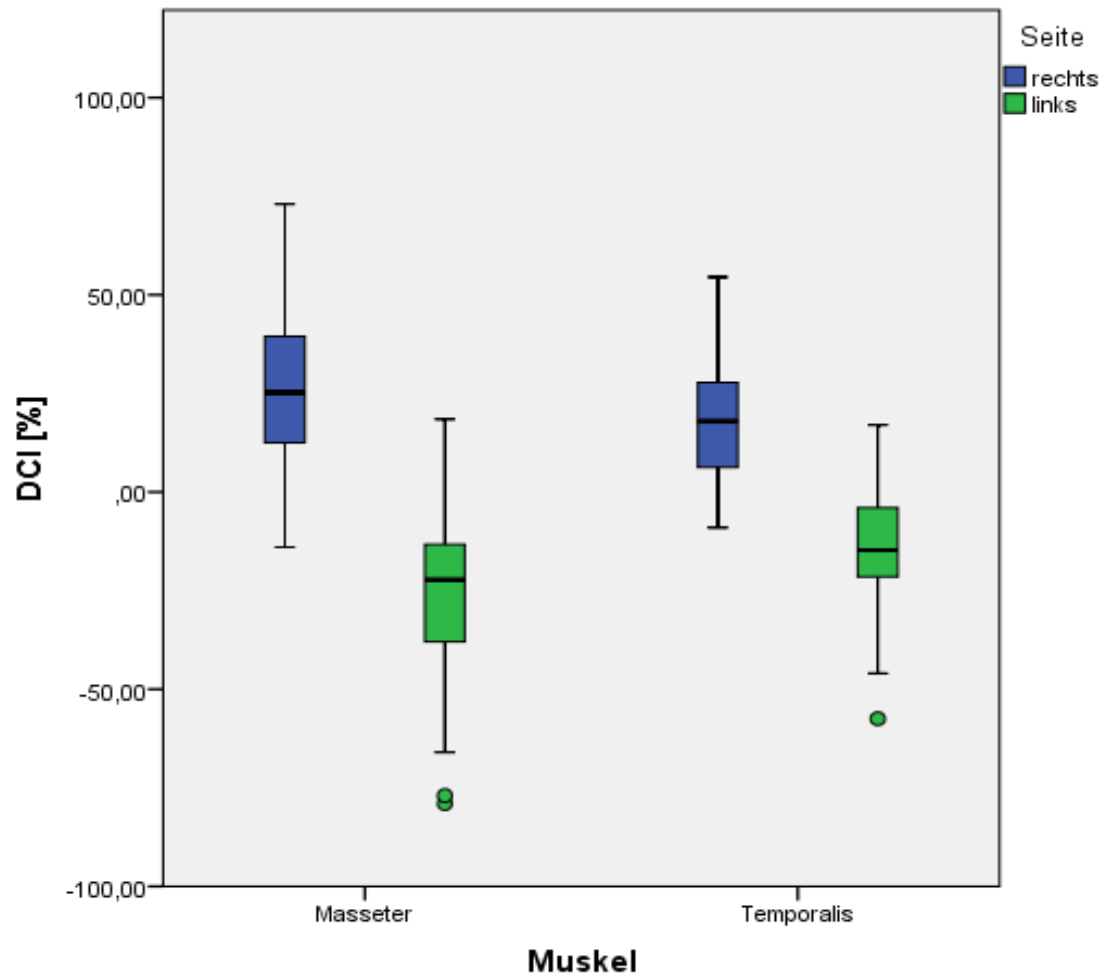


Abb. 25: Boxplotdarstellung zum seitenbezogenen angewiesenen Kauindex (DCI) [%], geordnet nach Körperseite

5 Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war, aus vorhandenen Probandenmessungen Werte für kinematische und elektromyographische Kauparameter zu ermitteln und statistisch aufzubereiten. Diese Daten sollen zum besseren Verständnis und zur Bewertung der gesunden physiologischen Kaufunktion beitragen.

Als Registriersystem wurde der *Jaw Motion Analyzer* (JMA, Fa. Zebris, Isny, Germany) gewählt. Dieses System ist seit Jahren auf dem Markt etabliert. Seine Reliabilität und Validität wurden in mehreren Studien nachgewiesen (Best N, 2010; Bölöni, 2002; Kravchenko, 2010; Ratzmann et al., 2007; Weßling, 2003). Das Anbringen des paraokklusalen Löffels an die vestibulären Flächen der Unterkiefer-Frontzähne wurde untersucht und bei interferenzfreier Befestigung als zur Aufzeichnung von Unterkieferbewegungen geeignet eingestuft (Ahlers, 2009).

Die Oberflächen-Elektromyographie wird auf Grund ihrer atraumatischen und schnellen Anwendung bevorzugt in der Medizin angewendet. Sie liefert zuverlässige und weitgehend reproduzierbare Daten zur Muskelaktivität. In der Zahnmedizin hat sich diese nicht-invasive Technik als Mittel der Wahl etabliert, da sie die klinisch wichtigsten Kaumuskeln M. masseter und M. temporalis auf Grund ihrer oberflächlichen Lage sehr gut erfassen kann sowie valide und reliable quantitative Daten zu ihrem Funktionszustand liefert (Utz et al., 2016).

5.1 Studien zur Kauzyklenanzahl

Tabelle 33: Übersicht über Studien zur Kauzyklenanzahl

Name der Studie	Ergebnis: Angaben zum Mittelwert der Kauzyklenanzahl [Kauzyklen]	Anmerkung																
Mishellany-Dutour et al., 2008	29 – bei jungen Vollbezahnten 44 – bei älteren Vollbezahnten 58 – bei älteren Prothesenträgern	- Mit dem Alter scheint die Zahl der Kauzyklen zuzunehmen. - Ältere Vollbezahnte erreichten eine deutlich kleinere Partikelgröße.																
Fontijn-Tekamp et al., 2004a	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th colspan="3">Kaugutgröße</th> </tr> <tr> <th></th> <th>1 cm³</th> <th>2 cm³</th> <th>3 cm³</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1. Messung</td> <td>32,6</td> <td>38,1</td> <td>45,2</td> </tr> <tr> <td>2. Messung</td> <td>34,2</td> <td>38,1</td> <td>50,6</td> </tr> </tbody> </table>		Kaugutgröße				1 cm ³	2 cm ³	3 cm ³	1. Messung	32,6	38,1	45,2	2. Messung	34,2	38,1	50,6	- Probanden waren Total- bzw. Deckprothesenträger. - Die Anzahl der Kauzyklen stieg mit der Größe des Kauguts an - Total- und Deckprothesenträger wiesen kaum Unterschiede in der Kauzyklenanzahl auf.
	Kaugutgröße																	
	1 cm ³	2 cm ³	3 cm ³															
1. Messung	32,6	38,1	45,2															
2. Messung	34,2	38,1	50,6															

Foster et al., 2006	Elastische Nahrungstexturen	20,3 – 31,8	- Die rheologischen Eigenschaften des Kauguts hatten kaum Einfluss auf die Kauzyklenanzahl. - Steigender Härtegrad führte zu höherer Kauzyklenanzahl.
	Plastische Nahrungstexturen	22,5 – 50,1	
Engelen et al., 2005	16,8 – 61 steigend mit dem Härtegrad des Kauguts		- Bestreichen des Kauguts mit Butter sowie eine höhere Speichelflussrate verringerten die Kauzyklenanzahl signifikant.
Peyron et al., 2004	11 – 37 steigend mit dem Härtegrad des Kauguts		- Steigender Härtegrad führte zu höherer Kauzyklenanzahl. - Frauen und Männer ohne signifikante Unterschiede. - Mit dem Alter stieg die Kauzyklenanzahl pro Kausequenz an.

Die Ergebnisse der Kauzyklenanzahlmessung in der vorliegenden Studie sind relativ homogen. Die Mittelwerte liegen unabhängig vom Kautyp sehr nah beieinander. Die Minima und Maxima sowie die Boxplots in Abbildung 6 zeigen jedoch, dass die Ergebnisse interindividuell erheblich streuen. Auch die Ergebnisse anderer Studien (s. Tab. 33) weisen zum Teil starke Unterschiede in der Kauzyklenanzahl zwischen unterschiedlichen Probanden auf. Sie können hauptsächlich auf individuelle kauphysiologische Besonderheiten der Probanden sowie die Kauguthärte und –größe zurückgeführt werden (Woda et al., 2006b; Fontijn-Tekamp et al., 2004a; Peyron et al., 2004).

Auf die Frage der interindividuellen Unterschiede gingen Woda et al. (2006b) in einem Review ein. Sie konnten in dieser Studie herausfinden, dass sogar bei Individuen gleichen Alters, mit einer ähnlichen Bezahnung und oraler Morphologie, bei Verwendung des gleichen Kauguts starke Unterschiede u. a. in der Kauzyklenanzahl pro Kausequenz gemessen wurden. Die Gründe dafür sind nicht ganz erforscht. Es ist zu vermuten, dass für diese Variationen die morphologischen Nuancen des Kausystems, u. a. das individuelle anatomische Verhältnis von Muskeln, Knochen und Zähnen zueinander dafür verantwortlich sein könnten (Woda et al., 2006b). In einer Studie von Ogawa et al. aus dem Jahr 1998 wurde z. B. der Einfluss der Neigung der Kauebene auf die Kauparameter untersucht. Es zeigte sich, dass der Neigungsgrad der Kauebene einen signifikanten Einfluss auf die Funktion des Kausystems und die Kauparameter hat (Ogawa et al., 1998). Des Weiteren kommen Engelen et al. (2005) in ihrer Studie zum Fazit, dass Probanden, die für ein Kaugut relativ wenige Kauzyklen benötigen, auch bei anderen Nahrungstexturen mit einer vergleichsweise geringen Anzahl von Kauzyklen zurechtkommen (Engelen et al., 2005). Van der

Bilt (2011) leitete daraus ab, dass es sogenannte „langsame und schnelle Schlucker“ gibt. Dies bedeutet, dass einige Personen bereits nach einer geringen Kauzyklenanzahl den Schluckvorgang einleiten, und andere eine höhere Anzahl an Kauzyklen zum Initiieren des Schluckvorgangs benötigen (Van der Bilt, 2011).

In der Studie von Peyron et al. (2004) wurden keine signifikanten Differenzen in der Kauzyklenanzahl zwischen Männern und Frauen festgestellt, jedoch konnten die Autoren herausfinden, dass das Alter einen erheblichen Einfluss auf die Kauzyklenanzahl hat und mit zunehmendem Alter zu einem progressiven Anstieg der Kauzyklen pro Sequenz führt. Im Rahmen der Studie konnte ein Anstieg von ca. drei Kauzyklen pro Kausequenz und Lebensdekade festgestellt werden. Des Weiteren ergab die Studie, dass mit steigender Kauguthärte ein signifikanter Anstieg der Kauzyklenanzahl stattfindet. Bei den von Peyron et al. (2004) verwendeten Produkten stieg die Kauzyklenanzahl mit jedem Wechsel zum nächst härteren Kaugut um jeweils vier Kauzyklen an (Peyron et al. 2004). In einer Reihe weiterer Studien konnten ähnliche Effekte des Alterns und der Kauguthärte auf die Kauzyklenanzahl nachgewiesen werden (Mioche et al., 2004; Peyron et al., 1997; Kohyama et al., 2002; Woda et al., 2006a). Die Unabhängigkeit der Kauzyklenanzahl vom Geschlecht wurde in mehreren Studien bestätigt (Fontijn-Tekamp et al., 2004a ; Fontijn-Tekamp et al., 2004b ; Peyron et al., 2004). In einigen weiteren Untersuchungen wurde die Kaugutgröße als entscheidender Einflussfaktor auf die Kauzyklenanzahl indentifiziert (Fontijn-Tekamp et al., 2004a; Lucas und Luke, 1984; Van der Bilt, 2011; Blissett et al., 2007).

5.2 Studien zur Dauer der Kausequenz

Tabelle 34: Übersicht über Studien zur Dauer der Kausequenz

Name der Studie	Ergebnis: Angaben zu Mittelwert der Kausequenzdauer [s]	Anmerkung				
Watarai et al., 2013	Mittelwert: 17,67	-Als Kaugut wurden 1 mm dicke Kekse verwendet.				
Witter et al., 2011	Totalprothesenträger: <table border="1" style="display: inline-table; vertical-align: middle;"> <tr> <td>UK-Kieferkamm <16mm</td> <td style="border-left: 1px solid black; border-right: 1px solid black;">44,5</td> </tr> <tr> <td>UK-Kieferkamm >16mm</td> <td style="border-left: 1px solid black; border-right: 1px solid black;">25,7</td> </tr> </table>	UK-Kieferkamm <16mm	44,5	UK-Kieferkamm >16mm	25,7	-Ein atrophiertes UK-Kieferkamm verzögert deutlich die Kausequenzdauer. -Trotz der Verankerung von Deckprothesen auf zwei Pfeilern wird die kurze Kausequenzdauer der vollbezahnten Probanden nicht
UK-Kieferkamm <16mm	44,5					
UK-Kieferkamm >16mm	25,7					

	<p>UK-Deckprothesenträger: Mittelwert</p> <table border="1"> <tr> <td>Auf natürlichen Pfeilern</td> <td>24,4</td> </tr> <tr> <td>Auf Implantatpfeilern</td> <td>32</td> </tr> </table> <p>Kontrollgruppe (vollbezahnt, Ø 36 Jahre alt):</p> <table border="1"> <tr> <td>Alter in Lebensjahren</td> <td>Gesamt</td> <td>Ø22,7</td> <td>Ø54,1</td> </tr> <tr> <td>Mittelwert</td> <td>18,9</td> <td>18,7</td> <td>19,1</td> </tr> </table>	Auf natürlichen Pfeilern	24,4	Auf Implantatpfeilern	32	Alter in Lebensjahren	Gesamt	Ø22,7	Ø54,1	Mittelwert	18,9	18,7	19,1	<p>erreicht.</p> <p>-In der Gruppe der Vollbezahnten wurden zwischen älteren und jüngeren Probanden keine Unterschiede in der Kausequenzdauer festgestellt.</p>				
Auf natürlichen Pfeilern	24,4																	
Auf Implantatpfeilern	32																	
Alter in Lebensjahren	Gesamt	Ø22,7	Ø54,1															
Mittelwert	18,9	18,7	19,1															
Foster et al., 2006	<table border="1"> <tr> <td>Elastische Nahrungstexturen</td> <td>14 - 22</td> </tr> <tr> <td>Plastische Nahrungstexturen</td> <td>16,6 – 44,7</td> </tr> </table> <p>Steigend mit dem Härtegrad des Kauguts</p>	Elastische Nahrungstexturen	14 - 22	Plastische Nahrungstexturen	16,6 – 44,7	<p>-Die rheologischen Eigenschaften des Kauguts haben kaum Einfluss auf die Kausequenzdauer.</p> <p>-Steigender Härtegrad des Kauguts führt zur höherer Kausequenzdauer.</p>												
Elastische Nahrungstexturen	14 - 22																	
Plastische Nahrungstexturen	16,6 – 44,7																	
Kohyama et al. 2002	<table border="1"> <tr> <td>Alter in Lebensjahren</td> <td>23-42</td> <td>58-77</td> </tr> <tr> <td>Mittelwert</td> <td>17,9</td> <td>25,5</td> </tr> </table>	Alter in Lebensjahren	23-42	58-77	Mittelwert	17,9	25,5	<p>-Der Zahnstatus der Probanden wurde nicht erhoben.</p> <p>-Die älteren Probanden zeigten deutlich längere Kausequenzen bei gleichem Kaugut.</p> <p>-Autoren vermuten bei älteren Probanden: Herabgesetzte Muskelaktivität, längere Kauzyklen und langsamere Kaugutdurchdringung.</p>										
Alter in Lebensjahren	23-42	58-77																
Mittelwert	17,9	25,5																
Fontijn-Tekamp et al., 2004a	<table border="1"> <tr> <td></td> <th colspan="3">Kaugutgröße</th> </tr> <tr> <td></td> <th>1 cm³</th> <th>2 cm³</th> <th>3 cm³</th> </tr> <tr> <td>1. Messung</td> <td>23,9</td> <td>29,2</td> <td>34,3</td> </tr> <tr> <td>2. Messung</td> <td>24,5</td> <td>30,6</td> <td>37,3</td> </tr> </table>		Kaugutgröße				1 cm ³	2 cm ³	3 cm ³	1. Messung	23,9	29,2	34,3	2. Messung	24,5	30,6	37,3	<p>-Zunehmende Kaugutgröße führt zu höherer Kausequenzdauer</p> <p>-Keine signifikanten Unterschiede zwischen Männern und Frauen sowie zwischen Total- und Deckprothesenträgern.</p> <p>-Die längere Kausequenzdauer bei der zweiten Messung führen die Autoren auf neuronale Lernprozesse und sorgfältigere Bolusverarbeitung zurück .</p>
	Kaugutgröße																	
	1 cm ³	2 cm ³	3 cm ³															
1. Messung	23,9	29,2	34,3															
2. Messung	24,5	30,6	37,3															
Peyron et al., 2002	<p>12,5 – 20,4 steigend mit dem Härtegrad des Kauguts</p>	<p>-Das Probandenkollektiv bestand aus 15 funktionsgesunden und vollbezahnten jungen Männern (Ø-Alter 22,6 Jahre).</p> <p>-Mit steigender Kauguthärte steigt auch die Kausequenzdauer.</p> <p>-Kürzere Kausequenzdauer bei</p>																

		seitenbetontem Kauen kommt durch Fehlen von Umlagerungsbewegungen zustande.														
Mioche et al., 1999	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Kaugut</th> <th>Mittelwert</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Würstchen</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>Comte Käse</td> <td>10</td> </tr> <tr> <td>Sbrinz Käse</td> <td>12,5</td> </tr> <tr> <td>Kokosnuss</td> <td>17</td> </tr> <tr> <td>Toffee Bonbons</td> <td>28</td> </tr> </tbody> </table>	Kaugut	Mittelwert	Würstchen	6	Comte Käse	10	Sbrinz Käse	12,5	Kokosnuss	17	Toffee Bonbons	28	-Mit steigender Kauguthärte steigt auch die Kausequenzdauer.		
Kaugut	Mittelwert															
Würstchen	6															
Comte Käse	10															
Sbrinz Käse	12,5															
Kokosnuss	17															
Toffee Bonbons	28															
Brown et al., 1998	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Kaugut</th> <th>Mittelwert</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Äpfel</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>Karotten gekocht</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>Kekse</td> <td>21</td> </tr> <tr> <td>Karotten roh</td> <td>25</td> </tr> <tr> <td>Schweinefleisch</td> <td>34</td> </tr> <tr> <td>Rindfleisch</td> <td>37</td> </tr> </tbody> </table>	Kaugut	Mittelwert	Äpfel	6	Karotten gekocht	6	Kekse	21	Karotten roh	25	Schweinefleisch	34	Rindfleisch	37	<p>-Mit steigender Kauguthärte steigt die Kausequenzdauer.</p> <p>-Trotz weicher Konsistenz ist die Kausequenzdauer bei Keksen relativ hoch. Grund: Sie bleiben an den Zahnoberflächen haften, was zu ausgiebigen UK-Bewegungen und damit zu einer längeren Kausequenzdauer führt.</p> <p>-Die interzelluläre Struktur der Karotten bleibt im Gegensatz zu den Äpfeln im Verlauf des Kauvorgangs lange bestehen. Dies führt zu derartig großen Differenzen in der Kausequenzdauer zwischen diesen annähernd gleich harten Nahrungstexturen.</p>
Kaugut	Mittelwert															
Äpfel	6															
Karotten gekocht	6															
Kekse	21															
Karotten roh	25															
Schweinefleisch	34															
Rindfleisch	37															
Horio und Kawamura, 1989	<table border="1"> <tbody> <tr> <td>Probandengruppe 1</td> <td>8 – 23</td> </tr> <tr> <td>Probandengruppe 2</td> <td>8 – 13</td> </tr> </tbody> </table> <p>Steigend mit dem Härtegrad des Kauguts</p>	Probandengruppe 1	8 – 23	Probandengruppe 2	8 – 13	-Gruppe 2 besteht aus sechs Probanden, die im Gegensatz zu den restlichen 23 Personen des Probandenkollektivs (Gruppe 1) und unabhängig vom Kaugut relativ konstante Kausequenzdauer und Kauzyklenanzahl aufwiesen. Die Autoren vermuten, dass für diese Personen die Partikelgröße des Bolus eine untergeordnete Rolle spielt, dafür eine konstante Kausequenzdauer und Kauzyklenanzahl von entscheidender Bedeutung sind.										
Probandengruppe 1	8 – 23															
Probandengruppe 2	8 – 13															

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit überschneiden sich teilweise mit Ergebnissen einiger oben erwähnter Studien, wobei relativ hohe interindividuelle Unterschiede festgestellt werden konnten. Insbesondere fällt auf, dass das freie Kauen im Vergleich zum seitenbetonten Kauen stets eine längere Kausequenzdauer nach sich zog. Verantwortlich für diese Verlangsamung sind vermutlich Bolusumlagerungsprozesse zwischen den beiden Kauseiten. Das seitenbetonte Kauen reduziert die Anzahl der Pausen in der Kausequenz und führt so zu kürzeren Kausequenzen im Vergleich zum freien Kauen (Lucas, 2004, S. 64-67; Peyron et al., 2002). Dies wird insbesondere dann deutlich, wenn man die intermediären unterschwelligen Amplitudenausschläge der EMG während des freien Kauens berücksichtigt.

Die Übersicht über die Studien zur Kausequenzdauer in Tab. 34 zeigt, dass den größten Einfluss auf die Dauer des Kauvorgangs die Kauguthärte (Foster et al., 2006; Peyron et al., 2002; Mioche et al., 1999; Brown et al., 1998; Horio und Kawamura, 1989), die Kaugutgröße (Fontijn-Tekamp et al., 2004a) sowie der Zahnstatus (Witter et al., 2011; Kohyama et al., 2002) haben. Dagegen konnte kein Einfluss vom Geschlecht (Fontijn-Tekamp et al., 2004a) sowie vom Alter der Probanden (bei voller Bezahnung) (Witter et al., 2011) auf die Kausequenzdauer festgestellt werden. Kohyama et al. (2002) beschreiben zwar in ihrer Studie einen Anstieg der Kausequenzdauer bei älteren Probanden, die Erhebung des Zahnstatus der Probanden jedoch fehlt bei diesem Studiendesign. Die Autoren führen die Altersunterschiede in der Kausequenzdauer auf eine herabgesetzte Muskelaktivität, längere Kauzyklen und eine langsamere Kaugutdurchdringung bei älteren Probanden zurück. Jedoch ist die Wahrscheinlichkeit, dass unter den älteren Probanden viele Teil- bzw. Vollprothesenträger vorzufinden waren, sehr hoch (Kohyama et al., 2002). Des Weiteren konnten Witter et al. 2011 feststellen, dass sogar ein resorbierter Unterkieferkamm bei Totalprothesenträgern einen gravierenden Einfluss auf die Kausequenzdauer haben kann. Die längste Dauer der Kausequenz (44,5 s) wiesen die im Unterkiefer totalprothetisch versorgten Probandinnen mit fortgeschrittener Kieferkammresorption auf. Probandinnen mit Totalprothesen im Unterkiefer, deren Kieferkämme über 16 mm hoch waren, wiesen eine deutlich kürzere Kausequenzdauer von 25,7 s auf. Weitere Ergebnisse zeigten, dass Probandinnen mit herausnehmbarer Prothetik, auch bei partieller Verankerung im Unterkiefer, die Werte der eugnath bezahnten Studienteilnehmerinnen nicht erreichen konnten (Witter et al., 2011).

An dieser Stelle müssen auch die Erkenntnisse von Fontijn-Tekamp et al. (2004a) erwähnt werden, die keinen signifikanten Unterschied in der Kausequenzdauer zwischen den Voll- und implantatgestützten Prothesenträgern feststellen konnten. Dies widerspricht gewissermaßen der

Annahme, dass eine geringere bis fehlende Anzahl der Zähne die Kausequenzdauer verlängert (Fontijn-Tekamp et al., 2004a).

Ein weiteres Phänomen konnten Horio und Kawamura (1989) bei ihren Untersuchungen ermitteln: Aus dem Gesamtkollektiv der Probanden konnten 6 Personen hervorgehoben werden, die unabhängig von der Kauguthärte ungefähr die gleiche Kauzyklenanzahl und Kausequenzdauer aufwiesen. Die Autoren gehen davon aus, dass es Personen gibt, für die die Partikelgröße des Bolus vor dem Schlucken eine untergeordnete Rolle spielt und eine konstante Kausequenzdauer sowie die Kauzyklenanzahl von entscheidender Bedeutung sind (Horio und Kawamura, 1989).

Anhand der Studie von Foster et al. (2006) konnte festgestellt werden, dass die Kausequenzdauer, wie oben beschrieben, stark von der Kauguthärte abhängt, jedoch die Plastizität und die Elastizität des Kauguts auf die Kausequenzdauer keinen Einfluss haben (Foster et al., 2006).

Eine höhere Kausequenzdauer bei der zweiten wiederholten Messung von Fontijn-Tekamp et al. (2004a) wird von den Autoren auf sorgfältigere Bolusverarbeitung infolge stattgefundener neuronaler Lernprozesse zurückgeführt (Fontijn-Tekamp et al., 2004a).

5.3 Studien zur Kaufrequenz

Tabelle 35: Übersicht über Studien zur Kaufrequenz

Name der Studie	Ergebnis: Angaben zu Mittelwert der Kaufrequenz [s^{-1}]	Anmerkung																				
Mishellany-Dutour et al., 2008	<p>Vollbezahnte:</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th colspan="2">Probandenalter</th> </tr> <tr> <th>Kaugut</th> <th>Ø 35,6 J. alt</th> <th>Ø 68,8 J. alt</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Erdnüsse</td> <td>1,25</td> <td>1,2</td> </tr> <tr> <td>Karotten</td> <td>1,3</td> <td>1,25</td> </tr> </tbody> </table> <p>Totalprothesenträger:</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Probandenalter</th> </tr> <tr> <th>Kaugut</th> <th>Ø 68,1 J. alt</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Erdnüssen</td> <td>1,15</td> </tr> <tr> <td>Karotten</td> <td>1,15</td> </tr> </tbody> </table>		Probandenalter		Kaugut	Ø 35,6 J. alt	Ø 68,8 J. alt	Erdnüsse	1,25	1,2	Karotten	1,3	1,25		Probandenalter	Kaugut	Ø 68,1 J. alt	Erdnüssen	1,15	Karotten	1,15	<ul style="list-style-type: none"> - Sehr moderate Diskrepanzen zwischen Probandengruppen - Die Kaufrequenz wird für einen der wenigen Parametern gehalten, der Aussagen über die Beeinträchtigung der Kaufunktion erlaubt. Kauffrequenz habe eine sehr hohe intraindividuelle Reproduzierbarkeit unabhängig von Alter, Zahnstatus oder Kauguthärte- - Starke Abweichungen der Kauffrequenz fanden sich vor allem bei funktionsbeeinträchtigten (z.B. CMD) oder genetisch erkrankten (z.B. Down-Syndrom) Personen.
	Probandenalter																					
Kaugut	Ø 35,6 J. alt	Ø 68,8 J. alt																				
Erdnüsse	1,25	1,2																				
Karotten	1,3	1,25																				
	Probandenalter																					
Kaugut	Ø 68,1 J. alt																					
Erdnüssen	1,15																					
Karotten	1,15																					

Jalabert-Malbos et al., 2007	1,61 – 1,80			<ul style="list-style-type: none"> -Vollbezahnte Probanden -Hohe Reproduzierbarkeit der intra-individuellen und kaugutspezifischen Ergebnisse -Keine Korrelation zwischen der Kaufrequenz und der Partikelgrößenverteilung feststellbar 	
Foster et al., 2006	Elastische Nahrungstexturen	1,43 – 1,46		<ul style="list-style-type: none"> -Bei Verwendung elastischer Nahrungstexturen war kein Einfluss der Kauguthärte auf die Kaufrequenz feststellbar. -Bei Verwendung plastischer Nahrungstexturen war der Einfluss der Kauguthärte auf die Kaufrequenz eindeutig – mit steigender Kauguthärte sank die Kaufrequenz. -Die Kauguthärte übt vor allem am Anfang der Kausequenz einen Einfluss auf die Kaufrequenz aus. -Die rheologischen Eigenschaften des Kauguts sind nicht unerheblich bei der Generierung der Kaufrequenz. 	
	Plastische Nahrungstexturen	1,36 – 1,14			
Peyron et al., 2004	Geschlecht	Frauen	Männer	<ul style="list-style-type: none"> -Bei Männern konnte eine etwas höhere Kaufrequenz gemessen werden. -Die Kauguthärte übte kaum Einfluss auf die Kauffrequenz aus. -Auch konnten keine signifikanten Änderungen in Bezug auf das Alter der Probanden festgestellt werden. -Autoren vermuten bei männlichen Probanden höhere Muskelkräfte während des Kauvorgangs. 	
	Kauffrequenz	1,3	1,45		
Fontijn-Tekamp et al., 2004a	Kaugutgröße			<ul style="list-style-type: none"> -Zunehmende Kaugutgröße führte zur Abnahme der Kaufrequenz. -Keine geschlechtsspezifischen Unterschiede erkennbar -Höhere Kauffrequenz bei der zweiten Messung führten die Autoren auf neuronale Lernprozesse und sorgfältigere Bolusverarbeitung zurück. -Implantatverankerung der UK- 	
		1 cm ³	2 cm ³		3 cm ³
	1. Messung	1,41	1,36		1,36
2. Messung	1,44	1,42	1,4		

		Prothese führte zur signifikant höheren Kaufrequenz von ca. $1,45 \text{ s}^{-1}$ im Vergleich zu Totalprothesenträgern mit ca. $1,25 \text{ s}^{-1}$.														
Buschang et al., 1997	Durchschnitt: 1,32	<ul style="list-style-type: none"> -Mithilfe eines Metronoms konnte die Kaufrequenz entweder mit 40 min^{-1} verlangsamt oder mit 100 min^{-1} beschleunigt werden. -Jede Messung dauerte genau 20 Kauzyklen. -Die beste Zerkleinerung des Kauguts wurde bei niedrigster Kaufrequenz erreicht. 														
Brown et al., 1998	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left;">Kaugut</th> <th style="text-align: center;">Kauffrequenz</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Äpfel</td> <td style="text-align: center;">1,24</td> </tr> <tr> <td>Kekse</td> <td style="text-align: center;">1,32</td> </tr> <tr> <td>Schweinefleisch</td> <td style="text-align: center;">1,37</td> </tr> <tr> <td>Rindfleisch</td> <td style="text-align: center;">1,37</td> </tr> <tr> <td>Karotten gekocht</td> <td style="text-align: center;">1,39</td> </tr> <tr> <td>Karotten roh</td> <td style="text-align: center;">1,39</td> </tr> </tbody> </table>	Kaugut	Kauffrequenz	Äpfel	1,24	Kekse	1,32	Schweinefleisch	1,37	Rindfleisch	1,37	Karotten gekocht	1,39	Karotten roh	1,39	<ul style="list-style-type: none"> -Laut Autoren seien die Unterschiede in der Kaufrequenz nicht auf die unterschiedliche Kauguthärte sondern auf den unterschiedlichen Wassergehalt bzw. unterschiedliche Wasseraufnahme zurückzuführen. Des Weiteren sei der Grad der Gewebeauflösung beim Kaugut während der Durchdringungsphase für die Kaufrequenz von Bedeutung.
Kaugut	Kauffrequenz															
Äpfel	1,24															
Kekse	1,32															
Schweinefleisch	1,37															
Rindfleisch	1,37															
Karotten gekocht	1,39															
Karotten roh	1,39															
Karlsson und Carlsson, 1990	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left;">Alter in Lebensjahren</th> <th style="text-align: center;">24-33</th> <th style="text-align: center;">78-84</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Kauffrequenz</td> <td style="text-align: center;">1,41</td> <td style="text-align: center;">1,45</td> </tr> </tbody> </table>	Alter in Lebensjahren	24-33	78-84	Kauffrequenz	1,41	1,45	<ul style="list-style-type: none"> -In beiden Probandengruppen befanden sich nur vollbezahnte und funktionsgesunde Studienteilnehmer. -Die Autoren konnten keine altersspezifischen Unterschiede der Kauffrequenz feststellen. 								
Alter in Lebensjahren	24-33	78-84														
Kauffrequenz	1,41	1,45														
Horio und Kawamura, 1989	Ca. 1,5	<ul style="list-style-type: none"> -Die Kauffrequenz war bei allen Nahrungstexturen ungefähr gleich hoch. -Sowohl die Probanden, die auf die Kauguthärte mit steigender Kauzyklenanzahl reagierten, als auch die restlichen weniger sensiblen Studienteilnehmer wiesen keine signifikanten Unterschiede in der Kauffrequenz auf. 														

Zur Kaufrequenz existieren zahlreiche ältere und jüngere Studien (s. Tab. 35) von denen die meisten von der Kaufrequenz als einem stabilen Parameter mit hoher intraindividuelle Reproduzierbarkeit sprechen. In mehreren der oben aufgeführten Studien konnte nachgewiesen werden, dass die Kaufrequenz vom Alter (Mishellany-Dutour et al., 2008; Peyron et al., 2004; Karlsson und Carlsson, 1990) und der Kauguthärte (Mishellany-Dutour et al., 2008; Peyron et al., 2004; Brown et al., 1998; Horio und Kawamura, 1989; Plesh et al., 1986) nicht beeinflusst wird. In der Studie von Foster et al. (2006) konnte infolge einer Differenzierung zwischen elastischen und plastischen Nahrungstexturen gezeigt werden, dass die Kauguthärte bei Verwendung von plastischen Nahrungstexturen einen Einfluss auf die Kaufrequenz ausübte (Foster et al., 2006). Eine weitere Erklärung äußerten Brown et al. (1998), indem sie die kautgutbezogenen Unterschiede der Kaufrequenz auf den unterschiedlichen Wassergehalt im Kaugut zurückführten. Des Weiteren sei der unterschiedliche Grad der Gewebeauflösung während der Durchdringungsphase für die Kauffrequenzhöhe verantwortlich (Brown et al., 1998). Auch Horio und Kawamura (1989) äußerten einen Erklärungsansatz, in dem sie hinter den kautgutbezogenen Unterschieden der Kauffrequenz verschiedene fibröse und granulöse Eigenschaften des Kauguts vermuteten (Horio und Kawamura, 1989).

Einen Einfluss der Kaugutgröße auf die Kauffrequenz konnten Fontijn-Tekamp et al. (2004a) ermitteln. Des Weiteren konnte in ihrer Studie gezeigt werden, dass eine Verankerung der Unterkieferprothese auf Implantaten zu einem signifikanten Anstieg der Kauffrequenz führte. Geschlechtsspezifische Unterschiede konnten nicht festgestellt werden (Fontijn-Tekamp et al., 2004a). Dagegen konnten Peyron et al. (2004) eine etwas höhere Kauffrequenz bei Männern messen (Peyron et al. 2004). Auch in weiteren Studien konnten höhere Kauffrequenzen bei Männern im Vergleich zu Frauen gemessen werden (Youssef et al., 1997; Neill und Howell, 1988).

Zu einem bemerkenswerten Ergebnis kamen Buschang et al. (1997). In ihrer Untersuchung manipulierten sie die Kauffrequenzen der Probanden mit Hilfe eines Metronoms bei vorgegebener Kausequenzdauer von 20 Kauzyklen. Bei der Auswertung der Kaueffizienz wurde festgestellt, dass die beste Nahrungszerkleinerung bei der niedrigsten Kauffrequenz erreicht wurde (Buschang et al. 1997). Zu einem anderen Ergebnis kamen Jalabert-Malbot et al. (2007), die im Rahmen ihrer Studie herausfanden, dass zwischen der Kauffrequenz und der Partikelgrößenverteilung keine Korrelation vorlag. Jedoch waren die Versuchsbedingungen von Jalabert-Malbos et al. (2007) zu der Studie von Buschang et al. (1997) diametral unterschiedlich: Die Kausequenzdauer wurde nicht vorgegeben und es gab keine Manipulationen der Kaugeschwindigkeit (Jalabert-Malbos et al., 2007).

In der vorliegenden Studie wurden für die Kaufrequenz Werte ermittelt, die leicht unter den Werten anderer hier aufgeführter Studien liegen. Dies kann sowohl auf die Besonderheiten des Probandenkollektivs als auch die des Kauguts zurückgeführt werden. Jedenfalls ist klar erkennbar, dass die Kaufrequenz beim freien Kauen niedriger war als beim seitenbezogenen Kauen. Dies kann wiederum dadurch erklärt werden, dass die Umlagerungsprozesse von Seite zu Seite beim freien Kauen zur Abnahme der Kauzyklen pro Zeiteinheit führten (Lucas, 2004 S. 64-67; Peyron et al., 2002).

Auf Grund einer relativ hohen intra- und interindividuellen Reproduzierbarkeit der Kaufrequenz fänden sich starke Abweichungen der Kaufrequenz vom funktionsgesunden Probandenkollektiv, so Mishellany-Dutour et al. (2008), insbesondere bei Patienten mit einer kraniomandibulären Dysfunktion oder bei genetischen Erkrankungen, wie dem Down-Syndrom (Mishellany-Dutour et al., 2008 ; Rodriguez et al., 2015 ; Sato et al., 1998 ; Mioche et al., 2002). In der vorliegenden Arbeit konnten dagegen bei einem Kaugut und funktioneller Gesundheit der Probanden interindividuell relativ hohe Unterschiede ermittelt werden. Die 25 %- und 75 %-Perzentile liegen jedoch in einem überschaubaren Bereich zwischen 60 min^{-1} und 75 min^{-1} .

5.4 Studien zur Inzisalspurlänge

Trotz intensiver Recherchearbeit konnten nur zwei Studien zur Inzisalspurlänge gefunden werden (Giannakopoulos et al., 2014; Eberhard et al., 2014). Zahlreiche Veröffentlichungen behandeln die Spur des Inzisalpunktes nach einzelnen Abschnitten des Kauzyklus, wie z.B. die vertikale Öffnungsdistanz oder die horizontalen Spurlängen etc. Mit dem Parameter in unserer Studie lassen sich jedoch diese Daten nicht vergleichen. Sie beschreiben meist nur einen Vektor der Inzisalpunktbewegung und können somit auch durch Summation nicht die gesamte Inzisalpunktspurlänge wiedergeben (Sae-Lee et al. ; 2008 ; Foster et al., 2006 ; Peyron et al., 2004 ; Peyron et al., 2002). Folgende zwei Studien lassen sich jedoch annähernd mit unseren Untersuchungen vergleichen:

Giannakopoulos et al. beschäftigten sich 2014 mit der Frage, inwiefern eine Planierung der Kauflächen die biomechanische Effektivität sowie die neuromuskulären Regelkreise beeinträchtigt. Die Messungen wurden bei natürlicher Bezahnung sowie bei Verwendung von profilierten bzw. planierten Aufbisschienen durchgeführt. Die Probanden wurden angewiesen, das Kaugut nur auf der rechten Seite zu kauen. Zu den erhobenen Parametern gehörte u. a. der so genannte IMP

(*incisor point movement path*), der unserer Inzisalspurlänge entsprach, sich jedoch auf eine Kausequenz von 15 Kauzyklen beschränkte. Die Autoren fanden heraus, dass der Parameter IMP vom Kauflächenprofil nicht signifikant beeinflusst wurde und sowohl bei profilierten natürlichen (Mittelwert 682,8 mm) bzw. künstlichen (Mittelwert 678,5 mm) als auch bei planen (Mittelwert 676,2 mm) Kauflächen kaum Unterschiede zeigte. Ein Vergleich mit den Werten in der vorliegenden Studie ist jedoch auf Grund der limitierten Kausequenzdauer erschwert (Giannakopoulos et al., 2014).

Eine ähnliche Studie von Eberhard et al. (2014) beschäftigte sich mit der Frage nach dem Einfluss der Balancekontakte auf die Kauleistung. Die Messungen fanden in folgender Reihenfolge statt: Natürliche Bezahnung, profilierte Aufbissschiene, profilierte Aufbissschiene mit Hyperbalancen am ersten oder zweiten linken Molaren. Die Kausequenzdauer wurde auf 15 Kauzyklen beschränkt, wobei nach den Versuchsvorgaben die Probanden nur auf der rechten Seite kauen sollten. Die Mittelwerte der zurückgelegten Gesamtstrecke des Inzisalpunktes, hier als IMP (*incisal movement path*) bezeichnet, betragen bei natürlicher Bezahnung 720,2 mm, mit profilierter Aufbissschiene 735,3 mm sowie mit profilierter Aufbissschiene und Hyperbalancen 723,1 mm. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den unterschiedlichen Kauflächendesigns festgestellt werden. Ein direkter Vergleich mit den ermittelten Werten der Inzisalspurlänge in der vorliegenden Studie ist auf Grund der limitierten Kausequenzdauer bei Eberhard et al. (2014) nicht möglich (Eberhard et al., 2014).

Die im Rahmen unserer Studie ermittelten Werte der Inzisalspurlänge zeigen hohe interindividuelle Schwankungen. Das Minimum liegt bei 504,5 mm beim Rechtskauen, das Maximum bei 5657,0 mm beim Linkskauen. Im Durchschnitt zeigt das Linkskauen die höchsten Inzisalspurlängen, da sowohl der Mittelwert mit 2078,9 mm als auch der Median mit 1964,2 mm die anderen Kautypen deutlich übertreffen. Es kann vermutet werden, dass Probanden, die beim Kauen die linke Seite bevorzugen, in der vorliegenden Untersuchung unterrepräsentiert waren. Als Folge mussten während des linksbetonten Kauens vom Unterkiefer häufiger längere Strecken zurückgelegt werden, die letztendlich zu höheren Mittelwerten beim Linkskauen geführt haben können. Die Kauseitenpräferenz in der menschlichen Population wurde in zahlreichen Studien untersucht, wobei bis jetzt kein Konsens darüber besteht (Jiang et al., 2015; Pond et al., 1986; Zamanlu et al., 2012). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie können derart interpretiert werden, dass beim Rechtskauen mit einer deutlich geringeren Strecke des Unterkiefers eine schluckfähige Konsistenz des Bolus erreicht werden konnte, als dies beim Linkskauen der Fall war. Damit lässt

sich gerade auf Grund dieser Unterschiede die Präferenz der rechten Seite beim überwiegenden Anteil der Probanden vermuten.

Des Weiteren ist erkennbar, dass das Minimum beim freien Kauen mit 901,6 mm sichtlich über den beiden anderen Minima von 504,5 mm bzw. 555,8 mm liegt. Unter Umständen sind dafür die Umlagerungsvorgänge des Kauguts verantwortlich, die während des freien Kauens beim Kauseitenwechsel stattfinden (Lucas, 2004, S. 64-67; Peyron et al., 2002).

5.5 Studien zur Öffnungs- und Schließdauer

Tabelle 36: Übersicht über Studien zur Öffnungs- und Schließdauer

Name der Studie	Ergebnis: Angaben zu Mittelwert der Öffnungs- bzw. Schließdauer [ms]			Anmerkung
Goncalves et al., 2014*	<u>Ohne Haftvermittler:</u>			-Die Anwendung von Haftvermittlern zur Fixierung der schleimhautgetragenen Prothesen verringerte in beiden Probandengruppen und unter allen Versuchsanordnungen die Dauer der Kauzyklusphasen. -Unabhängig von der Art des Haftvermittlers, des Kieferkammzustandes, der Prothesenbasis-kongruenz und der Kauguteigenschaften verbesserte die Anwendung von Haftvermittlern die Kau-funktion deutlich.
	Kieferkamm	hoch	resorbiert	
	Öffnungsdauer	231	202	
	Schließdauer	306	303	
	<u>Mit Haftcreme:</u>			
	Kieferkamm	hoch	resorbiert	
	Öffnungsdauer	205	181	
	Schließdauer	282	272	
	<u>Mit Haftkissen:</u>			
Kieferkamm	hoch	resorbiert		
Öffnungsdauer	214	189		
Schließdauer	292	283		
Goncalves et al., 2013*	Prothesenart	Teilproth.	Totalproth.	-Die Dauer der Öffnungs- und der Schließbewegung fiel in der Gruppe der Totalprothesenträger signifi-kant höher aus als in der Gruppe der teilprothetisch versorgten Probanden. -Die Beeinträchtigung der Kau-funktion bei Totalprothesenträgern wird sowohl durch das Fehlen der Parodontalrezeptoren als auch durch eine schlechtere Retention des Zahnersatzes verursacht
	Öffnungsdauer	192	231	
	Schließdauer	244	306	

<p>Sae-Lee et al., 2008</p>	<p><u>Öffnungsdauer:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Gesamtmittelwert: 456 - Mittelwert bei Infusion der isotonen Kochsalzlösung: 433 - Mittelwert bei Infusion einer hypertonen schmerzauslösenden Kochsalzlösung: 406 	<ul style="list-style-type: none"> -Injektion isotoner Kochsalzlösung in die Kaumuskelatur löste keinen Schmerz aus. -Injektion hypertoner Kochsalzlösung löste starken Schmerz aus. -Autoren kommen zum Schluss, dass Schmerz eher geringeren Einfluss auf die Öffnungsdauer hat, da die Infusion der isotonen Kochsalzlösung ebenfalls zur Abnahme der Öffnungsdauer führte. -Während der Infusion isotoner Kochsalzlösung waren die Kauzyklen der weiblichen Probanden deutlich länger als die der männlichen. 								
<p>Foster et al., 2006*</p>	<p><u>Öffnungsdauer:</u></p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 70%;">Elastische Nahrungstexturen</td> <td style="width: 30%; text-align: center;">291 – 275</td> </tr> <tr> <td>Plastische Nahrungstexturen</td> <td style="text-align: center;">321 – 361</td> </tr> </table> <p><u>Schließdauer:</u></p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 70%;">Elastische Nahrungstexturen</td> <td style="width: 30%; text-align: center;">313 - 315</td> </tr> <tr> <td>Plastische Nahrungstexturen</td> <td style="text-align: center;">333 – 394</td> </tr> </table>	Elastische Nahrungstexturen	291 – 275	Plastische Nahrungstexturen	321 – 361	Elastische Nahrungstexturen	313 - 315	Plastische Nahrungstexturen	333 – 394	<ul style="list-style-type: none"> -Bei Verwendung elastischer Nahrungstexturen war ein leichter Rückgang der Öffnungsdauer mit steigender Kauguthärte zu verzeichnen. -Bei Verwendung plastischer Nahrungstexturen war mit steigender Kauguthärte ein deutlicher Anstieg der Öffnungs- und Schließdauer erkennbar -Die Autoren betonen, dass die Kauguthärte nur am Anfang der Kausequenz für die Öffnungs- und Schließdauer relevant sei. Intermediär haben die Plastizität und die Elastizität stärkeren Einfluss.
Elastische Nahrungstexturen	291 – 275									
Plastische Nahrungstexturen	321 – 361									
Elastische Nahrungstexturen	313 - 315									
Plastische Nahrungstexturen	333 – 394									
<p>Peyron et al., 2004**</p>	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%;">Probandenalter</td> <td style="width: 30%;">bis 70 J. alt</td> <td style="width: 50%;">ab 70 J.alt</td> </tr> <tr> <td>Öffnungsdauer</td> <td style="text-align: center;">330-390</td> <td style="text-align: center;">300</td> </tr> </table>	Probandenalter	bis 70 J. alt	ab 70 J.alt	Öffnungsdauer	330-390	300	<ul style="list-style-type: none"> -Die größten Unterschiede waren in der initialen und intermediären Phase der Kausequenzen erkennbar. -Sowohl die Öffnungs- als auch die Schließdauer nahmen mit steigendem Alter geringfügig ab. -Männer zeigten eine kürzere Öffnungs- und Schließdauer, was auf eine höhere Kaugeschwindigkeit zurückzuführen sei. -Die Kauguthärte führte insbeson- 		
Probandenalter	bis 70 J. alt	ab 70 J.alt								
Öffnungsdauer	330-390	300								

				dere in der initialen Phase der Kausequenz zur Verlängerung der Öffnungs- und Schließdauer.	
Peyron et al., 2002*	Kauguthärte	weich	hart	-Signifikante Unterschiede in der Öffnungs- und Schließdauer infolge unterschiedlicher Kauguthärten wurden nur in den ersten fünf Kauzyklen der Kausequenzen festgestellt. -Die Kauguthärte beeinflusst nicht entscheidend die Dauer der Kauzyklenphasen. -Weitere physikalische Eigenschaften wie Plastizität und Elastizität spielen, so die Autoren, eine wichtige Rolle bei der Regulierung der Kauzyklusdauer.	
	Öffnungsdauer	263	268		
	Schließdauer	305	322		
Lassauzay et al., 2000*	<u>Härtestes Kaugut:</u>			-Ergebnisse werden nur für die Messungen mit härtestem Kaugut angegeben. -Steigende Kauguthärte führte zum leichten Anstieg der Schließdauer und übte keinen Einfluss auf die Öffnungsdauer aus. -Intraindividuell konnten zwischen Messsitzen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. -Die Dauer der Öffnungs- und Schließbewegung nahm beim härtestem Kaugut kontinuierlich vom ersten bis zum letzten Kauzyklus ab. -Die interindividuellen Unterschiede waren sehr groß.	
	Messsitzen	erste	vierte		
	Öffnungsdauer	290	280		
	Schließdauer	350	340		

	Kauzyklus	erster	letzter		
	Öffnungsdauer	390	260		
Schließdauer	430	320			

Verteilung interindividueller Mittelwerte					
Öffnungsdauer	230-350				
Schließdauer	290-430				
Youssef et al., 1997	Geschlecht	weiblich	männlich	-Kausequenz auf 10 s begrenzt -Männer weisen kürzere Öffnungs- und Schließphasen und damit kürzere Kauzyklen und höhere Kaugeschwindigkeiten auf	
	Öffnungsdauer	392	346		
	Schließdauer	591	540		

Karlsson und Carlsson, 1990*	Alter in Lebensjahren	24-33	78-84	-Keine signifikanten Unterschiede zwischen den Probandengruppen -Höhere Schwankungen bei älteren Probanden -Ältere Probanden zeigen andere Bewegungsmuster während der Öffnungsphase.
	Öffnungsdauer	250	260	
	Schließdauer [ms]	280	260	
Plesh et al., 1986*	Kauguthärte	weich	hart	-Die Kauguthärte beeinflusst signifikant die Dauer der Öffnungsbewegung sowie der okklusalen Haltephase. -Bei der Schließdauer konnte kein signifikanter Unterschied zwischen weichem und hartem Kaugut gefunden werden. -Autoren sehen neuronale Rückkopplungsmechanismen (s. Kap. 1.3) verantwortlich für den Einfluss der Kauguthärte auf die Öffnungsdauer.
	Öffnungsdauer	230-370	250-420	
	Schließdauer	250-470	250-430	

* - In diesen Studien wurde der Kauzyklus in eine Öffnungs-, Schließ- und okklusale Phase unterteilt.

** - In dieser Studie wurde der Kauzyklus in eine Öffnungs-, eine schnelle und eine langsame Schließphase unterteilt

Die Zeitspannen der Öffnungs- und Schließbewegungen während des Kauvorgangs wurden in zahlreichen Studien unter den Gesichtspunkten mehrerer möglicher Einflussfaktoren untersucht (s. Tab. 36). Mit der Kauguthärte, als einem wichtigen extrinsischen Faktor, beschäftigten sich u. a. Foster et al. (2006), die mit den Ergebnissen ihrer Untersuchung zeigten, dass die Kauguthärte zwar die Dauer der Kauzyklusphasen beeinflusst, jedoch nur bei Nahrungstexturen, die überwiegend plastische Eigenschaften aufweisen. Die Öffnungs- und Schließdauer der elastischen Nahrungstexturen unterlag nicht dem Einfluss der Kauguthärte (Foster et al., 2006). Weitere Studien zeigten ein heterogenes Bild bezüglich der Kauguthärte bei der Regulierung der Öffnungs- und Schließdauer: Peyron et al. (2004, 2002) und Lassauzay et al. (2000) konnten nur einen geringen Einfluss der Kauguthärte auf die Öffnungs- und Schließdauer vor allem in der initialen Phase der Kausequenz feststellen (Peyron et al., 2004; Peyron et al., 2002; Lassauzay et al., 2000). Dagegen kamen Plesh et al. (1986) in ihrer Arbeit zum Ergebnis, dass eine steigende Kauguthärte die Öffnungsdauer sowie die Dauer der okklusalen Phase signifikant erhöht, die Schließphase jedoch von der Kauguthärte nicht beeinflusst war (Plesh et al., 1986). Diaz-Tay et al. (1991) untersuchten den Einfluss der Kaugutgröße auf die Öffnungs- und Schließdauer. Die Kaugutgröße

zeigte zwar Auswirkungen auf mehrere Kauparameter, die Öffnungs- und Schließdauer blieben aber unabhängig von der Portionsgröße sowie der Körnung relativ konstant (Diaz-Tay et al., 1991).

Der Einfluss des Alters auf die Kauzyklusphasen konnte von Karlsson und Carlsson (1990) widerlegt werden (Karlsson und Carlsson, 1990). Peyron et al. (2004) konnten zeigen, dass mit steigendem Alter die Öffnungs- und Schließdauer geringfügig abnahmen (Peyron et al., 2004). Die geschlechtsspezifische Differenzierung zeigte, dass Männer kürzere Öffnungs- und Schließphasen aufwiesen (Peyron et al., 2004; Youssef et al., 1997).

Bei der Untersuchung der Prothesenretention wurde von Goncalves et al. (2013, 2014) nachgewiesen, dass mit besserem Prothesenhalt die Öffnungs- und die Schließdauer signifikant sinkt, was auf eine Verbesserung der Kaufunktion hinweist (Goncalves et al., 2013; Goncalves et al., 2014). Der Einfluss des Schmerzes auf die Kauzyklusphasen konnte von Sae-Lee et al. (2008) nicht bestätigt werden, da es bei schmerzfreier Injektion isotonischer Kochsalzlösung ebenfalls zur Abnahme der Öffnungs- und Schließdauer kam (Sae-Lee et al., 2008).

Des Weiteren konnte von Lassauzay et al. (2000) bei Verwendung des härtesten Kauguts aus der verwendeten Kaugutreihe eine kontinuierliche Abnahme der Öffnungs- und Schließdauer im Laufe der Kausequenz festgestellt werden (Lassauzay et al., 2000).

Da in der vorliegenden Arbeit der Kauzyklus nur in eine Öffnungs- und eine Schließphase unterteilt wurde, ist der Vergleich mit den meisten hier vorgestellten Studien erschwert. Sae-Lee et al. (2008) maßen nur die Öffnungsbewegung zwecks Ermittlung der Öffnungsdauer und kamen dabei zu einem Mittelwert von 456 ms. Dieser liegt sehr nah an unserem Gesamtmittelwert von 451,3 ms.

Des Weiteren fallen in unserer Studie die deutlich längeren Öffnungs- und Schließphasen bei freiem Kauen auf. Dies lässt sich mit den bereits beschriebenen Umlagerungsprozessen bei freiem Kauen erklären (Lucas, 2004, S. 64-67; Peyron et al., 2002). Das linksbetonte Kauen weist in der vorliegenden Studie die geringste Öffnungs- und Schließdauer auf, wobei vor der Untersuchung nicht eruiert wurde, welche Seite die Probanden beim Kauen normalerweise bevorzugen.

5.6 Studien zur Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit

Tabelle 37: Übersicht über Studien zur Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit

Name der Studie	Ergebnis: Angaben zu Mittelwert der Öffnungs- bzw. Schließgeschwindigkeit [mm/s]	Anmerkung		
Goncalves et al., 2014*	<u>Ohne Haftvermittler:</u>	-Die Angaben sind Maximalwerte. -Sowohl bei resorbiertem als auch bei solidem Kieferkamm war die Geschwindigkeit der Öffnungs- und Schließbewegungen bei Verwendung von Haftvermittlern signifikant höher. -Probanden mit resorbiertem Kieferkamm wiesen allgemein eine höhere Kaugeschwindigkeit auf: Damit scheinen sie die instabile Lagerung der Prothesen durch schnellere Kaubewegungen kompensieren zu wollen.		
	Kieferkamm		hoch	resorbiert
	Öffnungsgesch.		128,2	152
	Schließgesch.		92,8	102,3

	<u>Mit Haftcreme:</u>			
	Kieferkamm		hoch	resorbiert
	Öffnungsgesch.		147	164,5
	Schließgesch.		102,3	113,8

<u>Mit Haftkissen:</u>				
Kieferkamm	hoch	resorbiert		
Öffnungsgesch.	143,9	164,9		
Schließgesch.	100,1	111,8		
Goncalves et al., 2013*	Prothesenart	Teilproth.	Totalproth.	
	Öffnungsgesch.	157,4	128,8	
	Schließgesch.	132	92,8	
Sae-Lee et al., 2008	<u>Öffnungsgeschw. bei standardisierter Kauzyklusdauer von 900 ms:</u>	-Injektion isotoner Kochsalzlösung in die Kaumuskulatur löste keinen Schmerz aus. -Injektion hypertonen Kochsalzlösung löste starken Schmerz aus. -Schmerz scheint grundsätzlich keinen Einfluss auf die Öffnungsgeschwindigkeit zu haben.		
	- Mittelwert: 31,4 - Mittelwert bei Infusion der isotonen Kochsalzlösung: 35,4 - Mittelwert bei Infusion einer hypertonen schmerzauslösenden Kochsalzlösung: 33,6			
	<u>Öffnungsgeschw. bei freiem Tempo:</u>	-Die Injektionen als solche führten einen Anstieg der Öffnungsgeschwindigkeit herbei. -Es konnten keine geschlechtsspezifischen Unterschiede in der Öffnungsgeschwindigkeit festgestellt werden.		
	- Mittelwert: 25,7 - Mittelwert bei Infusion der isotonen Kochsalzlösung: 35,8 - Mittelwert bei Infusion einer hypertonen schmerzauslösenden Kochsalzlösung: 33,5			

Foster et al., 2006*	<u>Öffnungsgeschwindigkeit:</u>		-Bei Verwendung elastischer Nahrungstexturen war ein deutlicher Anstieg der Öffnungs- sowie Schließgeschwindigkeit bei steigender Kauguthärte zu verzeichnen. -Die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit bei plastischen Nahrungstexturen scheint von der Kauguthärte nicht abhängig zu sein. -Die Autoren betonen, dass die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit am Anfang der Kausequenz durch die Kauguthärte und im mittleren und terminalen Abschnitt der Kausequenz durch die rheologischen Eigenschaften des Kauguts beeinflusst werden.	
	Elastische Nahrungstexturen	52,4 – 62		
	Plastische Nahrungstexturen	57,8 – 62,1		
	Steigend mit dem Härtegrad des Kauguts			
	<u>Schließgeschwindigkeit:</u>			
	Elastische Nahrungstexturen	47,6 – 51,7		
Peyron et al., 2002*	Öffnungsgeschwindigkeit	56,2 – 62,5	-Einfluss der Kauguthärte auf die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit war nur bei weichen und mittelharten Nahrungstexturen erkennbar. -Am deutlichsten sind die Auswirkungen der Kauguthärte auf die beiden Parameter innerhalb der ersten 5 Kauzyklen.	
	Schließgeschwindigkeit	46,6 – 50,2		
Lassauzay et al., 2000*	<u>Härtestes Kaugut:</u>			-Steigende Kauguthärte führte zum leichten Anstieg der Öffnungsgeschwindigkeit und übte keinen Einfluss auf die Schließgeschwindigkeit aus. -Die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit nahmen beim härtestem Kaugut kontinuierlich vom ersten bis zum letzten Kauzyklus ab sowie von der ersten zur letzten Messsituation zu. -Die interindividuellen Unterschiede waren sehr groß.
	Kauzyklus	erster	letzter	
	Öffnungsgesch.	60,9	54,5	
	Schließgesch.	52,3	43,6	
	Messsituation	erste	vierte	
	Öffnungsgesch.	54,7	66	
	Schließgesch.	45	53,6	
	Verteilung interindividueller Mittelwerte			
Öffnungsdauer	41-85			
Schließdauer	34-64			

Karlsson und Carlsson, 1990	Alter in Lebensjahren			24-33	78-84	-Signifikante Unterschiede zwischen den Probandengruppen erkennbar -Höhere Streubreite bei älteren Probanden
	Öffnungsdauer			69,9	54,2	
	Schließdauer [ms]			65,4	51	
Brown et al., 1998*	<u>Schließgeschwindigkeit:</u>					-Die Schließgeschwindigkeit variierte stark je nach Phase der Kausequenz und nach Kaugut. -Außer der Kauguthärte scheinen andere Eigenschaften der Nahrungstextur eine Rolle bei der Regulierung von Kaugeschwindigkeit zu spielen.
	Kauphase	initial	intermediär	terminal		
	Kekse	45	67	70		
	Karotten (gekocht)	56	62	46		
	Karotten (roh)	52	67	51		
Äpfel	59	62	54			

* - In diesen Studien wurde der Kauzyklus in eine Öffnungs-, Schließ- und okklusale Phase unterteilt.

** - In dieser Studie wurde der Kauzyklus in eine Öffnungs-, eine schnelle und eine langsame Schließphase unterteilt

Die Kaugeschwindigkeit wurde in mehreren Studien untersucht (s. Tab. 37). Der Wirkung der Kauguthärte auf die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit gingen u. a. Foster et al. (2006) nach. Die Autoren konnten zwar einen Einfluss der Kauguthärte auf die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit feststellen, jedoch nur bei Nahrungstexturen mit überwiegend elastischen Eigenschaften. Dagegen konnte bei plastischen Nahrungstexturen keine Abhängigkeit der Kaugeschwindigkeit von der Kauguthärte festgestellt werden (Foster et al., 2006). Auch Brown et al. (1998) untersuchten unterschiedlich harte Nahrungstexturen und stellten anhand ihrer Ergebnisse fest, dass die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit je nach Kausequenzphase und je nach Kaugut unabhängig von der Kauguthärte stark variieren kann. Dies lässt die Vermutung zu, dass die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit von weiteren physikalischen Eigenschaften beeinflusst werden (Brown et al., 1998). Peyron et al. (2002) konnten in ihrer Studie zwar einen leichten Einfluss der Kauguthärte auf die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit bei weichen und mittelharten Nahrungstexturen feststellen, dieser Einfluss war jedoch vor allem auf die initialen Kauzyklen begrenzt (Peayron et al., 2002).

Es konnten hohe interindividuelle Unterschiede in der Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit ermittelt werden (Lassauzay et al., 2000; Karlsson und Carlsson, 1990). Darüber hinaus konnte auch gezeigt werden, dass mit dem Alter die Kaugeschwindigkeit abnimmt (Karlsson und Carlsson, 1990). Unterschiede zwischen Frauen und Männern bezüglich der Öffnungs- und Schließgeschwindigkeiten konnten nicht bestätigt werden (Sae-Lee et al., 2008).

Ein Anstieg der Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit von der ersten bis zur vierten Messsituation bei gleichen Versuchsbedingungen konnte auf neuromuskuläre Lernprozesse zurückgeführt werden (Lassauzay et al., 2000). Des Weiteren konnte eine kontinuierliche Abnahme der Öffnungs- und der Schließgeschwindigkeit vom ersten bis zum letzten Kauzyklus ermittelt werden. Die Änderung der Kaugutkonsistenz sowie der wesentliche Einfluss der rheologischen Eigenschaften auf die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit am Ende der Kausequenz könnten für diese Temporeduktion ursächlich sein (Lassauzay et al., 2000; Foster et al., 2006).

Die Auswirkung des Schmerzes durch hypertone Muskelinjektionen auf die Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit wurde in der Studie von Sae-Lee et al. (2008) widerlegt. Jedoch führten die Einstiche der Injektionskanülen zu einem Anstieg der Öffnungsgeschwindigkeit (Sae-Lee et al., 2008).

Die Mittelwerte der Öffnungs- und Schließgeschwindigkeit in der vorliegenden Studie liegen z. T. im deutlich höheren Bereich als in Vergleichsstudien. Dies liegt vor allem an der Aufteilung des Kauzyklus in eine Öffnungs- und eine Schließphase in der vorliegenden Untersuchung. Des Weiteren spielen auch Faktoren wie das Kaugut bzw. das Probandenkollektiv im gewissen Umfang eine Rolle. Die größte Kaugeschwindigkeit wurde beim Linkskauen registriert.

5.7 Studien zur Muskelarbeit

Die Muskelarbeit der Kaumuskulatur beim Kauvorgang ist in zahlreichen Studien beschrieben worden. Die umfangreiche Studienlage sorgt allerdings auch für sehr hohe Diskrepanzen bei den ermittelten Werten. Diese sind auf mehrere Gründe zurückzuführen: Zum einen spielt die Hardware und die Software, die bei den Messungen und der Verarbeitung der Daten zum Einsatz kommt, eine große Rolle. Wie bereits im Kap. 1.5 erwähnt, sind im Laufe der letzten Jahrzehnte zahlreiche elektronische Messsysteme mit eigenständiger Software entwickelt und verwendet worden. Ein weiterer Punkt, der zu unterschiedlichen Ergebnissen führen kann, ist der Einsatz unterschiedlicher Nahrungstexturen mit abweichenden physikalischen Eigenschaften. Auch die Haut- und die Elektrodenvorbereitung sowie letztendlich die Auswahl der Probanden und die Messbedingungen führen möglicherweise zu derart hohen Unterschieden in den Ergebnissen (Hugger et al., 2008 ; Soboleva et al., 2005b ; Diaz-Tay et al., 1991; Lund 1991). Die Tabelle 38 gibt eine Übersicht über die Ergebnisse und die Kernaussagen einiger Studien zur Muskelarbeit.

Tabelle 38: Übersicht über Studien zur kaubezogenen Muskularbeit

Name der Studie	Ergebnis: Angaben zu Mittelwerten der Muskularbeit [$\mu V \cdot s$]			Anmerkung
Eberhard et al., 2014		Masseter rechts	Masseter links	- Messungen wurden bei angewiesenem Rechtskauen durchgeführt: 1. Bei natürlicher Bezahnung (ND), 2. mit profilierten Aufbisssschienen (SS) und 3. Schienen mit Balancekontakten (OI) - Beim Kauen mit Balancekontakten konnte ein deutlicher Rückgang der Muskularbeit vor allem auf der Arbeitsseite registriert werden. - Die Muskularbeit der Arbeitsseite zeigte im Schnitt höhere Werte als die Balanceseite.
	ND*	1423,9	1025,4	
	SS ²	1419,3	1130,4	
	OI ³	1287,5	1101,3	
		Temporalis rechts	Temporalis links	
	ND*	1347,3	1279,4	
	SS ²	1295,5	1294,2	
	OI ³	1234,3	1152,4	
*- Natürliche Bezahnung 2- Profilierte Aufbisssschienen im Ober- und Unterkiefer 3- Aufbisssschienen mit Balancekontakten in der linken Molarenregion				
Giannakopoulos et al., 2014		Muskularbeit bei ND*		- Messungen wurden bei angewiesenem Rechtskauen durchgeführt: 1. Bei natürlicher Bezahnung (ND), 2. mit profilierten Aufbisssschienen (SS) und 3. Schienen mit mit planierten Oberflächen (PS) - Die Muskularbeit der rechtsseitigen Kaumuskulatur zeigte höhere Werte als die Muskularbeit der linksseitigen Kaumuskulatur. Dies betraf insbesondere die Masseteren. - Die Muskularbeit zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen unterschiedlichen Kauflächendesigns. - Die Kauleistung war bei planierten Oberflächen signifikant beeinträchtigt.
		Masseter rechts	1600-1700	
		Masseter links	1100-1200	
		Temporalis rechts	1100-1200	
		Temporalis links	1000-1100	
		Muskularbeit (beide Muskelgruppen gesamt)		
ND*	1276			
SS ²	1313,9			
PS ³	1259,6			
*- Natürliche Bezahnung 2- Profilierte Aufbisssschienen im Ober- und Unterkiefer 3- Aufbisssschienen mit planierten Oberflächen				
Kravchenko et al., 2014		M. masseter		- Die Muskularbeit der Arbeitsseite war deutlich höher als die Muskularbeit der Balanceseite.
		Rechts	Links	
	Freies Kauen	1469,7	1470,1	
	Rechtskauen	1766,8	1080	
	Linkskauen	898,1	2011,5	
Mishellany-Dutour et al., 2008	<u>EMG-Aktivität pro Kausequenz</u>			- Ältere Probanden bringen mehr Energie für die Zerkleinerung der Nahrung auf, ihr Bolus erreicht jedoch eine deutlich feinere Gra-
	Junge Vollbezahnte	21.000		
	Ältere Vollbezahnte	36.000		
	Totalprothesenträger	51.000		

	<p align="center"><u>EMG-Aktivität pro Kauzyklus</u></p> <table border="1"> <tr> <td>Junge Vollbezahnte</td> <td>190</td> </tr> <tr> <td>Ältere Vollbezahnte</td> <td>205</td> </tr> <tr> <td>Totalprothesenträger</td> <td>225</td> </tr> </table>		Junge Vollbezahnte	190	Ältere Vollbezahnte	205	Totalprothesenträger	225	<p>nulierung als bei jungen Probanden.</p> <p>- Totalprothesenträger benötigen deutlich mehr Energie für die Bolusvorbereitung und erreichen dabei nur eine grobe Zerkleinerung des Kauguts.</p>											
Junge Vollbezahnte	190																			
Ältere Vollbezahnte	205																			
Totalprothesenträger	225																			
Paphangkorakit et al., 2008	<table border="1"> <tr> <td>Rechtskauen</td> <td>71,6</td> </tr> <tr> <td>Linkskauen</td> <td>73,4</td> </tr> </table> <p>Interindividuelle Streubreite: 25,1 - 158,4</p>	Rechtskauen	71,6	Linkskauen	73,4	<p>- Die Kausequenz betrug fünf Kauzyklen.</p> <p>- Mit höherer Muskularbeit stieg auch die Kauleistung (positive Korrelation zwischen der Kauleistung und der Muskularbeit).</p> <p>- Große interindividuelle Unterschiede</p>														
Rechtskauen	71,6																			
Linkskauen	73,4																			
Foster et al., 2006	<p><u>Mm. masseteres:</u></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>E*</th> <th>P**</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Arbeitsseite</td> <td>110 – 240</td> <td>200 – 390</td> </tr> <tr> <td>Balanceseite</td> <td>100 – 160</td> <td>120 – 250</td> </tr> </tbody> </table> <p>Steigend mit dem Härtegrad des Kauguts</p> <p><u>Mm. temporales:</u></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>E*</th> <th>P**</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Arbeitsseite</td> <td>100 – 170</td> <td>150 – 740</td> </tr> <tr> <td>Balanceseite</td> <td>90 – 140</td> <td>110 – 220</td> </tr> </tbody> </table> <p>Steigend mit dem Härtegrad des Kauguts</p> <p>* -Elastisches Kaugut ** -Plastisches Kaugut</p>		E*	P**	Arbeitsseite	110 – 240	200 – 390	Balanceseite	100 – 160	120 – 250		E*	P**	Arbeitsseite	100 – 170	150 – 740	Balanceseite	90 – 140	110 – 220	<p>- Die Ergebnisse zeigen die EMG-Aktivität pro Kauzyklus.</p> <p>- Die Muskularbeit der Arbeitsseite zeigte stets deutlich höhere Werte Muskularbeit als die Balanceseite.</p> <p>- Bei Verwendung elastischer und plastischer Nahrungstexturen war in beiden Muskelgruppen eine positive Korrelation der Kauguthärte und der Muskularbeit feststellbar.</p> <p>- Die rheologischen Eigenschaften spielen eher eine unbedeutende Rolle bei der Regulierung der Muskularbeit.</p>
	E*	P**																		
Arbeitsseite	110 – 240	200 – 390																		
Balanceseite	100 – 160	120 – 250																		
	E*	P**																		
Arbeitsseite	100 – 170	150 – 740																		
Balanceseite	90 – 140	110 – 220																		
Sato und Kawamura, 2005	<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Kontrollgruppe</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>M. temporalis (Arbeitsseite)</td> <td>17,5</td> </tr> <tr> <td>M. masseter (Arbeitsseite)</td> <td>21,0</td> </tr> <tr> <td>M. temporalis (Balanceseite)</td> <td>14,5</td> </tr> <tr> <td>M. masseter (Balanceseite)</td> <td>9,5</td> </tr> </tbody> </table>	Kontrollgruppe		M. temporalis (Arbeitsseite)	17,5	M. masseter (Arbeitsseite)	21,0	M. temporalis (Balanceseite)	14,5	M. masseter (Balanceseite)	9,5	<p>- Untersucht wurden die EMG-Parameter der Kaumuskulatur bei funktionsgesunden und -erkrankten Probanden.</p> <p>- Ergebnisse beziehen sich auf die ersten zehn Kauzyklen.</p> <p>- In der Kontrollgruppe lagen die Werte der Muskularbeit deutlich höher als in der Gruppe der erkrankten Probanden.</p> <p>- Trotz einer nicht therapierten anterioren Diskusverlagerung ohne Reposition (ADDoR) konnte bei der</p>								
Kontrollgruppe																				
M. temporalis (Arbeitsseite)	17,5																			
M. masseter (Arbeitsseite)	21,0																			
M. temporalis (Balanceseite)	14,5																			
M. masseter (Balanceseite)	9,5																			

		<p>Wiedervorstellung der erkrankten Probanden nach ca. 2 Jahren eine deutliche Steigerung der Muskelarbeit festgestellt werden.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Mm. temporales zeigen eine geringere Muskelarbeit im Vergleich zu den Mm. Masseteres. 																		
Kohyama et al., 2002	<p>Jüngere Probanden: 25.500 Ältere Probanden: 21.700</p> <p>Je nach Kaugut lagen die Mittelwerte zwischen 7.900 und 41.400 $\mu V*s$</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Jüngere Probanden wiesen größtenteils höhere Werte der Muskelarbeit auf als die älteren Probanden. - Steigende Kauguthärte scheint zum Anstieg der Muskelarbeit zu führen. - Die Muskelarbeit der Arbeitsseite war deutlich höher als die Muskelarbeit der Balanceseite. 																		
Peyron et al., 2002	<p>11.700 – 30.700 Steigend mit dem Härtegrad des Kauguts</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Mit höherer Kauguthärte stieg die Muskelarbeit signifikant an. - Muskelaktivität der Arbeitsseite war höher als die der Balanceseite 																		
Miyawaki et al., 2001	<p><u>Masseteren:</u></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Kaugutgewicht</th> <th>5 g</th> <th>10 g</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Arbeitsseite</td> <td>113,7</td> <td>145,9</td> </tr> <tr> <td>Balanceseite</td> <td>72,5</td> <td>108,7</td> </tr> </tbody> </table> <p><u>Temporales:</u></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Kaugutgewicht</th> <th>5 g</th> <th>10 g</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Arbeitsseite</td> <td>77,2</td> <td>96</td> </tr> <tr> <td>Balanceseite</td> <td>56,6</td> <td>70,9</td> </tr> </tbody> </table>	Kaugutgewicht	5 g	10 g	Arbeitsseite	113,7	145,9	Balanceseite	72,5	108,7	Kaugutgewicht	5 g	10 g	Arbeitsseite	77,2	96	Balanceseite	56,6	70,9	<ul style="list-style-type: none"> - Messdauer 10 Kauzyklen - Arbeitsseite weist höhere Muskelarbeit auf - Mm. temporales zeigen eine geringere Muskelarbeit im Vergleich zu den Mm. Masseteres.
Kaugutgewicht	5 g	10 g																		
Arbeitsseite	113,7	145,9																		
Balanceseite	72,5	108,7																		
Kaugutgewicht	5 g	10 g																		
Arbeitsseite	77,2	96																		
Balanceseite	56,6	70,9																		
Lassauzay et al., 2000	<table border="1"> <tbody> <tr> <td>Erster Kauzyklus</td> <td>1680</td> </tr> <tr> <td>Letzter Kauzyklus</td> <td>490</td> </tr> </tbody> </table>	Erster Kauzyklus	1680	Letzter Kauzyklus	490	<ul style="list-style-type: none"> - Im Laufe der Kausequenz konnte eine konsequente Abnahme der Muskelarbeit festgestellt werden. - Zwischen vier unterschiedlichen Messsitzen konnten keine eindeutigen Tendenzen der Muskelarbeit festgestellt werden. - Die Ergebnisse zeigten große interindividuelle Unterschiede in der Muskelarbeit. 														
Erster Kauzyklus	1680																			
Letzter Kauzyklus	490																			

Peyron et al., 1999	Frankfurter Würste	1000	- Kauguthärte beeinflusste die Muskelarbeit signifikant. - Beim freien Kauen war die Muskelarbeit stets geringer als beim seitenbetonten Kauen.
	Comte Käse	3500	
	Sbrinz Käse	5200	
	Kokosnuss	8500	
	Toffee	9000	

Die Ergebnisse der ausgewerteten Studien zeigen, dass die Kauguthärte einen starken Einfluss auf die Muskelarbeit ausübt (Foster et al., 2006; Kohyama et al., 2002; Peyron et al., 2002; Peyron et al., 1999). Auch die Größe bzw. das Gewicht des Kauguts zeigen eine positive Korrelation zur Muskelarbeit (Miyawaki et al., 2001). Die rheologischen Eigenschaften des Kauguts spielen dagegen eine unbedeutende Rolle bei der Regulierung der Muskelarbeit (Foster et al., 2006).

Sowohl im freien als auch beim seitenbetonten Kauen ergaben die Messungen obiger Studien, dass die Muskelarbeit der Arbeitsseite deutlich höher ist als die Muskelarbeit der Balanceseite (Eberhard et al., 2014; Giannakopoulos et al., 2014; Kravchenko et al., 2014; Kohyama et al., 2002; Peyron et al., 2002; Miyawaki et al., 2001). Grundsätzlich scheint beim freien Kauen eine geringere Muskelarbeit für die Nahrungszerkleinerung notwendig zu sein als dies beim seitenbetonten Kauen der Fall ist. Dies führt zu der Annahme, dass die Kauaktivität beim freien Kauen höher sein könnte als beim seitenbetonten Kauen (Peyron et al., 1999). Des Weiteren konnten im Rahmen der Messungen für die Mm. temporales stets niedrigere Werte der Muskelarbeit festgestellt werden als bei den Mm. masseteres (Sato und Kawamura, 2005; Miyawaki et al., 2002).

Auch der Einfluss einer beeinträchtigten Kaufunktion auf die Muskelarbeit wurde untersucht. Sato und Kawamura (2005) stellten fest, dass eine Anteriore Diskusverlagerung ohne Reposition (ADDor) zwar zu einer deutlichen Abnahme der Muskelarbeit führte, jedoch ohne therapeutischen Intervention nach knappen zwei Jahren eine deutliche Verbesserung der Muskelarbeit erlaubte (Sato und Kawamura, 2005). Auch okklusale Interferenzen sowie planierte Kauflächen manifestierten in einer deutlichen Abnahme der Muskelarbeit (Eberhard et al., 2014; Giannakopoulos et al., 2014). Des Weiteren konnten Mishellany-Dutour et al. (2008) feststellen, dass bei älteren vollbezahnten Probanden eine höhere Muskelarbeit aufgebracht wurde, die jedoch von Totalprothesenträgern nochmals übertroffen wurde. Dabei erreichten die älteren Probanden eine deutlich bessere Zerkleinerung der Nahrung als jüngere Studienteilnehmer, wobei die Totalprothesenträger mit höherem Energieaufwand eine nur sehr grobe Granulierung der Nahrung erzielen konnten (Mishellany-Dutour et al., 2008). Beinahe allen Studien waren sehr

große interindividuelle Ergebnisunterschiede gemeinsam (Kravchenko et al., 2014; Paphangkorakit et al., 2008; Lassauzay et al., 2000; etc.).

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit können nur begrenzt mit den sehr heterogenen Ergebnissen der ausgewerteten Studien verglichen werden. Die deutlich höheren Werte der Muskelarbeit auf der Arbeitsseite lassen sich mit unseren Ergebnissen ebenfalls bekräftigen. Das Vorkommen sehr hoher atypischer Werte der Muskelarbeit auf der Balanceseite zeugt dabei vom heterogenen Verhalten der Kaumuskulatur zwischen einzelnen Individuen. Auch war in der vorliegenden Arbeit die durchschnittliche Muskelarbeit der Mm. masseteres höher als die Muskelarbeit der Mm. temporales.

5.8 Studien zur mittleren EMG-Amplitude (*EMG Mean*)

Tabelle 39: Übersicht über Studien zur mittleren EMG-Amplitude (*EMG Mean*)

Name der Studie	Ergebnis: Angaben zu Mittelwerten der EMG-Amplitude [μ V]		Anmerkung	
Deniz und Kulak Ozkan, 2013		Mm. masseteres	Mm. temporales	-Lingualisierte Okklusion: Prothesenzähne mit gekürzten bukkalen Höckern und einem okklusalen Kontaktpunkt pro Antagonistenpaar -Mm. masseteres weisen höhere Durchschnittswerte der EMG-Amplitude als Mm. temporales auf. -Lingualisierte Okklusion führte zu höheren EMG-Amplituden und war mit einer relativ langen Adaptationsdauer verbunden. -Die Kauleistung wurde im Rahmen dieser Studie nicht untersucht.
	BBO*	175,2	139,4	
	BBO ¹	175,1	140,4	
	LO ²	191,9	152,8	
	LO ³	208,2	174,5	
	*- Bilateral balancierte Okklusion 3 Monate nach Eingliederung ¹ - Bilateral balancierte Okklusion 6 Monate nach Eingliederung ² - Lingualisierte Okklusion 3 Monate nach Eingliederung ³ - Lingualisierte Okklusion 3 Monate nach Eingliederung			
	Kaugut: Kaugummi			
Ikenaga et al., 2013	Bei Mundatmung: 127,5 Bei Nasenatmung: 141,7		-Bei reiner Mundatmung wurden während des Kauens im Durchschnitt geringere EMG-Amplituden erreicht. -Die Dauer der Muskelaktivität war bei Mundatmung ebenfalls kürzer als bei der Nasenatmung.	

Hsu und Yamaguchi, 2012	Bei freiem Kauen: 45,3			-Die Muskelaktivität der Kaumuskulatur lag bei reiner Mundatmung während des Kauvorgangs 10 % unter dem Wert der Nasenatmer.								
Martin et al., 2012	<u>Freies Kauen in der Kontrollgruppe:</u> <table border="1"> <tr> <td>M. masseter rechts</td> <td>47</td> </tr> <tr> <td>M. masseter links</td> <td>43,9</td> </tr> <tr> <td>M. temporalis rechts</td> <td>40,9</td> </tr> <tr> <td>M. temporalis links</td> <td>38,9</td> </tr> </table>			M. masseter rechts	47	M. masseter links	43,9	M. temporalis rechts	40,9	M. temporalis links	38,9	-Mm. temporales zeigen geringere EMG-Amplituden-Werte als die Mm. Masseteres. -In der Gruppe der Probanden mit posteriorem unilateralem Kreuzbiss lagen die EMG-Werte der Kreuzbissseite stets unter den Werten der neutral verzahnten Seite. -Nach einer KFO-Behandlung des Kreuzbisses stabilisierten sich die EMG-Werte in der betroffenen Probandengruppe.
M. masseter rechts	47											
M. masseter links	43,9											
M. temporalis rechts	40,9											
M. temporalis links	38,9											
Gadotti et al., 2005		Angle-Kl. I	Angle-Kl. II	-Mm. temporales zeigen geringere EMG-Amplituden-Werte als die Mm. Masseteres. -Probandinnen mit Angle-Kl. II tendierten zur anterioren Kopfhaltung und beanspruchten ihre Mm. temporales mehr als die Kontrollgruppe. -Die erhöhte Aktivität der Mm. temporales leitet zur Annahme an, dass Angle-Kl. II Bruxismus begünstigt.								
Kohyama et al., 2002	Jungere Probanden: 680 Ältere Probanden: 440 Mittelwerte je nach Kaugut: 290 - 940			-Ältere Probanden wiesen eine deutlich niedrigere Aktivität der Kaumuskulatur im Vergleich zu jüngeren Probanden auf. -Die Textur des Kauguts scheint die Muskelaktivität ebenfalls ausschlaggebend zu beeinflussen. -Die Anreicherung des Kauguts mit Speichel, die Auflösung der Kaugutstruktur sowie die Kauguthärte und -größe spielen dabei eine besondere Rolle.								

Youssef et al., 1997		Frauen	Männer	-Zwischen Frauen und Männern konnten keine signifikanten Unterschiede der Kaumuskelaktivität gefunden werden. -Da Männer einen größeren Muskeldurchmesser haben, vermuten die Autoren, dass sie trotz ähnlicher Ergebnisse eine ca. 40-50 % höhere Kaukraft aufbrachten.
	Masseter rechts	125	120	
	Masseter links	102	105	
	Temporalis rechts	95	106	
	Temporalis links	96	95	
Shi et al., 1991	<u>Öffnungsbewegung beim Rechtskauen:</u>			-Elevatoren zeigten deutlich höhere EMG-Amplituden während der Schließbewegung, Mm. digastrici zeigten während der Öffnungsbewegung eine höhere EMG-Aktivität. -Auf der Arbeitsseite wurden höhere EMG-Werte registriert als auf der Balanceseite. -Die Elevatorenaktivität war bei Totalprothesenträgern während der Öffnungsbewegung relativ hoch und während der Schließbewegung relativ niedrig: Muskuläre Stabilisierung der Prothesen bei der Öffnung und schmerzempfindliche Mukosa bei der Schließung könnten als Gründe dafür gesehen werden.
		VB*	TPT ²	
	Masseter rechts	11,4	15,5	
	Masseter links	7,1	15,6	
	Temporalis rechts	8,4	13,4	
	Temporalis links	7	11,9	
	<u>Schließbewegung beim Rechtskauen:</u>			
		VB*	TPT ²	
	Masseter rechts	77,3	40	
	Masseter links	40,8	33,4	
	Temporalis rechts	73,4	45,1	
	Temporalis links	61,7	32	
	* – VB: Vollbezahnte			
² – TPT: Totalprothesenträger				

Die Ergebnisse der mittleren EMG-Amplituden in oben erwähnten Studien (s. Tab. 39) sind relativ heterogen. Die Wirkung der Kauguteigenschaften auf die EMG-Amplitude wurde von Kohyama et al. (2002) untersucht. Die Ergebnisse ihrer Studie ergaben, dass sowohl die Kauguthärte als auch die Flüssigkeitsaufnahme und Strukturauflösung des Kauguts während des Kauvorgangs ausschlaggebend die Muskelaktivität beeinflussen. Nicht minder ist die Kaugutgröße für die Regulierung der Muskelaktivität wichtig (Kohyama et al., 2002).

In mehreren Studien konnte gezeigt werden, dass bei funktionell unauffälligen Probanden die Muskelaktivität der Masseteren im Verhältnis zu den Temporales überwiegt (Deniz und Kulak Ozkan, 2013; Martin et al., 2012; Gadotti et al., 2005). Gadotti et al. (2005) betonen in ihrer Publikation, dass eine geringere EMG-Amplitude der Mm. temporales auf ihre Steuerungsfunktion

bei der Unterkieferpositionierung während des Kauvorgangs zurückzuführen sei. Dies führte Gadotti et al. (2005) auf Grund ihrer Ergebnisse zu der Schlussfolgerung, dass Kiefer- bzw. Zahnfehlstellungen eine dysfunktionale Änderung der Muskelfunktion begünstigen können (Gadotti et al., 2005). So konnten Martin et al. (2012) in ihrer Studie zeigen, dass eine Kreuzbissverzahnung die EMG-Amplitude deutlich herabsetzen kann. Auch Manipulationen an der Okklusion von Totalprothesenträgern führten zu unterschiedlichem Adaptationsverhalten und unterschiedlicher Aktivität der Kaumuskulatur (Deniz und Kulak Ozkan, 2013). Weitere funktionelle Abweichungen, wie die Mundatmung während des Kauvorgangs, führten ebenfalls zu einer herabgesetzten EMG-Amplitude (Ikenaga et al., 2013; Hsu und Yamaguchi, 2012; Ono et al., 1998).

Zwischen mittleren EMG-Amplituden von Männern und Frauen konnten zwar keine eindeutigen Unterschiede festgestellt werden, doch auf Grund eines deutlich größeren Muskeldurchmessers bei Männern gehen die Autoren bei männlichen Probanden von einer um 40-50 % höheren Kraftentfaltung als bei Frauen aus (Youssef et al., 1997). Kohyama et al. (2002) konnten zwar eine geringere Muskelaktivität bei älteren Probanden registrieren, jedoch wurde bei den Studienteilnehmern vor der Untersuchung kein Zahnstatus erhoben, was die Aussage in Frage stellt (Kohyama et al. 2002).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen sich mit einigen oben beschriebenen Studien anderer Autoren vergleichen. Die z. T. auch größeren Unterschiede beruhen auf unterschiedlicher Messmethodik und –apparatur, individuellen Besonderheiten der Probanden sowie auf unterschiedlichen Nahrungstexturen, die bei den Messungen verwendet wurden. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bekräftigen die Aussage, dass die Muskelaktivität der Arbeitsseite deutlich höher ist als die der Balanceseite. Jedoch lässt sich anhand unserer Ergebnisse nicht bestätigen, dass die Mm. temporales niedrigere Mittelwerte der EMG-Amplituden aufweisen als die Masseteren. In der vorliegenden Arbeit liegen die Ergebnisse dieser beiden Muskelgruppen ganz nah beieinander. Prozentuell auf die maximale voluntäre Kontraktion (MVC) bezogen erreichten die mittleren EMG-Amplituden der Mm. Temporales jedoch höhere Werte als die mittleren Amplituden der Mm. masseteres.

5.9 Studien zu Spitzenwerten der gemittelten EMG-Amplituden (*EMG Peak*)

Tabelle 40: Übersicht über Studien zu Spitzenwerten der gemittelten EMG-Amplituden (*EMG Peak*)

Name der Studie	Ergebnis: Mittelwerte der Spitzenwerte der gemittelten EMG-Amplituden [μ V]	Anmerkung		
Piancino et al., 2012	<u>Kontrollgruppe:</u>	-Durchschnittsalter: (Kontrollgruppe) 11,9 Jahre bzw. (Patientengruppe) 11,5 Jahre -Probanden mit frontal offenem Biss zeigen deutlich niedrigere EMG-Peak Werte. -Autoren führen dies auf eine höhere Konzentration von langsamen Typ-I-Muskelfasern in der Kaumuskulatur der Probanden mit frontal offenem Biss sowie nicht beanspruchten Afferenzen der Frontzahnregion zurück. -EMG-Peak-Werte der Arbeitsseite sind deutlich höher als auf der Balanceseite.		
			Rechtskauen	Linkskauen
	Masseter rechts		192	129
	Masseter links		124	174
	Temporalis rechts		180	154
	Temporalis links		152	176
	<u>Patientengruppe (frontal offener Biss):</u>			
			Rechtskauen	Linkskauen
	Masseter rechts		148	103
	Masseter links		95	139
Temporalis rechts	123	103		
Temporalis links	85	117		
Piancino et al., 2008	<u>Rechtskauen:</u>	-Bei härterem Kaugut werden deutlich höhere EMG-Spitzenwerte erreicht. -Die EMG-Peaks auf der Arbeitsseite überwiegen deutlich die Werte auf als Balanceseite. -Mm. temporales zeigen eine analoge Verteilung der Ergebnisse, weisen jedoch eine niedrigere Ausprägung auf.		
	Nahrungstextur		Weich	Hart
	Masseter rechts		230	275
	Masseter links		130	230
	<u>Linkskauen:</u>			
	Nahrungstextur		Weich	Hart
Masseter rechts	110	210		
Masseter links	220	275		
Pröschel et al., 2008		Arbeitsseite	Balanceseite	
	M. masseter	260	160	
	M. temporalis pars anterior	400	325	
	M. temporalis pars posterior	220	190	
Piancino et al., 2005	<u>Mm. masseteres:</u> Ältere sowie neue Totalprothesen 3 Monate post insertionem: ~55-65*, ~35 ^a Neue Totalprothesen unmittelbar nach Eingliederung: ~25-33 ^b	-Probandenkollektiv bestand aus Totalprothesenträgern mit alten bzw. neuen stabil sitzenden Vollprothesen -Beim Kauvorgang mit neuen		

	<p>Neue Totalprothesen 1 Monat post insertionem: ~38-40*, ~25-30^a</p> <p><u>Mm. temporales:</u> Ältere Totalprothesen: ~55-60*, ~40-45^a Neue Prothesen nach Eingliederung, 1 bzw. 3 Monate post insertionem: ~37-43*, 27-32^a</p> <p>* - Arbeitsseite ^a - Balanceseite ^b - Arbeits- und Balanceseite</p>	<p>Prothesen konnten sowohl direkt nach Eingliederung als auch einen Monate post insertionem die Werte der älteren Prothesen nicht erreicht werden.</p> <p>-Die Adaptationsdauer an die neuen Prothesen betrug 3 Monate. -Die Werte der Mm. temporales blieben auch nach 3 Monaten relativ niedrig, da mit neuen Prothesen der Bedarf an Stabilisierung und Steuerung des UK geringer wurde. -Die EMG-Peaks auf der Arbeitsseite übertreffen deutlich die Werte auf als Balanceseite.</p>				
<p>Horio und Kawamura, 1989</p>	<p><u>Mm. masseteres:</u></p> <table border="1"> <tr> <td>Arbeitsseite</td> <td>187 - 818</td> </tr> <tr> <td>Balanceseite</td> <td>130 - 415</td> </tr> </table> <p>Steigend mit dem Härtegrad des Kauguts</p>	Arbeitsseite	187 - 818	Balanceseite	130 - 415	<p>-Steigende Kauguthärte führt zu höheren EMG-Peak-Werten. -Mm. temporales zeigen dieselbe, jedoch nicht so ausgeprägte Tendenz – evtl. reagieren die Mm. masseteres empfindlicher auf Härtegradänderungen. -Die EMG-Peaks auf der Arbeitsseite übertreffen deutlich die Werte auf als Balanceseite.</p>
Arbeitsseite	187 - 818					
Balanceseite	130 - 415					

In mehereren Studien konnte gezeigt werden (s. Tab. 40), dass die steigende Kauguthärte zu höheren Spitzenwerten der EMG-Amplituden führte (Piancino et al., 2008; Horio und Kawamura, 1989; Plesh et al., 1986; Blanksma und van Eijden, 1995; Steiner et al., 1974).

Der Einfluss einer totalprothetischen Versorgung auf die EMG-Peak-Werte wurde von Piancino et al. (2005) untersucht. In der Studie konnte gezeigt werden, dass die Totalprothesenträger grundsätzlich niedrigere Spitzenwerte der EMG-Amplitude erreichen und die Ausprägung von einer suffizienten Lagerung der Prothesen abhängt. Des Weiteren sind bei Eingliederung neuer Totalprothesen signifikant niedrigere EMG-Peaks verzeichnet worden, die jedoch im Laufe der Zeit durch Adaptation des stomatognathen Systems die Werte der älteren Prothesen erreichten. Die EMG-Peaks der Mm. temporales blieben mit neuen Prothesen langfristig relativ niedrig. Den Grund dafür sehen Piancino et al. (2012) darin, dass beim Kauen mit alten, insuffizient gelagerten Prothesen die Mm. temporales in ihrer bewegungssteuernden Funktion stärker beansprucht

wurden als dies bei neuen Prothesen notwendig war (Piancino et al., 2005). Auch der Einfluss der Dysgnathien wurde von Piancino et al. (2012) untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass Probanden mit frontal offenem Biss deutlich schwächere EMG-Spitzenwerte erreichen konnten. Die Autoren vermuten, dass dieses Phänomen auf eine höhere Konzentration der langsamen Typ-I-Muskelfasern in der Kaumuskulatur dieser Probanden zurückzuführen sei. Des Weiteren würden bei diesen Probanden keine Informationen aus den Frontzahnafferenzen ins ZNS geleitet werden (Piancino et al., 2012).

Darüber hinaus zeigen beinahe alle Studien, dass die EMG-Spitzenwerte der Arbeitsseite deutlich die Werte der Balanceseite übertreffen (Piancino et al., 2012; Piancino et al., 2008; Pröschel et al., 2008; Piancino et al., 2005; Horio und Kawamura, 1989). Pröschel et al. (2008) konnten in ihrer Studie zeigen, dass der anteriore Teil der Mm. temporales deutlich höhere EMG-Spitzenwerte erreicht als der hintere Teil des Muskels (Pröschel et al., 2008).

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit unterscheiden sich geringfügig von den Ergebnissen der meisten oben erwähnten Studien (Piancino et al., 2012; Piancino et al., 2008). Mit einigen anderen bestehen größere Diskrepanzen (Pröschel et al., 2008; Piancino et al., 2005; Horio und Kawamura, 1989). Die Gründe liegen insbesondere in unterschiedlichen Probandenkollektiven und unterschiedlicher Kausequenz- bzw. Messdauer. Des Weiteren spielen die Messapparatur, die Auswertungssoftware sowie die Untersuchungsvorbereitung eine wichtige Rolle. Die Überlegenheit der EMG-Peak-Werte auf der Arbeitsseite im Vergleich zur Balanceseite konnte auch in der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Darüber hinaus ist insbesondere anhand der Abbildungen 16 und 18 erkennbar, wie hoch die interindividuellen Unterschiede der mittleren EMG-Amplituden sind. Berücksichtigt man die MVC-Werte, werden die interindividuellen Unterschiede etwas kleiner (s. Abbildungen 17 und 19).

5.10 Studien zum Asymmetrieindex (AI)

In der Fachliteratur wurden mehrere Symmetrieindizes beschrieben, die die Aktivität der Kaumuskulatur einer Körperseite mit der anderen vergleichen (Hugger et al., 2008; Hugger et al., 2012). Ein Bezug der meisten dieser Indizes zu unserem Asymmetrieindex (AI) ist auf Grund unterschiedlicher Definitionen z. T. erschwert. Eine der ersten Studien, die den Asymmetrieindex (AI) der Kaumuskulatur behandelte, wurde von Naeije et al., (1989) veröffentlicht. Im Rahmen dieser Untersuchung wurde das Verhältnis der Muskelaktivität beider Masseteren sowie der

beiden Mm. temporales bei submaximaler Interkuspitation untersucht. In der vorliegenden Arbeit nehmen wir Bezug auf den Asymmetrieindex von Naeije et al. (1989) (Naeije et al., 1989).

Tabelle 41: Übersicht über Studien zum Asymmetrieindex (AI)

Name der Studie	Ergebnis: Angaben zu Mittelwerten des Asymmetrieindex [%]	Anmerkung		
Hotta et al., 2015	<u>Mm. masseteres:</u>	-Der AI von Hotta et al. (2015) entsprach dem Absolutwert des Asymmetrieindex nach Naeije et al. (1989). -Die Asymmetrie der Muskelaktivität ist in der Ruheschwebelage deutlich höher als bei der maximalen voluntären Kontraktion. -Höhere Asymmetrien der Kaumuskelatur bei funktionell erkrankten Probanden sind insbesondere bei schweren Dysfunktionen erkennbar.		
			RSL ¹	MVC ²
	Gesunde Probanden		17,3	3,5
	Leichte CMD ³		14,7	5,3
	Mittelschwere CMD ³		19,2	8,5
	Schwere CMD ³		20,5	12,8
	<u>Mm. temporales:</u>			
			RSL ¹	MVC ²
	Gesunde Probanden		22,6	5,6
	Leichte CMD ³		16,9	5,2
Mittelschwere CMD ³	27,8	5		
Schwere CMD ³	29,4	7,3		
	¹ - Ruheschwebelage ² - Maximale voluntäre Kontraktion ³ - Kраниomandibuläre Dysfunktion			
Martin et al., 2012		Masseteren	Temporales	-Ergebnisse beziehen sich auf die maximale voluntäre Kontraktion -In der Kontrollgruppe bzw. nach Abschluss der KFO-Behandlung liegen die Werte näher am Nullwert und weisen damit eine höhere Symmetrie der Muskelaktivität auf.
	Kontrollgruppe	1,1	4,3	
	Vor KFO*	-5,4	-5	
	Nach KFO*	2	0,3	
	1 Jahr nach KFO*	1,8	2,5	
	* - Probanden mit unilateralem posteriorem Kreuzbiss vor, nach und 1 Jahr nach der KFO-Behandlung			
Kravchenko, 2010	<u>Mm. masseteres:</u>			-Die interindividuelle Streubreite der Ergebnisse war sehr hoch. -Grundsätzlich überwog die Muskelaktivität der Arbeitsseite, wobei es individuelle Ausnahmen gab.
	Freies Kauen	-0,8		
	Rechtskauen	24,4		
	Linkskauen	-38,2		
Nakata et al., 2007	<u>Kontrollgruppe:</u>			-Probanden kauen auf einer freiwählbaren Seite. -Keine eindeutigen Tendenzen und Abweichungen bei progenen Probanden vor und nach der chirurgischen Therapie waren erkennbar.
	Mm. masseteres: ~ 35			
	Mm. temporales: ~ 15			

Saifuddin et al., 2003	<u>Mm. masseteres:</u>		-Neben der Kontrollgruppe wurden Probanden mit einer einseitigen Unterkieferdeformität untersucht. -Der AI von Saifuddin et al. (2003) entsprach dem Absolutwert des Asymmetrieindex nach Naeije et al. (1989). -Hohe Asymmetriewerte der Mm. temporales in der Patientengruppe erkennbar.
		Kontrollgr. Patienten	
	Tagesdurchschnitt	24 17	
	Mahlzeiten	17 20	
	Schlaf	27 17	
	<u>Mm. temporales:</u>		
		Kontrollgr. Patienten	
Tagesdurchschnitt	14 34		
Mahlzeiten	14 18		
Schlaf	17 31		
Naeije et al., 1989		10%-MVC 50%-MVC	-Es handelt sich um AI-Werte bei kontrolliertem Zähnepressen. -Je höher die Muskelaktivität desto symmetrischer agierten die beidseitigen Synergisten. -Die Aktivität der Mm. temporales war symmetrischer als die der Mm. masseteres.
	Mm. masseteres	30 10	
	Mm. temporales	20 12	

In mehreren Studien (s. Tab. 41) wurde die Frage untersucht, inwieweit Kiefer- bzw. Zahnfehlstellungen zu Auffälligkeiten des Asymmetrieindex der Kaumuskelatur führen können. Martin et al. (2012) konnten höhere Asymmetrien der Muskelarbeit bei Probanden mit unilateralem posteriorem Kreuzbiss vor der KFO-Behandlung feststellen (Martin et al., 2012). Nakata et al. (2007) konnten dagegen keine Auffälligkeiten des Asymmetrieindex bei Probanden mit Unterkieferprogenie sowohl vor als auch nach der chirurgischen Behandlung registrieren (Nakata et al., 2007). Saifuddin et al. (2003) konnten anhand der Ergebnisse ihrer Studie zeigen, dass bei Probanden mit einseitiger Unterkieferdeformität lediglich die Werte des Asymmetrieindex der Mm. temporales erhöht waren (Saifuddin et al., 2003). Unter den funktionell erkrankten Probanden konnten Abweichungen des Asymmetrieindex insbesondere bei schweren Dysfunktionen festgestellt werden (Hotta et al., 2015). Hugger et al. (2012) weisen darauf hin, dass der Parameter AI nicht ausreichend differenziert ist, um als Diagnostikum für CMD gelten zu können. Eine Veränderung der Symmetrie der Muskelaktivität bei funktionserkrankten Probanden ist jedoch in mehreren Studien nachgewiesen worden (Hugger et al., 2012, De Felicio et al., 2013, Ferreira et al., 2014).

Laut Hugger et al. (2012) sei des Weiteren mit einer höheren Kraftentfaltung eine Zunahme der Symmetrie der Muskelaktivität zu erwarten. Diese myofunktionelle Abhängigkeit belegen auch einige weitere Studien (Hotta et al., 2015; Naeije et al., 1989).

Wie in der vorliegenden Arbeit konnten auch von Kravchenko (2010) hohe interindividuelle Unterschiede des Asymmetrieindex verzeichnet werden. Bei einigen Probanden wurde sogar eine höhere Aktivität der Balanceseite registriert, wobei in den meisten Fällen die Muskelaktivität der Arbeitsseite überwog (Kravchenko, 2010).

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit lassen sich mit den Ergebnissen ausgewählter Studien gut vergleichen. In einigen anderen Studien wurden jedoch Absolutwerte des Asymmetrieindex verwendet bzw. kein hoher Wert auf die Dokumentation der Kauseite gelegt. Ergebnisse solcher Studien wiesen erwartungsgemäß Werte auf, die mit unseren Ergebnissen nicht ohne Weiteres vergleichbar sind.

Anhand der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit ist insbesondere zu erkennen, dass bei seitenbetontem Kauen die Arbeitsseite erwartungsgemäß überwiegt. Es treten aber auch hier große Abweichungen auf und teilweise überwiegt die Muskelaktivität der Balanceseite bei einzelnen Probanden.

5.11 Studien zum seitenbezogenen angewiesenen Kauindex (DCI)

In der Fachliteratur wurde der DCI ausschließlich von Kravchenko (2010) sowie Kravchenko et al. (2014) beschrieben. Beide Publikationen, die bereits oben ausführlich erwähnt wurden, beschreiben eine Studie, in welcher die Variabilität und die Reliabilität von Kaufunktionsdaten untersucht wurden. Der mittlere DCI der rechten Masseteren lag je nach Sitzung zwischen 25 % und 30 %. Der DCI für die linken Masseteren lag erwartungsgemäß bei ca. -25 %, wobei es nach Kravchenko et al. (2014) große interindividuelle Unterschiede im Aktivitätsmuster der Masseteren gab. So zeigten einige Probanden einen deutlichen Aktivitätsrückgang auf der Balanceseite, während bei anderen Probanden derartige Phänomene nicht erkennbar waren. Des Weiteren blieb in einigen Fällen die Symmetrie der Kaumuskulatur sowohl beim freien als auch beim seitenbetonten Kauen relativ gleich. Wie bereits oben erwähnt, weisen Kravchenko et al. (2014) darauf hin, dass die Aktivität der Kaumuskulatur bei MVC deutlich symmetrischer erscheint als beim Kauvorgang. Außerdem nimmt die Asymmetrie der Kaumuskulatur mit sinkender

Schneidekantendistanz kontinuierlich zu. Bei gleicher Kauguttextur scheint der DCI eine hohe intraindividuelle Kontinuität zu haben. (Kravchenko, 2010; Kravchenko et al., 2014)

Die Werte des DCI nach Kravchenko (2010) stimmen weitgehend mit den Werten der vorliegenden Studie überein. Die Mittelwerte zeigen deutlich, dass die Aktivität der rechten Muskulatur beim Rechtskauen und umgekehrt der linken Muskulatur beim Linkskauen überwog.

6 Literaturverzeichnis

Ahlers MO: Befestigung des paraokklusalen Löffeladapters an die Unterkieferzahnreihe im Rahmen der Achsiographie. *J CranioMandib Func* **2009**; 1:241-250.

Ahlgren J, Öwall B: Muscular activity and chewing force: a polygraphic study of human mandibular movements. *Arch oral Biol* **1970**; 15:271-280.

Best N: Untersuchungen zur Reliabilität und Validität der dreidimensionalen Kiefergelenkfunktionsanalyse mittels Zebris WinJaw-System. *Med Diss, Jena* **2010**.

Bischoff C, Dengler R, Hopf HC: Elektromyographie: Nervenleitungsuntersuchungen. 3. aktualisierte und erweiterte Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart **2014**.

Blanksma NG, van Eijden TMGJ: Electromyographic heterogeneity in the human temporalis und masseter muscles during static biting, open/close excursions and chewing. *J Dent Res* **1995**; 74:1318-1327.

Blissett A, Prinz JF, Wulfert F, Taylor AJ, Hort J. Effect of bolus size on chewing, swallowing, oral soft tissue and tongue movement. *J Oral Rehabil* **2007**; 34:572–582.

Bölöni E: Untersuchungen zur Messgenauigkeit des JMA-Systems. *Med Diss, Düsseldorf* **2002**.

Böttger H: Die angewandte Artikulationslehre In: Böttger H, Häupl K (Hrsg.), Kirsten H: Zahnärztliche Prothetik Bd. I, Johann Ambrosius Bahr, Leipzig **1961**, 268-354.

Brown WE, Eves D, Ellison M, Braxton D: Use of combined electromyography and kinesthesiology during mastication to chart the oral breakdown of foodstuffs: Relevance to Measurement of food texture. *J Texture Stud* **1998**; 29:145-167.

Buschang PH, Throckmorton GS, Travers KH, Johnson G: The effect of bolus size and chewing rate on masticatory performance with artificial test foods. *J Oral Rehabil* **1997**; 24:522-526.

Castroflorio T, Bracco P, Farina D: Surface electromyography in the assessment of jaw elevator muscles. *J Oral Rehabil* **2008**; 35:638-645.

Celar AG: Okklusion und Artikulation. In: Piehslinger E (Hrsg.): Grundlagen der zahnärztlichen Prothetik. 2. Auflage, Universimed, Wien **2006**, 29-98.

De Felicio CM, Mapelli A, Sidequersky FV, Tartaglia G, Sforza C: Mandibular kinematics and masticatory muscles EMG in patients with short lasting TMD of mild-moderate severity. *J Electromyogr Kinesiol* **2013**; 23:627-633.

Deniz DA, Kulak Ozkan Y: The influence of occlusion on masticatory performance and satisfaction in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* **2013**; 40:91-98.

- Diaz-Tay J, Jayasinghe N, Lucas PW, McCollum JC, Jones JT: Association between surface electromyography of human jaw-closing muscle and quantified food breakdown. *Arch oral Biol* **1991**; 36:893-898.
- Eberhard L, Braun S, Wirth A, Schindler H-J, Hellmann D, Giannakopoulos NN: The effect of experimental balancing interferences on masticatory performance. *J Oral Rehabil* **2014**; 41: 346-352.
- End A: Statische und dynamische Okklusionstheorien. Med Diss, Regensburg **2010**.
- Engelen L, Fontijn-Tekamp A, van der Bilt A: The influence of product and oral characteristics on swallowing. *Arch Oral Biol* **2005**; 50:739-746.
- Ferrario VF, Sforza C, Colombo A, Ciusa V: An electromyographic investigation of masticatory muscles symmetry in normo-occlusion subjects. *J Oral Rehabil* **2000**; 27:33-40.
- Ferreira CLP, Machado BCZ, Borges CGP, Rodrigues da Silva MAM, Sforza C, De Felicio CM: Impaired orofacial motor functions on chronic temporomandibular disorders. *J Electromyogr Kinesiol* **2014**; 24:565-571.
- Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van der Bilt A et al: Swallowing thresholds of mandibular implant-retained overdentures with variable portion sizes. *Clin Oral Implants Res* **2004a**; 15:375-380.
- Fontijn-Tekamp FA, van der Bilt A, Abbink JH, Bosman F: Swallowing threshold and masticatory performance in dentate adults. *Physiol Behav* **2004b**; 83:431-436.
- Foster K, Woda A, Peyron MA: Effects of texture on masticatory parameters during chewing of plastic and elastic model foods. *J Neurophysiol* **2006**; 95:3469-3479.
- Frey R, Hendrichs H, Zachos FE: Cetartiodactyla, Paarhufer inkl. Wale. In: Westheide W (Hrsg.), Rieger G: *Spezielle Zoologie – Teil2: Wirbel- oder Schädeltiere*. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg **2015**, 575-613.
- Gadotti IC, Berzin F, Biasotto-Gonzalez D: Preliminary rapport on head posture and muscle activity in subjects with class I and II. *J Oral Rehabil* **2005**; 32:794-799.
- Giannakopoulos NN, Wirth A, Braun S, Eberhard L, Schindler HJ, Hellmann D: Effect of the Occlusal Profile on the Masticatory Performance of Healthy Dentate Subjects. *Int J Prosthodont* **2014**; 27:383-389.
- Godau K: Die historische, prothetische Sammlung des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg. Med Diss, Halle **2005**.
- Gonçalves TM, Vilanova LS, Gonçalves LM, Rodrigues Garcia RCM: Effect of complete and partial removable dentures on chewing movements. *J Oral Rehabil* **2013**, 41:177-83.
- Gonçalves TM, Viu FC, Gonçalves LM, Garcia RC: Denture Adhesives Improve Mastication in Denture Wearers. *Int J Prosthodont*, **2014**; 27:140-146.

Gründler H, Stüttgen U: Grundwissen für Zahntechniker: Totalprothese. Neuer Merkur, München **2005**.

Grünheid T, Langenbach GE, Korfage JA, Zentner A, van Eijden TM: The adaptive response of jaw muscles to varying functional demands. *Eur J Orthod* **2009**; 31:596-612.

Gysi A: Artiulation. In: Bruhn C, Kantorowicz A, Partsch C(Hrsg.): Zahnärztliche Prothetik Bd. III. 3. umgearbeitete Auflage, Verlag von J.F. Bergmann, München **1930**.

Häupl K: Das Kausystem in seinen Beziehungen zu den zahnärztlichen prothetischen Maßnahmen. In: Böttger H, Häupl K (Hrsg.), Kirsten H: Zahnärztliche Prothetik Bd. I, Johann Ambrosius Bahr, Leipzig **1961**, 4-267.

Horio T, Kawamura Y: Effects of texture of food on chewing patterns in the human subject. *J Oral Rehabil* **1989**; 16:177-183.

Hotta GH, de Oliveira AIS, de Oliveira AS, Pedroni CR: Electromyography and asymmetry index of masticatory muscles in undergraduate students with temporomandibular disorders. *Braz J Oral Sci* **2015**; 14:176-181.

Hsu HY, Yamaguchi K: Decreased chewing activity during mouth breathing. *J Oral Rehabil* **2012**; 29:559-567.

Hugger A: Gelenknahe elektronische Erfassung der Unterkieferfunktion und ihre Umsetzung in den Artikulator. Klinisch-experimentelle Untersuchungen an Probanden und Patienten. Quintessenz, Berlin **2000**.

Hugger A, Hugger S, Schindler HJ: Oberflächen-Elektromyographie der Kaumuskulatur in der zahnärztlichen Anwendung. Aktuelle Evidenz und zukünftige Entwicklungen. *Int J Comput Dent* **2008**; 11:81-106.

Hugger A, Schindler HJ: Unterkieferbewegungen und deren Simulation. In: Hugger A, Kerschbaum T, Türp JC (Hrsg): Orale Physiologie. Quintessenz, Berlin **2006**, 53-83.

Hugger S, Schindler HJ, Kordaß B, Hugger A: Oberflächen-EMG der Kaumuskulatur (Teil 1): Klinische Relevanz bei Ruheaktivität, max- und submaximaler voluntärer Kontraktion, Symmetrie der EMG-Aktivierung. *Int J Comput Dent* **2012**; 15:297-314.

Hutterer R: Rodentia, Nagetiere. In: Westheide W (Hrsg.), Rieger G: Spezielle Zoologie – Teil2: Wirbel- oder Schädeltiere. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg **2015**, 551-566.

Ikenaga N, Yamaguchi K, Daimon S: Effect of mouth breathing on masticatory muscle activity during chewing food. *J Oral Rehabil* **2013**; 40:429-435.

Jalabert-Malbos ML, Mishellany-Dutour A, Woda A, Peyron MA: Particle size distribution in the food bolus after mastication of natural foods. *Food Qual Prefer* **2007**; 18:803-812.

Jankelson B, Hofmann GM, Hendron JA: The Physiology of the Stomatognathic System. *J Am Dent Assoc* **1953**; 46:375-386.

- Jiang H, Li C, Wang Z, Cao J, Shi X, Ma J, Liu H: Assessment of osseous morphology of temporomandibular joint in asymptomatic participants with chewing-side preference. *J Oral Rehabil* **2015**; 42:105-112.
- Karlsson S, Carlsson GE: Characteristics of mandibular masticatory movement in young and elderly dentate subjects. *J Dent Res* **1990**; 69:473-476.
- Kohyama K, Mioche L, Martin JF: Chewing patterns of various texture foods studied by electromyography in young and elderly populations. *J Texture Stud* **2002**; 33:269–283.
- Konrad P: *EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie.* Velamed, Köln **2005**.
- Kravchenko A: Reproduzierbarkeit von Kaufunktionsdaten in einer klinischen Studie. *Med Diss, Düsseldorf* **2010**.
- Kravchenko A, Weiser A, Hugger S, Kordaß B, Hugger A, Wanke E: Variability and reliability of muscle activity measurements during chewing. *Int J Comp Dent* **2014**; 17:1-13.
- Larsson L, Li X, Frontera WR: Effects of aging on shortening velocity and myosin isoform composition in single human skeletal muscle cells. *Am J Physiol* **1997**; 272:638-649.
- Lassauzay C, Peyron MA, Albuissou E, Dransfield E, Woda A: Variability of the masticatory process during chewing of elastic model foods. *Eur J Oral Sci* **2000**; 108:484-492.
- Lässig H, Müller RA: *Die Zahnheilkunde in Kunst und Kulturgeschichte. 2. Auflage,* DuMont, Köln **1984**.
- Lucas PW, Luke DA: Optimum mouthful for food comminution in human mastication. *Arch Oral Biol* **1984**; 29:205-210.
- Lucas PW: *Dental Functional Morphology: How Teeth Work.* Cambridge University Press, Cambridge **2004**.
- Lund JP: Mastication and its control by the brain stem. *Crit Rev Oral Biol Med* **1991**; 2:33-64.
- Martin C, Palma JC, Alaman JM, Lopez-Quinones JM, Alarcon JA: Longitudinal evaluation of sEMG of masticatory muscles and kinematics of mandible changes in children treated for unilateral cross-bite. *J Electromyogr Kinesiol* **2012**; 22:620-628.
- Mioche L, Bourdiol P, Peyron MA. Influence of age on mastication: effects on feeding behaviour. *Nutr Res Rev* **2004**; 17:43-54.
- Mioche L, Bourdiol P, Martin JP, Noel Y: Variations in human masseter and temporalis muscle activity related to food texture during free and side-imposed mastication. *Arch Oral Biol* **1999**; 44:1005-1012.
- Mioche L, Hiimae KM, Palmer JB: A postero-anterior videofluorographic study of the intra-oral management of food in man. *Arch Oral Biol* **2002**; 47:267-280.

Mishellany-Dutour A, Renaud J, Peyron MA, Rimek F, Woda A: Is the goal of mastication reached in young dentates, aged dentates and aged denture wearers? *Br J Nutr* **2008**; 99:121-128.

Miyawaki S, Ohkochi N, Kawakami T, Sugimura M: Changes in masticatory muscle activity according to food size in experimental human mastication. *J Oral Rehabil* **2001**; 28:778-784.

Murphy TR: The timing and mechanism of the human masticatory stroke. *Arch Oral Biol* **1965**; 10:981-993.

Nakata Y, Ueda HM, Kato M, Tabe H, Shikata-Wakisaka N, Matsumoto E, Koh M, Tanaka E, Tanne K: Changes in stomatognathic function induced by orthodontic surgery in patients with mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg* **2007**; 65:444-451.

Naeije M, McCarroll RS, Weijs WA: Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the inter-cuspal position. *J Oral Rehabil* **1989**; 16:63-70.

Neill DJ, Howell PG: A study of mastication in dentate individuals. *Int J Prosthodont* **1988**; 1:93-8.

Ogawa T, Koyano K, Umemoto G: Inclination of the occlusal plane and occlusal guidance as contributing factors in mastication. *J Dent* **1998**; 26:641-647.

Ono T, Ishiwata Y, Kuroda T: Inhibition of masseteric electromyographic activity during oral respiration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1998**; 113:518-525.

Palmer JB, Rudin LJ, Lara G, Crompton AW: Coordination of mastication and swallowing. *Dysphagia* **1992**; 7:187-200.

Paphangkorakit J, Chaiyapanya N, Sriladlao P, Pimsupa S: Determination of chewing efficiency using muscle work. *Arch Oral Biol* **2008**; 53:533-537.

Peyron MA, Blanc O, Lund JP, Woda A: Influence of age on adaptability of human mastication. *J Neurophysiol* **2004**; 92:773-9.

Peyron MA, Lassauzay C, Woda A: Effects of increased hardness on jaw movement and muscle activity during chewing of visco-elastic model foods. *Exp Brain Res* **2002**; 142:41-51.

Peyron MA, Maskawi K, Woda A, Tanguay R, Lund JP: Effects of food texture and sample thickness on mandibular movement and hardness assessment during biting in man. *J Dent Res* **1997**; 76:789-795.

Piancino MG, Bracco P, Vallelonga T, Merlo A, Farina D: Effect of bolus hardness on the chewing pattern and activation of masticatory muscles in subjects with normal dental occlusion. *J Electromyogr Kinesiol* **2008**; 18:931-937.

Piancino MG, Farina D, Talpone F, Castroflorio T, Gassino G, Margarino V, Bracco P: Surface EMG of jaw-elevator muscles and chewing pattern in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* **2005**; 32:863-870.

- Piancino MG, Isola G, Merlo A, Dalessandri D, Debernardi C, Bracco P: Chewing pattern and muscular activation in open bite patients. *J Electromyogr Kinesiol* **2012**; 22:273-279.
- Plesh O, Bishop B, McCall W: Effect of gum hardness on chewing pattern. *J Exp Neurol* **1986**; 92:502-512.
- Pond LH, Barghi N, Barnwell GM: Occlusion and chewing side preference. *J Prosthet Dent* **1986**; 55:498–500.
- Pröschel PA, Jamal T, Morneburg TR: Motor control of jaw muscles in chewing and in isometric biting with graded narrowing of jaw gape. *J Oral Rehabil* **2008**; 35:722-728.
- Ratzmann A, Mundt T, Schwahn C, Langforth G, Hützen D, Gedrange T, Kordaß B: Vergleichende klinische Untersuchung der horizontalen Kondylenbahnneigung mittels des elektronischen Registriersystems JMA und einem Protrusionsregistrator zur Einsteuerung von Artikulatoren. *Int J Comput Dent* **2007**; 10:265-284.
- Rouot J: Die Zahnheilkunde in der Antike. In: Toellner R: *Illustrierte Geschichte der Medizin*. Andreas Verlag, Salzburg **1990**, 507-521.
- Sae-Lee D, Whittle T, Peck CC, Forte ARC, Klineberg IJ, Murray GM: Experimental jaw-muscle pain has a different effect on different jaw movement task. *J Orofac Pain* **2008**; 22:15-29.
- Saifuddin M, Miyamoto K, Ueda HM, Shikata N, Tanne K: An electromyographic evaluation of the bilateral symmetry and nature of masticatory muscle activity in jaw deformity patients during normal daily activities. *J Oral Rehabil* **2003**; 30:578-586.
- Sato S, Kawamura H: Natural course of non-reducing disc displacement of the temporomandibular joint: changes in electromyographic activity during chewing movement. *J Oral Rehabil* **2005**; 32:159-165.
- Sato S, Ohta M, Goto S, Kawamura H, Motegi K: Elektromyography during chewing movement in patients with anterior disc displacement of the temporomandibular joint. *Int J Oral Maxillofac Surg* **1998**; 27:274-277.
- Schliemann H: Carnivora, Raubtiere. In: Westheide W (Hrsg.), Rieger G: *Spezielle Zoologie – Teil2: Wirbel- oder Schädeltiere*. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg **2015**, 638-660.
- Schindler HJ, Hugger A: Kauphysiologie und Kieferreflexe. In: Hugger A, Kerschbaum T, Türp JC (Hrsg): *Orale Physiologie*. Quintessenz, Berlin **2006**, 113-142.
- Schindler HJ, Türp JC: Kaumuskulatur. In: Hugger A, Kerschbaum T, Türp JC (Hrsg): *Orale Physiologie*. Quintessenz, Berlin **2006**, 85-112.
- Schönwälder G: Die Weiterentwicklung des Messsystems Sirognathograph und deren klinische Erprobung unter besonderer Berücksichtigung klinischer und technischer Störgrößen. *Med Diss, Greifswald* **2002**.
- Schumacher G-H: *Anatomie für Zahnmediziner*. Hüthig, Heidelberg **1997**.

- Schwartz H: Occlusal variations for reconstructing the natural dentition. *J Prosthet Dent* **1986**; 55:101-5.
- Shi CH, Ouyang G, Guo TW: A comparative study of mastication between complete denture wearers and dentate subjects. *J Prosthet Dent* **1991**; 66:505-509.
- Soboleva U, Laurina L, Slaidina A: Jaw tracking devices - historical review of methods development. Part I. *Stomatologija* **2005a**; 7:67-71.
- Soboleva U, Laurina L, Slaidina A: Jaw tracking devices - historical review of methods development. Part II. *Stomatologija* **2005b**; 7:72-76.
- Steiner JE, Michman J, Litman A: Time sequence of the activity of the temporal and masseter muscles in healthy young human adults during habitual chewing of different test foods. *Arch Oral Biol*, **1974**; 19:29–34.
- Utz KH, Hugger A, Ahlers MO, Seeher WD: S2k Guideline, Instrumental Functional Analysis in Dentistry. *J CranioMand Func* **2016**; 8:185-236.
- Van der Bilt A: Assessment of mastication with implications for oral rehabilitation: a review. *J Oral Rehabil* **2011**; 38:754-780.
- Van der Bilt A, Olthoff LW, Bosman F, Oosterhaven SP: Chewing performance before and after rehabilitation of post-canine teeth in man. *J Dent Res* **1994**; 73:1677-83.
- Vaupel P: Mundhöhle, Pharynx und Ösophagus. In: Schmidt RF, Lang F, Heckmann M(Hrsg) *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie*. 31. Auflage. Springer, Heidelberg **2011**, 799-802.
- Veyrone JL, Lassauzay C, Nicolas E, Peyron MA, Woda A: Mastication of model products in complete denture wearers. *Arch Oral Biol* **2007**; 52:1180-1185.
- Watarai M, Ayano R, Funatsu T, Ooka T, Takanashi M, Inoue M: Three-dimensional Motion Analysis of Lip and Mandibular Movements during Mastication. *Dent Med Res* **2013**; 33:88-99.
- Weßling F: Vergleichende klinische Untersuchung der elektronischen Registriersysteme GAMMA-CADIAX und JMA. *Med Diss, Greifswald* **2003**.
- Wilding RJ: The association between chewing efficiency and occlusal contact area in men. *Arch Oral Biol* **1993**; 38:589-596.
- Winzen O, Weihe S: Gesamtkonzeption zahnärztlicher Versorgungen von der Diagnostik bis zur CAD/CAM-Fertigung. *Digital_Dental_News*, **2008**; 2:42-47.
- Witter DJ, Tekamp FA, Slagter AP, Kreulen CM, Creugers NHJ: Swallowing threshold parameters of subjects with complete dentures and overdentures. *Open J Stomatol* **2011**; 1:69-74.
- Woda A, Foster K, Mishellany A, Peyron MA: Adaptation of healthy mastication to factors pertaining to the individual or to the food. *Physiol Behav* **2006a**; 89:28-35.

Woda A, Mishellany A, Peyron M-A: The regulation of masticatory function and bolus formation. *J Oral Rehabil* **2006b**; 33:840-849.

Xu W, Bronlund JE: *Mastication Robots*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg **2010**.

Yoshimura, M., Fueki, K., Garrett, N., Ohshima, T: Influence of food platform width of removable partial dentures on food mixing ability. *J Oral Rehabil* **2006**; 33:335-340.

Youssef RE, Throckmorton GS, Ellis III E, Sinn DP: Comparison of habitual masticatory patterns in men and women using a custom program. *J Prost Dent* **1997**; 78: 179-186.

Zamanlu M, Khamnei S, Salarilak S, Oskoe SS, Shakouri SK, Houshyar Y, Salekzamani Y: Chewing side preference in first and all mastication cycles for hard and soft morsels. *Int J Clin Exp Med* **2012**; 5:326-31.

7 Danksagung

Zuallererst möchte ich mich bei den Direktoren der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Frau Prof. Petra Gierthmühlen, Herrn Prof. Alfons Hugger und Herrn Prof. Ulrich Stüttgen dafür bedanken, dass sie mir die Anfertigung der vorliegenden Dissertation in ihrer Abteilung ermöglicht haben.

Ein ganz besonderer Dank gilt dabei Herrn Prof. Alfons Hugger für das Überlassen des Themas dieser Dissertation sowie für seine fürsorgliche Unterstützung, Motivation und ausgezeichnete Betreuung. Auch für die Möglichkeit einer fundierten und vielseitigen Auseinandersetzung mit dem Fachgebiet der orofazialen Funktion möchte ich an dieser Stelle Herrn Prof. Hugger herzlichst danken.

Meiner Kollegin, Frau Dr. Alexandra Kravchenko, danke ich für ihre diversen Anregungen und Empfehlungen, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit sehr bereichert haben.

Des Weiteren möchte ich mich bei den zahlreichen Probanden bedanken, deren Daten ich im Rahmen dieser Promotionsarbeit auswerten durfte.

Ferner möchte ich meiner Familie, insbesondere meiner Mutter und meiner Schwester, meiner Lebensgefährtin Viktoria sowie meinen Freunden für ihre mentale Unterstützung und Motivation während der Anfertigung dieser Dissertation danken.

Ein besonderer Dank gilt der Oberärztin der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Frau Dr. Gabriele Diedrichs, für ihr unschätzbbares Mentoring bei meiner fachlichen Reifung als Prothetiker und Zahnarzt sowie für ihre motivierenden und kritischen Anregungen zu dieser Arbeit. Herrn Dr. Bilal Khawaja möchte ich dafür danken, dass wir diesen Weg zum Teil zusammen gingen.