

Maximale bilaterale Beißkräfte bei Schmerz und nicht-Schmerzpatienten

Hans-Werner Weiskircher, Juni 2012

1 Einführung

Die Kenntnis maximaler Beißkräfte ist eine wesentliche Voraussetzung für die zahnmedizinischen Forschung. Untersuchung kritischer Bruchlastkräfte für Zahnersatz^{1,2-6}, biomechanischen Analysen der Morphologie^{7,8,9}, FEM Simulationen^{10,11}, Studien über das Einheilen oder die Überlebensdauer von Implantaten¹², neurophysiologische Effekte von Propriozeptoren oder EMG Messungen an der Kaumuskulatur^{13,14-16} sind ohne Vergleich mit den maximal möglichen Belastungen des Kausystem nicht interpretierbar.

In der Praxis hat die Messung von Beißkräften noch keine Bedeutung erlangt. Der Grund mag wohl darin liegen, dass bislang noch kein praktikables Gerät für diese Zwecke zur Verfügung stand^{17,18}. Dabei birgt die Beißkraftmessung ein Potential, dass für den Praktiker von klinisch relevantem insbesondere diagnostischem Nutzen sein könnte. So werden bilateral asymmetrische elektrische Muskelaktivierungen (EMG) bei schmerzhaften Funktionsstörungen berichtet¹⁹, die aufgrund der linearen Korrelation zwischen Beißkraft und EMG auch links-rechts Abweichungen bilateral gemessener Kräfte erwarten lassen. Die an diese Vermutung anknüpfende Fragestellung, wie bilateral gewonnene Maximalbeißkräfte sich im Patientengut verteilen, versucht diese retrospektive Studie zu beantworten. Die anschließende Diskussion wird auf weitere Möglichkeiten der Bisskraftanalyse als einer noch weitgehend unbekanntem Funktionsdiagnostik eingehen.

2 Methode

2.1 Probanden

Es wurden von 2011 bis 2012 konsekutiv gewonnene Messdaten von 154 Patienten einer zahnärztlichen Praxis untersucht. Das Alter reichte von 9 bis 87 Jahre.

Einschlusskriterium war das Vorliegen von gleichzeitigen maximalen isometrischen Beißkraftmessungen zwischen Antagonisten in regio 15/16 und 25/26

Es wurden keine weiteren Voraussetzungen für die Aufnahme in die Studie gestellt, sodass Vollbezahnte, Teilbezahnte, Zahnersatzträger, Patienten mit Verdacht auf oder mit manifester CMD-, parodontalen und endodontischen Beschwerden in die Studie einfließen. Aufgrund der Heterogenität des Probandenguts respektive der unsicheren spezifischen Schmerz-Klassifikationen der Patienten wurde nur in Schmerz und Nicht-Schmerzpatienten unterteilt. Eine Unterscheidung, ob der Schmerz chronisch oder akut war, wurde nicht vorgenommen.

2.2 Meßapparatur



Abb. 1: Handstück des biteForce Systems (Vi.me.S., Igel, Deutschland)

Die Messdaten wurden durch die Verwendung eines neuen klinischen Gerätesystems, der biteFork (Fa Vi.me.S., Igel), gewonnen (Abb 1). Bei diesem Gerät wird mithilfe von Foliensensoren, die zwischen einem Aufbiss (Höhe 2- 5 mm) einer Bissgabel eingeklemmt werden, eine Kraftmessung durchgeführt, indem durch

eine Widerstandserniedrigung am Sensorkopf (Foliendicke 0.15 mm) die Ausgangs-Spannung Vout zunimmt. Die von dem Gerät digitalisierten Spannungswerte (Abtastrate 1000 / sec, 10 Bit) werden in Newton umgerechnet und numerisch als Graph am PC oder als Maximalwerte auf dem Handstückdisplay angezeigt. Eine Kalibrierung der Sensoren wurde mit einer zum System gehörenden Kalibrierbox nach jedem Sterilisiervorgang der Sensoren durchgeführt.

2.3 Messungen



Abb. 2: Platzierung der Bissgabel mit Silikon zwischen 2.Prämolaren und 1. Molaren mit Hilfe eines Pins

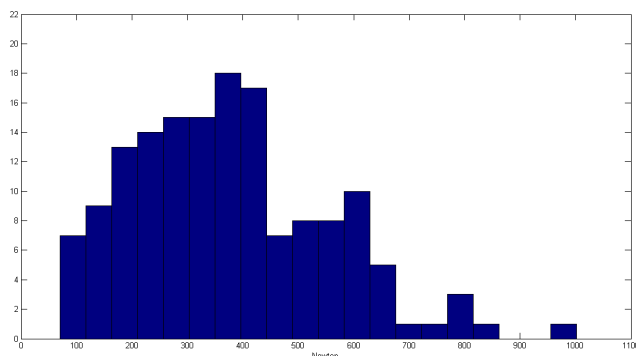
Beim eigentlichen Messvorgang wurde der mit Silikon (Panasil, Fa Kettenbach, Eschenburg) vorder- und rückseitig bestückte Aufbiss zwischen zweiten Prämolaren und ersten Molar jeweils links und rechts platziert. Für die korrekte approximale Platzierung diente dabei ein Pin auf dem Aufbiss (Abb 2).

Der Patient wurde nach dem schnellen Aushärten des Silikons aufgefordert mindestens 10 Sekunden locker zu zubeißen, dann drei Mal hintereinander auf Aufforderung schnell mit maximaler Kraft zu zubeißen und auf weitere Aufforderung schnell los zulassen. Es wurden keine visuellen Kontrollmöglichkeiten für den Probanden gewährt. Wurden mehrere bilaterale Messungen in einer Sitzung vorgenommen, wurden die Maximalwerte für jede Seite verwendet.

2.4 Datenanalyse

Die Messdaten wurden als Mittelwerte und Standardabweichung der seitenrelevanten sowie der addierten rechten und linken Beißkräfte dargestellt. Zudem wurde mit Hilfe eines Asymmetrie-Indexes ($AI = \frac{|Fr - Fl|}{Fr + Fl} * 100 \%$, Fr Kraft rechts, Fl Kraft links) die zur aufaddierten bilateralen Kraft normierte Differenz zwischen linker und rechter Beißkraft untersucht. Der Einfluss von Schmerz und Geschlecht auf die aufaddierte rechte und linke Beißkraft wurde mit einer zweifaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) analysiert. Der Einfluss von Geschlecht, Schmerz und Belastungsseite (links/rechts) auf die relative Beißkraftdifferenz (AI) wurde mit einer dreifaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) untersucht. Als Signifikanzniveau wurde $\alpha = 0,05$ gewählt.

3 Ergebnisse



Die Summation der bilateral gemessenen und aufaddierten Kräfte ergab die in Abbildung 3 dargestellten Häufigkeiten.

Abb3: Histogramm der aufaddierten Kräfte (MatLab)

Der Mittelwert dieser summierten Kräfte betrug $376,2 \pm 175,9$ Newton (Frauen $372,2 \pm 192,4$; Männer $380,0 \pm 160,2$). Die Geschlechtsunterschiede sind als Boxplots in Abbildung 4 dargestellt. Wie in den übrigen Boxplots werden die Medianwerte mit Quartilen angegeben. Die Kerben geben das Konfidenzintervall wider, das bei Nicht-Überlappung eine mindestens 95% Wahrscheinlichkeit liefern würde, dass die Mediane sich unterscheiden²⁰.

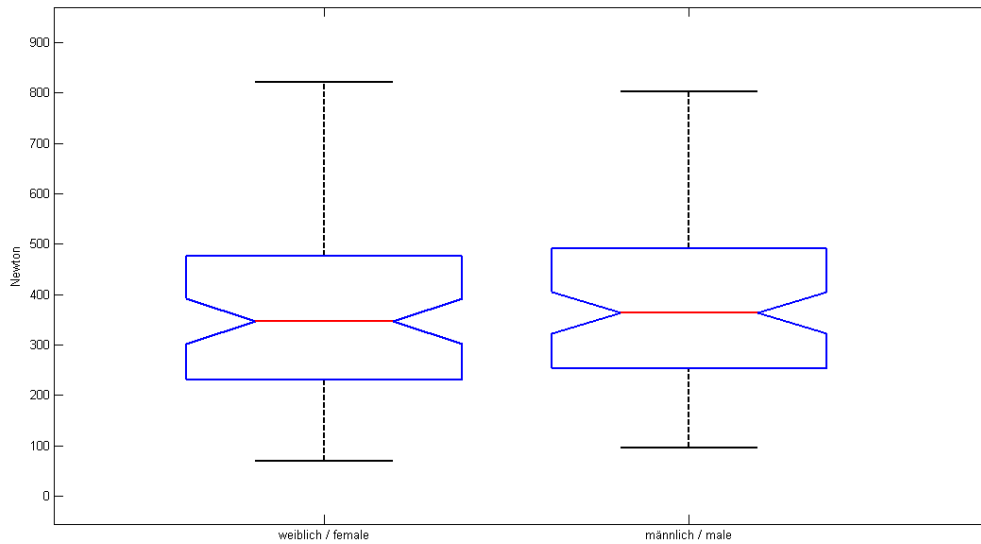


Abb4: Kein signifikanter Beißkraft Unterschied zwischen den Geschlechtern (MatLab)

Die höchste summierte Kraft war 1002 Newton und wurde von einer weiblichen Patientin erreicht. Die maximalen unilateralen Beißkräfte, über beide Seiten gemittelt, beliefen sich auf $188,1 \pm 103,0$ Newton (Abb5).

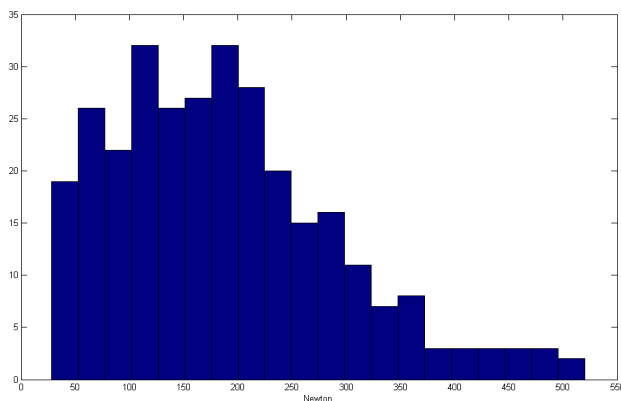
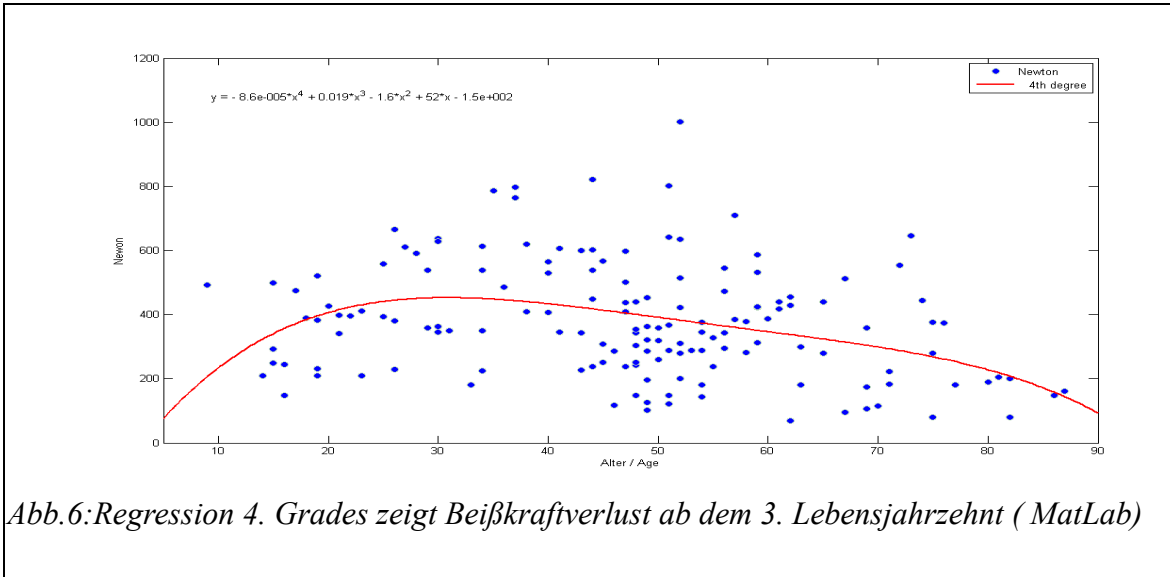


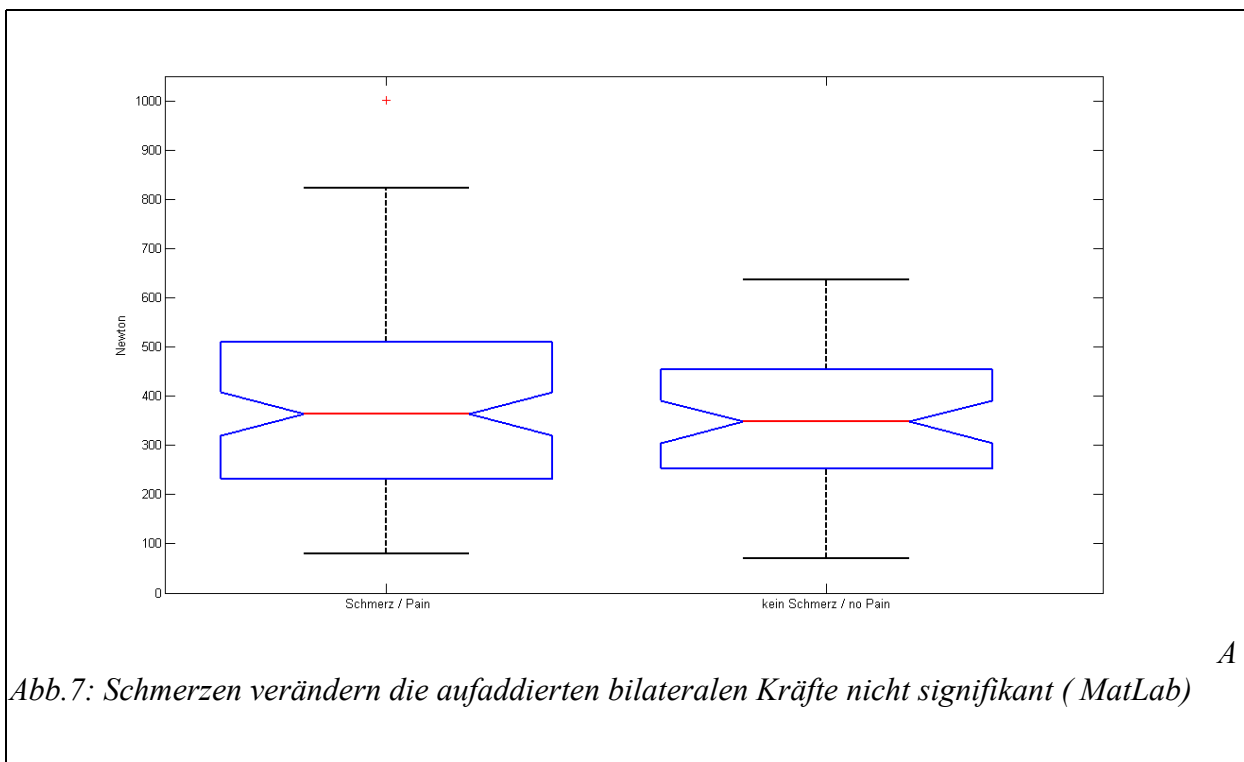
Abb5: Histogramm der bilateral gemessenen unilateralen Kräfte (Matlab)

Die Altersverteilung zeigt einen stetigen Verlust der aufaddierten Kräfte ab dem dritten Lebensjahrzehnt mit hoher Variabilität (Abb 6).



Die Differenz der durchschnittlichen Kraft der linken und rechten Seite betrug 1,2 +/- 1,0 Newton. Betrachtet man den für jeden Patienten ermittelten AI erhält man eine mittlere Abweichung der linken und rechten Seite über das gesamte Patientenkollektiv von 24,4 +/- 17,2, % .

Es konnten weder bei Schmerz- noch bei Nicht-Schmerzpatienten signifikante Unterschiede (**Korrelationen**) bei den links/rechts Kraftverteilungen entdeckt werden (p=0.9253, Abb 7). Allerdings ließen sich signifikante Unterschiede (**Korrelationen**) in den Beträgen des AI zwischen weiblichen und männlichen Probanden (p= 0.0126 , Abb 8) und zwischen Schmerz und nicht Schmerzpatienten feststellen (p=0.0108, Abb9).



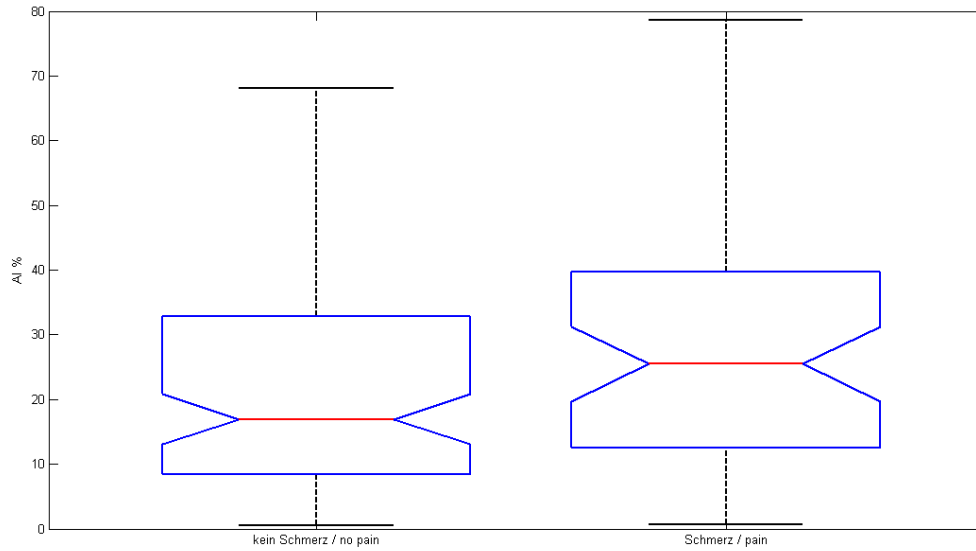


Abb.8: Schmerz verändert den Asymmetrie Index signifikant (MatLab)

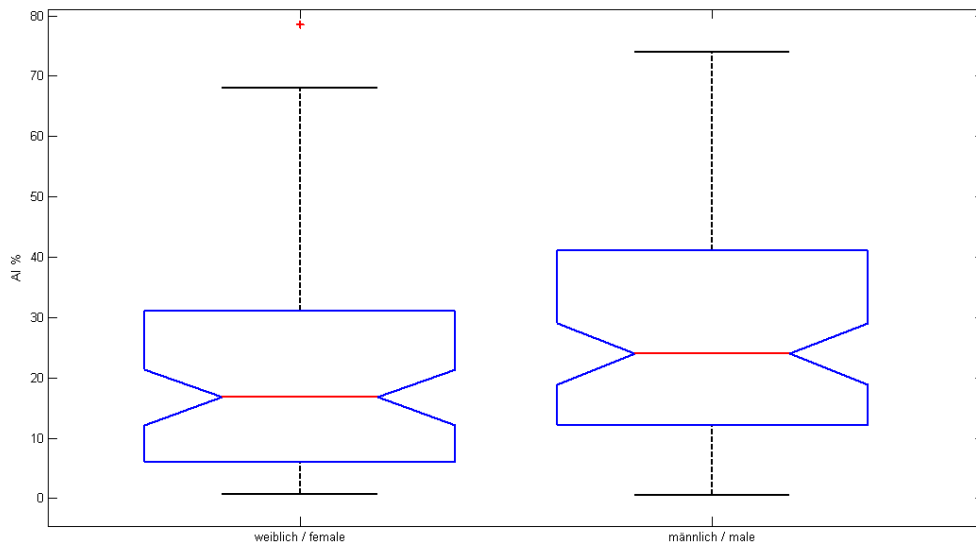


Abb.9: Geschlecht hat signifikanten Einfluß auf den Asymmetrie Index (MatLab)

4 Diskussion der Studienergebnisse

Die Reliabilität von Beißkraftmessungen hängt neben anderen Faktoren wie etwa von der Altersstruktur der Probanden²¹ im Wesentlichen von dem Meßgerät und von der Durchführung ab. Das in dieser Studie benutzte biteFork System, erlaubt eine schnelle Kalibrierung und einen gezielten Einsatz bezüglich der zu messenden Region. Da vor jeder Messung eine Kalibrierung durchgeführt wurde und für alle Messungen gezielt nur die Region 15/16 ausgewählt wurde, kann man von einer hohen Verlässlichkeit der ermittelten Werte ausgehen. Der hier verwendete Asymmetrie Index (AI) setzt die Differenz der linken und rechten Beißkraft in Beziehung zur aufaddierten Beißkraft. Diese Normierung hat auch den Effekt, dass man eine Wichtung durch die Gesamtbeißkraft berücksichtigt: je geringer die Gesamtbeißkraft um so mehr, je größer die Beißkraft um so weniger macht sich ihre Veränderung auf den Index bemerkbar. Eine mögliche Verwendung der absoluten Differenz der linken und rechten Seite (Normierung zu MAX (Fr,Fl) anstatt zu SUM(Fr,Fl)) in Prozent berücksichtigt dies schwächer, hat jedoch für den Behandler den Vorteil, numerisch oder visuell durch Betrachten von Graphen eine schnelle Abschätzung vorzunehmen. Abbildung 10 verdeutlicht den Unterschied beider Indizes bei gleichbleibenden Kraft Differenzen. Da der AI in der Literatur und in wissenschaftlichen Arbeiten häufig verwendet wird^{22,23}, wurde diesem der Vorzug gegeben.

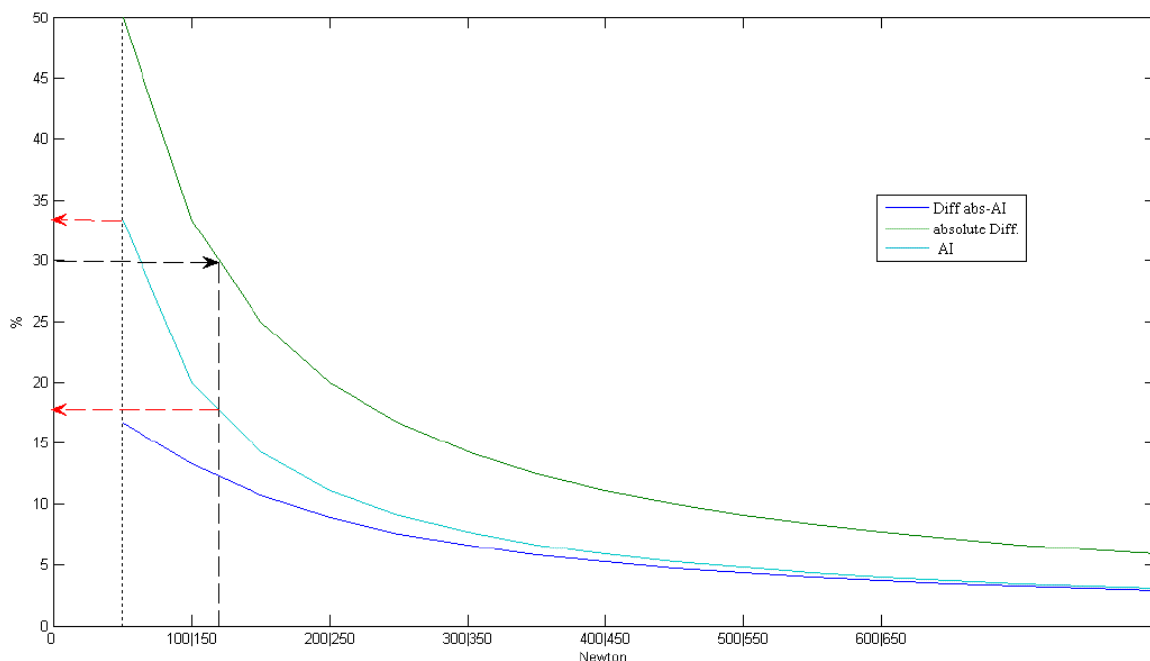


Abb10: 30 % bzw 50 % absolute Differenz entsprechen 18% bzw 33% AI bei 50 Newton Differenzen

Die gefundene hohe Variabilität in der Asymmetrie im gesamten Patientengut überrascht insofern, dass auch bei beschwerdefreien Patienten diese auffällig war. Da in dieser Studie keine Angaben über okklusale Pathologien berücksichtigt wurden, kann dies zum Teil auf die Heterogenität der Okklusionen zurückzuführen sein. So haben Kiliaridis et al²⁴ bei unilateralem Kreuzbiss bei Kindern eine Asymmetrie der Muskeldicke von Masseter und Temporalis nachweisen können, ohne jedoch die unilaterale Kraftunterschiede gemessen zu haben. Auch biomechanische Gründe durch morphologische Besonderheiten kommen in Betracht, was zum Beispiel die Studie von Gomes²⁵ et al zeigt: hier wurden signifikante Beißkraft-Asymmetrien bei dolichofazialen Probanden gefunden. Nach Gomes haben bevorzugte Kauseiten keinen Einfluss auf Asymmetrien der Kaumuskulatur haben.

Der signifikante Unterschied des AI zwischen den Geschlechtern (Männer haben größeren AI als Frauen) ist in sofern widersprüchlich, als Schmerz, wie in dieser Studie offenkundig, den AI vergrößert, Frauen aber eine höhere Vulnerabilität für muskulo-skelettalen Schmerz haben, wie Rolmann²⁶ et al berichten. In der hier vorliegenden Studie wurde jedoch keine Differenzierung in der Art der Schmerzen durchgeführt, sodass auch andere Faktoren eine Rolle spielen konnten. Denkbar ist etwa, dass es unterschiedliche geschlechtsspezifische

motorische Adaptionen gibt, die das Symmetrieverhalten der Muskulatur beeinflussen. In der Literatur sind darüber keine Hinweise zu finden.

Ein interessanter Aspekt bei der Durchführung der Studie war der, dass sich bei allen Patienten die Asymmetrie bei wiederholtem Zubiss nicht änderte: es wurde immer die gleiche Seite als die stärkere aktiviert. Dies könnte Ausdruck einer Adaption an morphologische, propriozeptive (z.B. okklusaler) oder nozizeptive Einflüsse sein. Dazu ist anzumerken, dass der Pool der motorischen Kerne der die Kaumuskel innervierenden Motoneuronen Projektionen aus dem Motorkortex kontralateral als auch ipsilateral erhält (Abb 11). Diese spezielle Neuroanatomie trägt sicherlich zur Stabilisierung der Mandibel beim unilateralen Beissen bei. Dies könnte aber auch ein Grund für die erhöhte Asymmetrie und gleichzeitig aber auch für die erhaltene Gesamtbeißkraft bei Schmerzen sein, wie diese Studie dies zeigt.

Die unbewußte Umverteilung (Redistribution) der Rekrutierung der kontralateralen und ipsilateralen Agonisten würde dann entlang des tractus corticonuclearis (vom Kortex zum motorischen trigeminalen Nukleus in der Medulla) geschehen, und wahrscheinlich auf dem gleichen Weg auch die Redistribution der rekrutierten Muskelfasern innerhalb der einzelnen Muskeln. Diese komplexe Redistribution als Adaption auf nozizeptive Reize haben Hodges et al²⁷ zum Anlass genommen, eine neue Hypothese zur motorischen Adaption bei vorliegenden Schmerzen aufzustellen. Grundgedanke ist, dass die nozizeptive motorische Adaption vielschichtig, schwer vorhersehbar und nicht auf einen einzigen Mechanismus rückzuführen ist. Das neue Rekrutierungsmuster ist sowohl einer Hemmung, einer Verstärkung als auch einer Umverteilung intra- und intermuskulär unterworfen. Hier wird auch darauf hingewiesen, dass die Adaption, wenn sie ihre Aufgabe zur Entlastung von schmerzenden oder gefährdeten Strukturen erfüllt hat, jedoch weiter bestehen bleibt, langfristig negative Auswirkungen auf das muskulo-skeletale System hat. Eine Rückführung der nicht mehr nützlichen Adaption durch Umlernen, z.B. durch Biofeedback Verfahren, wäre dann indiziert.

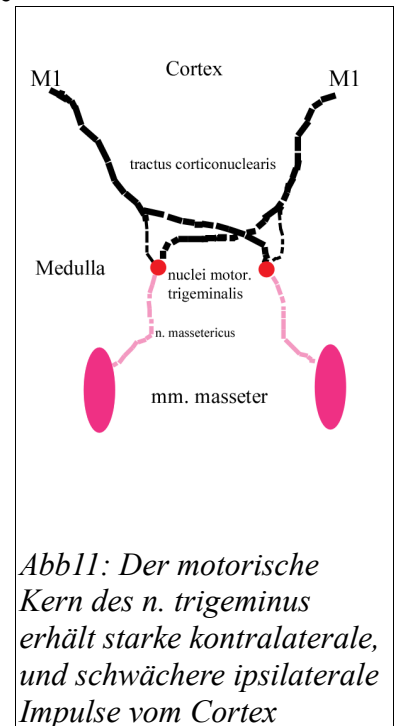


Abb11: Der motorische Kern des n. trigeminus erhält starke kontralaterale, und schwächere ipsilaterale Impulse vom Cortex

Schlußfolgerung und Ausblick:

Sollte sich in weiteren Studien bestätigen, dass ein erhöhter Asymmetrie Index im mastikatorischen System als motorische Adaption an einen nozizeptiven Input zu deuten ist, hat dies klinisch zur Folge, dass Asymmetrien einem Monitoring zu unterwerfen sind, damit chronische, für das muskulo-skeletale System schädliche Adaptionen rechtzeitig erkannt und behandelt werden können.

Die Behandlung der Asymmetrie kann mit Schienen²⁸, Physiotherapie oder motorische Übungen mit Feedback erfolgen²⁹. Invasive okklusale Therapien dagegen müssen dahingehend sorgfältig abgewogen werden, ob reine Übungstherapien langfristig nützlicher sind. Wie diese Übungen in der zahnärztlichen Praxis, in rehabilitativen Praxen oder durch den Patienten selbst durchgeführt werden können, wird in der Zukunft auch von den zur Verfügung stehenden Geräten und Hilfsmitteln abhängen.

Zusammenfassung:

154 Patienten wurden retrospektiv auf Zusammenhänge zwischen Schmerzen und Asymmetrien beim bilateralen Zubeißen untersucht. Es hat sich gezeigt, dass die Gesamtbeißkraft nicht signifikant durch Schmerzen im Kiefer- und Gesichtsbereich beeinflusst wird ($p=0.9253$). Demgegenüber hatten Schmerzen ($p=0.0108$) und Geschlecht ($p=0.0126$) einen signifikanten Einfluß auf mastikatorische Asymmetrien.

5 Generelle Bemerkungen zur Messung maximaler Beißkräfte

Jeder Zahnarzt hat Erfahrungen mit Patienten, die zum wiederholten Male keramische Restaurationen zerstört und Oberkieferprothesen an eigentlich stabil verarbeiteten Stellen zerbrochen haben. Vermutete außerordentlich hohe Beißkräfte wird der Behandler in diesen Fällen eventuell dem Patienten als Grund mit nach Hause geben.

Jedoch, wie groß die Kräfte wirklich sind, bleibt für beide in der Regel ein Geheimnis. Um das Geheimnis zu

lüften, müßten Beißkraftmessungen einfach durchzuführen sein.

Macht man sich dann über den Sinn einer Beißkraftmessung in der Praxis ernsthafte Gedanken, stellen sich in Regel folgende Fragen:

- Welchen diagnostischen Mehrwert bringen Beißkraftmessungen?
- Wo spielen sie eine Rolle?
- Wo liegt ihr Potential zukünftiger Entwicklungen?

5.1 Maximalbeißkräfte

5.1.1 Literaturübersicht

Menschliche Maximalbisskräfte werden in der Literatur mit erheblichen Streuungen aufgeführt²⁸: von 70 bis 1200 Newton ist zu lesen (mit 10 Newton kann man ein Gewicht 1 Kg anheben) . Obwohl in dieser Studie nicht signifikant bestätigt, zeigen die meisten Studien²⁹ einheitlich, dass Maximalbisskräfte geschlechtsspezifisch sind: Männer haben im Mittel größere Bisskräfte als Frauen. Wohl gemerkt „im Mittel“ heißt, es gibt Männer, die liegen weit unter den mittleren Kaukräften der Frauen, und umgekehrt. Die Anwendung dieser Zahlen im klinischen Alltag ist daher für den Einzelfall problematisch. Die erheblichen Spannweiten der Werte für mittlere „Maximalbeißkräfte“ basieren nämlich auf unterschiedlicher Lokalisation der Messungen, unterschiedlicher Beteiligung der Muskeln und Auflagen, unterschiedlichen Messapparaturen- und methoden und unterschiedlichem Patientgut^{30,31-33}.

So kommen bilaterale und unilaterale Messungen natürlich zu unterschiedlichen Ergebnissen, da beim Probanden der Fokus auf drei Elevatoren (temporalis, masseter, pteryg. medialis) wesentlich geringere Kräfte auslöst als im Gegensatz zu sechs Elevatoren (2 x temporalis, 2 x masseter, 2x pteryg. medialis). Messungen in räumlicher Nähe der Wirklinie des resultierenden Kraftvektors der Elevatoren, d.h. in der Region der zweiten Molaren, ergeben verständlicherweise größere Kräfte als in der Prämolarenregion. Je nachdem wie die Kraft aufnehmende Apparatur aufgebaut ist (Höhe, Aufwagewinkel, Materialbeschaffenheit), sind die Kraftvektoren und damit auch die rekrutierten Muskelfasern verschieden. Je nachdem welche propriozeptive Fähigkeiten die der Messapparatur anliegenden Zähne oder Zahnersatz haben und wie viele Propriozeptoren überhaupt angesprochen werden, ist die Auswahl zentraler Strategien der Motorik anders. Dies kann letztendlich zu unterschiedlichen Muskel Aktivierungen und damit eventuell zu submaximalen Bisskräften führen .

Auch akute nozizeptive Störungen bei Muskelpathologien, z.B. bei akuten myofaszialen Triggerpunkten, führen, wie mehrere Studien zeigen, zu drastischem Abfall der ipsilateralen maximalen Kaukraft. Eine sehr gute Literaturübersicht über die verschiedenen Einflüsse der maximalen Bisskraft ist bei Duygu Koca et al³⁴ zu finden.

Inwieweit bei Bruxern eine erhöhte maximal Bisskraft nachgewiesen werden kann, wird uneinheitlich in der Literatur bewertet. Nishigawa et al³⁵ führen in ihrer Studie Fälle an, in denen die Maximalkraft bei Bruxern nachts höher waren als tagsüber (ca. 10 %), im Mittel jedoch deutlich geringer als bei Nicht-Bruxern.

4.1.2 Beobachtungen am eigenen Patientengut mit dem bitefork System

Es wurden in elf Monaten etwas mehr als 700 Messungen mit dem bitefork System durchgeführt. Die Maximale Kaukraft wurde mit der Summation der bilateral gewonnenen Kräfte ermittelt und betrug bei dieser Studie 1002 Newton, im Durchschnitt jedoch nur 367,46 Newton. Neben den Daten, die in die Studie eingeflossen sind, sollen nachfolgend weitere Beobachtungen kurz angesprochen werden. Wegen der Heterogenität der begleitenden Befunde wurden neben den Berechnungen für die Studie keine weiteren statistischen Auswertungen unternommen.

Als erste lapidare Beobachtung des Autors sei hier festzuhalten, dass man von der Physiognomie auf die Maxiamalkraft(rundes Gesicht → wahrscheinlicht große Bisskraft , schmales Gesicht → wahrscheinlich kleine Bisskraft) nicht schließen kann.

Die zweite Beobachtung betrifft das myofasziale Schmerzsyndrom. Patienten, bei denen eine Triggerpunkt Injektion durchgeführt wurde, sind als akute Fälle myofaszialer Schmerzen eingestuft worden. Es wäre zu

vermuten, dass diese schmerzhaften Muskelpathologien einen drastischen Einbruch der Gesamtbeißkraft oder deutliche Asymmetrien bewirken. Das war aber nicht der Fall. Sowohl einseitige als auch beidseitige akute myofasziale Beschwerden (n=8) bewirkten keine deutliche aufaddierte Kraftverminderung im bilateralen Messverfahren im Vergleich zur Gesamt-Population. Inwieweit eine Okklusopathie (z.B. Vorkontakte, einseitiger Kreuzbiss, seitlich offener Biss) bei der Entstehung der myofaszialen Beschwerden eine Rolle gespielt hat, ist unberücksichtigt. Trotz dieses negativen Befundes bietet sich die Bisskraftdifferenz-Analyse zum Monitoring von Therapien akuter myofaszialer Schmerzen an, da anzunehmen ist, dass sich die Kräfte nach verschwinden der akuten Beschwerden verändern. Die Studie kommt zu dem Ergebnis, dass die Differenz-Betrachtung im bilateralen Meßverfahren eine Hinweis für nozizeptive Funktionsstörungen beinhaltet. Sporadisch durchgeführte unilaterale Messungen haben gezeigt, dass sich die gemessenen Werte im links/ rechts Vergleich deutlich sowohl in der Höhe als auch in der Differenz von den bilateralen unterscheiden können. In einer weiteren prospektiven Studie wäre daher zu klären, ob z.B. eine Normierung der unilateral gemessenen Kraft zur aufsummierten bilateral gemessenen Kraft bessere Information für eine Funktionsstörung liefert (unilateral-bilateral-ratio).

Bei Bruxern mit deutlichen Attritionen blieben erwartete sehr hohen Bisskräfte (größer als 1000 N bilateral summiert) interessanterweise aus. Jedoch scheint die Zunahme von den anterioren zu den posterioren Maximalkräften geringfügiger als bei Nicht-Bruxern. (Abb 12).



Abb 12: Oben: normale Verteilung der bilateral gemessenen Kräfte, d.h. Reduzierung der Kräfte nach anterior.; Unten: leichter Anstieg der Kräfte nach anterior: typisch für Bruxer?(biteFork Software)

Patienten mit Zerstörungen und Chipping an Keramikronen im posterioren Bereich hatten ausnahmslos eine unilaterale maximale Bisskraft > 500 N . Ob Werte über 600 N unilateral spezifisch für destruktive Bisskräfte sind, ist anzunehmen, kann aber vorläufig nur als Hypothese gelten.

Zusammenfassend ist als vorläufiges Sichtungsergebnis festzuhalten

- die aus der Literatur übernommenen Maximalbisskräfte können nicht auf den spezifischen Fall übertragen werden .
- akute myofasziale Schmerzen führen beim bilateralen Messen nicht generell zur Reduktion der summierten Bisskräfte im Vergleich zur Gesamtpopulation
- eine positive Korrelation zwischen Destruktionspotential und großen maximalen Kaukräften ist wahrscheinlich.

Studien müssen hier jedoch Klarheit bringen, ob eine differenziertere Risikoanalyse bei anstehendem Zahnersatz und hoher Bisskraft (z.B. > 600 N unilateral) möglich und in Folge dessen aus forensischen Gründen anzuraten ist.

4.3 Bisskräfte und Implantate

In diesem Zusammenhang wird auch auf eine Studie von Demenko et al³⁶ hingewiesen, die die maximale Bisskraft als Kriterium für die Auswahl von Implantaten bei angenommener durchschnittlicher Elastizität des kortikalen Knochens von 13.7 GPa und maximaler Belastung des Knochens mit 100Mpa zum Inhalt hat (Abb 13). In Länge und Breite unterdimensionierte Implantate können nach seinen

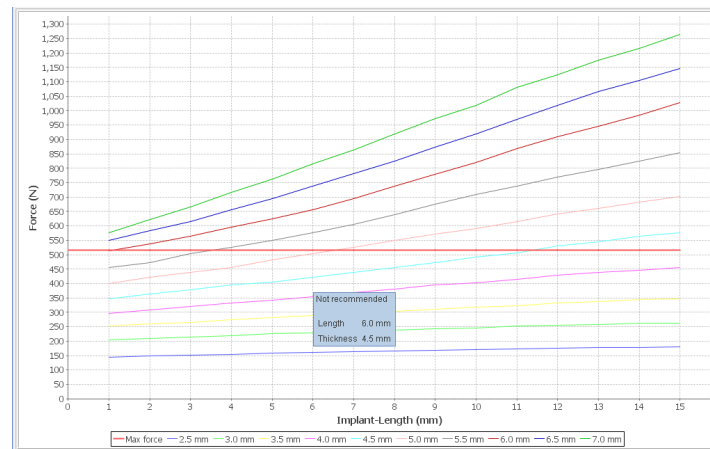


Abb 13: Implantatempfehlung nach Demenko: alle Dimensionen unter dem maximalen, unilateral gemessenen Wert sind nicht zu empfehlen, da sie die angenommene Höchstbelastung von 100 Mpa am krestalen Knochen überschreiten..(biteFork Software)

Berechnungen an einem FEM Modell demnach zu Spannungen an dem Interface Knochen/ Implantat an der krestalen Eintrittsstelle des Implantates führen, die einen Knochenverlust zur Folge haben kann. Nach Berechnungen von Maeda et al³⁷ an einem FEM Modell mit Platform Switching und simulierter Kraft von 10 N sind die Spitzenkräfte zwar für den krestalen Knochen günstiger verteilt, führen jedoch bei verschraubten Abutments auf diesem Implantattyp zu Material eigenen Risiken. Obwohl bei Demenko's Studien kein Platform Switching berücksichtigt wurde, stellt sich doch die Frage, warum Ultrakurz- Implantate scheinbar funktionieren, und ob durch inhibitorische Afferenzen bei diesem Implantattyp große Kräfte überhaupt ausgeübt werden können. Letzteres könnte auch bei der Erfolgsquote von Implantationen mit Sinuslift eine Rolle spielen³⁸. Um aus den Daten von Maximalkraftmessungen in der Praxis eine verlässliche Empfehlung zu geben, ist jedoch neben der Berücksichtigung der Implantatform und -dimension die Kenntnis der Knochenelastizität am Implantationsort Voraussetzung. Hier gibt es noch Forschungs- und Entwicklungsbedarf. Auch wenn eine klinischen Anwendung Demenko's Berechnungen strittig sein möge, scheint es nach Ansicht des Autors für den Praktiker sinnvoll zu sein, bis weitere gesicherte Daten vorliegen, Patienten mit sehr hohen Bisskräften (> 600 N unilateral) zu genügend dimensionierten Implantaten oder bei ungenügendem Knochenangebot dementsprechend zu mehreren Implantaten zu raten, sowohl aus bio-mechanischen als auch Material eigenen Gründen (mögliche Frakturen von Implantatstrukturen).

4.4 Bisskräfte zur Normierung bei EMG

Wenn subjektive Maximal-Bisskräfte als sogenannte MVCs (maximal voluntary contractions) ohne Kenntnis absoluter Werte als Referenzparameter (Normierung, Standardisierung) zur Bestimmung weiterer biometrischer Daten herangezogen werden, muß man berücksichtigen, dass die MVC je nach Einfluß vom afferenten Input und eventuell zentral veränderten Efferenzen stark fluktuiert. Der Patient selbst wird die Maximalkraft als solche immer gleich empfinden.

Um beispielsweise eine standardisierte EMG Messung bei isometrischen Belastungen vorzunehmen, die zum Ziel hat, muskuläre Störungen zu erkennen, sollte neben der Lokalisation der Elektroden auch die Stellung der muskulär geführten Gelenke und die ausgeübte Kraft identisch sein. Durch das biteFork System sind die beiden letztgenannten Voraussetzungen reproduzierbar, was zu einer Standardisierung der gemessenen Werte beim Monitoring über mehrere Sitzungen beim einzelnen Patienten und bei Studien am Kollektiv beitragen kann (Abb 2, Abb 14) .

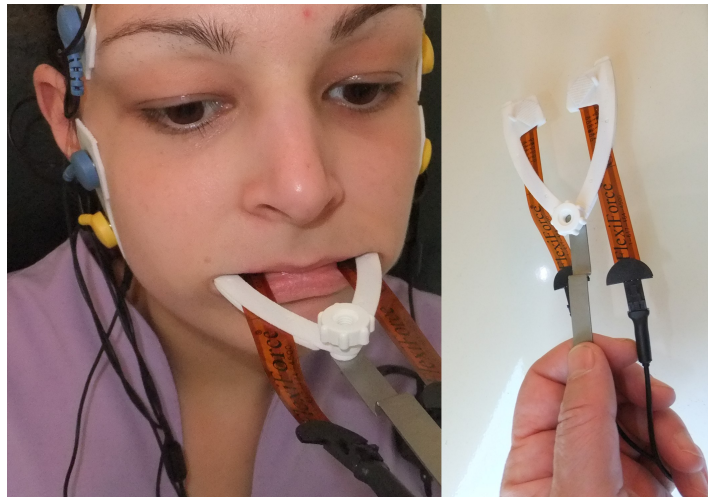


Abb 14: Verwendung einer Montierhilfe bei lang andauernden simultanen sEMG und Beißkraft-Messungen oder Biofeedback Sitzungen

Zudem kann z.B. ein chronischer parodontaler Schmerz (nozizeptiver afferenter Input) mit wechselnder Intensität zu vergeblichen Bemühungen des Patienten führen, in einem gewissen Zeitraum die gleichen absoluten Maximal-Bisskräfte auszuüben. Durch Division der EMG Werte durch die gemessene Kraft (Normierung) bei gleicher Gelenkstellung wäre ein besserer Vergleich der EMG Aktivitäten in Folgesitzungen möglich. Zu bedenken ist jedoch, dass das biteFork System nur in begrenzten Regionen bi- oder unilateral zur Anwendung kommt, sodass dies nicht das EMG Muster der Maximalkraft bei Interkuspidation wiedergibt. Bei dem biteFork System werden nur die die Muskelaktivität beeinflussenden afferenten Potentiale von ausgewählten sensorischen Messorganen (Zähne) evoziert.

4.5 Bisskraftanalyse zur Bestimmung und Monitoring der Motorkontrolle

Nozizeptiver Input führt bei EMG Messungen zu Veränderungen³⁹, da ein Schmerz die Motorik nach alternativen Strategien suchen läßt, das angestrebte Ziel zu erreichen, ohne dass zwangsläufig muskuläre Pathologien vorliegen müssen. Läßt man den Patienten mit vorangegangenem nozizeptivem Input mit einer bestimmte Kraft F unilateral zubeissen, kann es sein, dass er diese Kraft wegen der neuen Strategie mit 20 % Masseter - und 80 % Temporalis anterior Beteiligung erreicht (den Pterygoideus nicht berücksichtigend). Dies würde mittelfristig zur einer Überlastung bestimmter Muskelfasern des Temporalis führen, mit der erhöhten Wahrscheinlichkeit zur Ausbildung myofaszialer Schmerzen. Ziel der Therapie wäre dann beispielsweise, die prozentualen Anteile beider Muskeln bei isometrischem Zubiss mit gleicher Kraft F z.B. mit Hilfe visuellem Feedback (Biofeedback: siehe unten) in den Folgesitzungen anzugleichen..

Ein neuer, interessanter Ansatz zur Einschätzung einer gut funktionierenden Motorkontrolle des muskuloskelettalen Systems gibt es von Latash et al⁴⁰. Hier wird die Hypothese vertreten, dass ein synergistisches System zusammengesetzt aus Komponenten mit hohen Freiheitsgraden einen 'Raum' zur Verfügung stellt, in dem all die Komponenten, die zur Ausführung einer Aufgabe benötigt werden, unkontrolliert in allen möglichen Variationen zusammenarbeiten dürfen (UCM: uncontrolled manifold). Der Raum wird durch den propriozeptiven Input begrenzt. Das System arbeitet nur dann synergistisch, wenn die Variabilität des erreichten Zieles gering ist. Würde diese Variabilität steigen, steigt auch die zu verbrauchende Energie der beitragenden Faktoren. Auf das mastikatorische System übertragen heißt das, um eine bestimmte Bisskraft eine Zeit lang zu halten, stellt das ZNS diesen 'Raum' für die beitragenden einzelnen Kaumuskelaktivitäten zur Verfügung. In diesem Raum sollen die Werte der angestrebten Bisskraft möglichst kleine Variabilitäten aufweisen. Hier können sich die Aktivitäten der Kaumuskeln unkontrolliert entfalten, solange sie nicht die Grenzen des Raumes, der durch den afferenten Input (Zähne, Muskeln, Knochen, Kiefergelenk) gegeben ist, überschreiten.

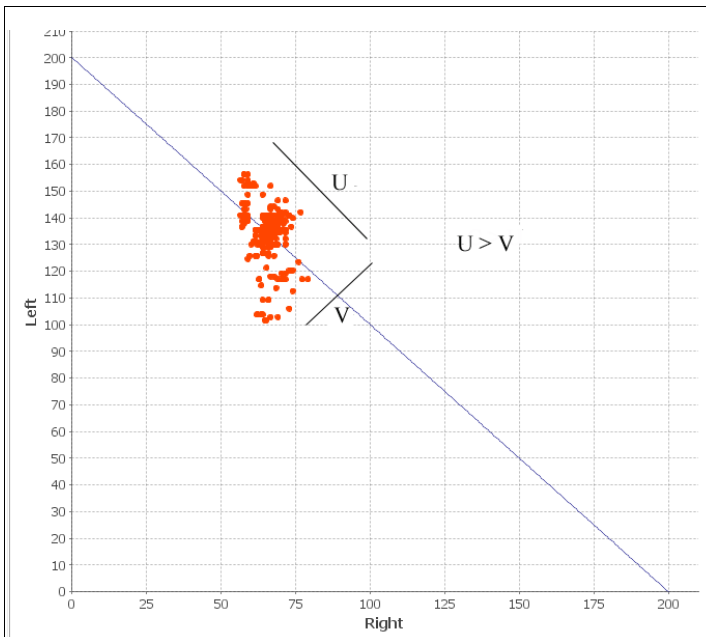


Abb 15: UCM (uncontrolled manifold) Analyse nach Latash: der Patient wurde aufgefordert, bilateral zuzubeißen und 200 Newton für ca 10 Sekunden einzuhalten. Die Varianz V ist kleiner als U : das motorische System arbeitet synergistisch.

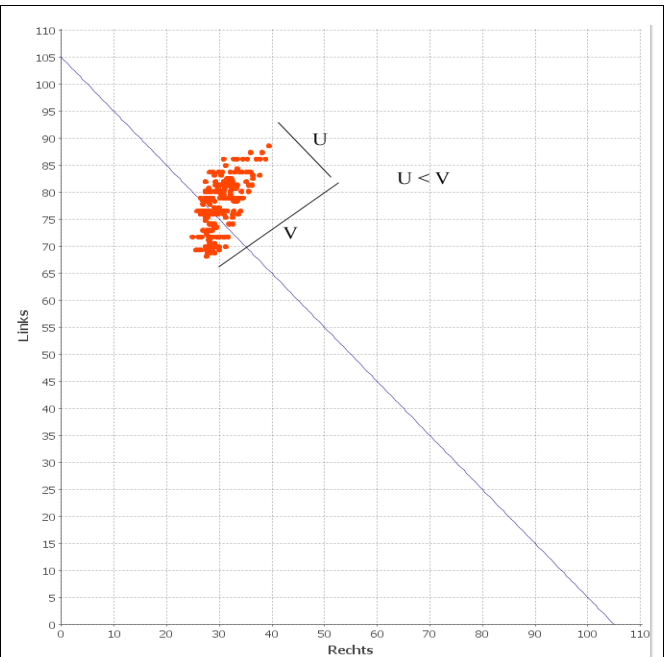


Abb 16: Der Patient wurde aufgefordert, bilateral zuzubeißen und 105 Newton für ca 10 Sekunden einzuhalten. Die Varianz V ist größer als U : das motorische System arbeitet eher nicht synergistisch. (biteFork Software)

Graphisch dargestellt bedeutet dies in der einfachsten Form, dass bei anvisierter bilateraler Kraft die Werte der unilateralen Kräfte der linken und rechten Seite bei synergistischem Verhalten eine Punktwolke bilden, die möglichst nah entlang der Linie der bilateralen Kraft liegt (Abb 15). Bei nicht-synergistischem Verhalten (große Variabilität) wäre die Wolke als Ellipsoid senkrecht zu dieser Linie. Je größer das Verhältnis U zu V (Abb 16) um so synergistischer arbeitet das System, je kleiner das Verhältnis um so weniger synergistisch (um so mehr myogener Stress). Nach ersten Beobachtungen zeigen Patienten mit ausgeprägten muskulären Schmerzen geringere Links-Rechts-Synergien, d.h. eine schlechtere Motorkontrolle. Studien müssen diese Hypothese noch bestätigen.

4.6 Biofeedback mit Bisskräften

Es ist nicht selten, dass nach Ausschaltung des nozizeptiven Inputs das Missverhältnis im EMG Temporalis/Masseter durch den negativen Lerneffekt und die folgende muskuläre Adaption weiterhin existiert. Hier besteht nun die Möglichkeit, durch visuelles Feedback der Masseter und Temporalis EMG Graphen an den Patienten bei konstant ausgeführter Bisskraft das Missverhältnis bewußt zu reduzieren. Scheinbar geht es sogar einfacher: Hellmann et al⁴¹ haben in einer Studie festgestellt, dass die Reduzierung von muskulären Beschwerden auch über das alleinige Feedback anvisierter, stufenweise verschiedener bilateraler Kräfte eintreten kann, ohne dass der Patient sich auf einen speziellen Muskel oder eine Seite konzentrierte. Ob mit oder ohne EMG, eine mögliche Erklärung wäre, dass bei beiden Verfahren der zur Wiedererlangung einer physiologischen Motorik zu Grunde liegende neurophysiologische Mechanismus allein im Erlernen kontrollierter abgestufter Kontraktionen und damit in einer Verbesserung der Diskreminierungsfähigkeit der Muskelaktivität liegt (Abb 17).

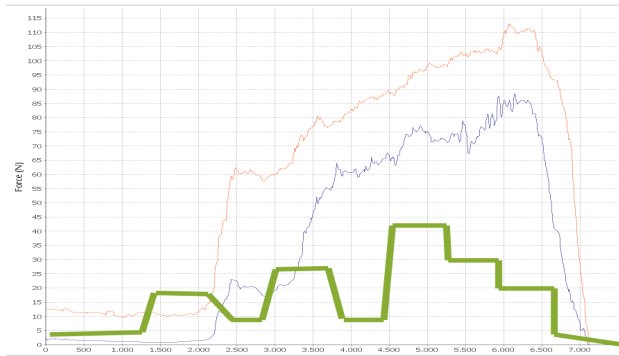


Abb 17: Der Patient wird aufgefordert, am Bildschirm mit seinen Kaukräften vorgegebenen Mustern zu folgen. Hiermit kann eine Up- oder Down- Regulation der mastikatorischen Kräfte erfolgen. (biteFok Software)

4.7 Bisskräfte in der Zeitdomäne

Jede Muskelkontraktion ist mit einem physiologischem Tremor vergesellschaftet. Der Tremor selbst ist abhängig von peripheren und zentralen Steuermechanismen^{42,43,44}. So haben Sowman et al⁴⁵ nachgewiesen, dass durch Anästhesie von Unterkiefermolaren, also Ausschaltung der Propriozeptoren des Parodonts, eine deutliche zentral gesteuerte Reduktion einer physiologischen 8 Hertz Kohärenz der Masseteren bei isometrischen Kaubelastungen zur Folge hat. Sie vermuten, dass dadurch eine schnelle Antwort der Muskulatur auf okklusale Interferenzen erschwert wird. Tremor kann auch durch ZNS Pathologien (z.B. Parkinson⁴⁶) und Intoxikationen^{47,48} verändert werden. Inwieweit Muskelsschmerzen den Tremor beeinflussen ist nicht bekannt. Erste Beobachtungen des Autors zeigen bei myofaszialen Schmerzen gewisse Veränderungen im 5-15 Hertz und 55-75 Hertz Bereich. Obwohl noch großer Forschungsbedarf besteht, hat nach Meinung des Autors die Tremoranalyse der Kaumuskeln ein Potential für zukünftige Diagnostik in

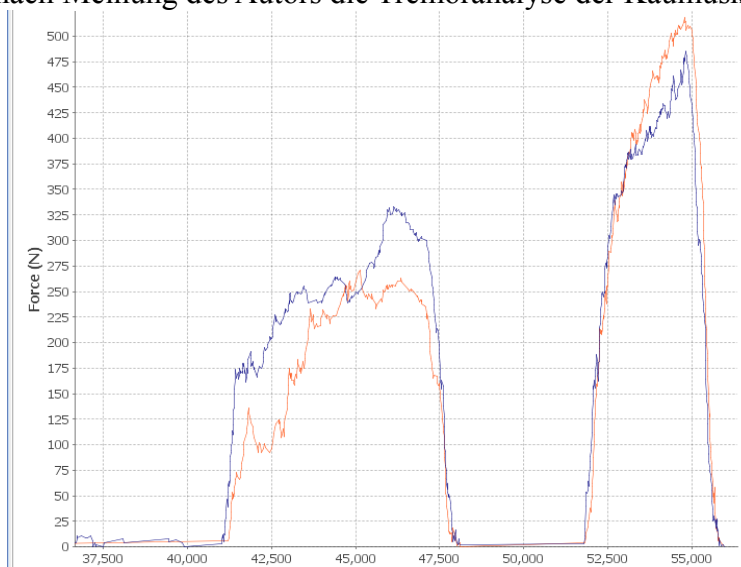


Abb 18: Rampenförmiger Anstieg der Kraft kann auf Funktionsstörung durch schmerzhafte Prozesse hindeuten (biteFork Software)

spezialisierten Zahnarztpraxen. In der Zeitdomäne des Maximalbisses liegen u.U. noch weitere Indizien für Muskelpathologien. So ist die Zeit zum Erreichen der Maximalkraft und das Entspannen bis zum Ausgangsniveau beim Gesunden sehr kurz. Rampenförmige An- und Entspannungen eventuell mit hoher Variabilität deuten auf pathologische, eventuell nicht adaptierte Muskelfunktionalität hin(Abb18). Auch in der Mustererkennung des „ Beiß-Signals“ liegt zukünftiges Potential, Störungen vielfältiger Ursache zu erkennen.

Fatigue der Kaumuskeln^{49,50} ist in der Zeit- und Frequenzdomäne mit dem bitefork System zu erkennen. In der Zeitdomäne stellt sie sich als vorzeitigen Abfall der zu haltenden anvisierten Bisskraft, in der Frequenzdomäne als Shift zu niedrigeren Frequenzen im EMG und damit möglicherweise in der Tremoranalyse dar (Abb19).

Muskelfatigue im Monitoring funktioneller Behandlungen hat jedoch nur bei konstanten und reproduzierbaren submaximalen Bisskräften eine diagnostische Relevanz.

Das Monitoring von Beißkräften über größere Zeiträume, erlaubt eine Bewertung orthopädischer, chirurgischer⁵¹ und rehabilitativer Maßnahmen, die eine Verbesserung der Kaufunktionalität zum Ziel haben. Voraussetzung für ein aussagekräftiges Monitoring über größere Zeiträume ist jedoch eine gute Reliabilität des Kräfte messenden Systems⁵².

Fazit: Die Messung absoluter Bisskräfte bietet interessante Einblicke in die Biomechanik und Neurophysiologie. Sie kann zur Verbesserung der Diagnostik und der Risikoanalyse in der zahnärztlichen Praxis beitragen. Zudem kann sie auch zu therapeutischen Zwecken angewandt werden. Gesicherten Anwendungen müssen jedoch noch viele validierte Studien vorausgehen. Die zu Beginn dieses Artikels vorgelegte Studie soll hier einen Beitrag dazu leisten.

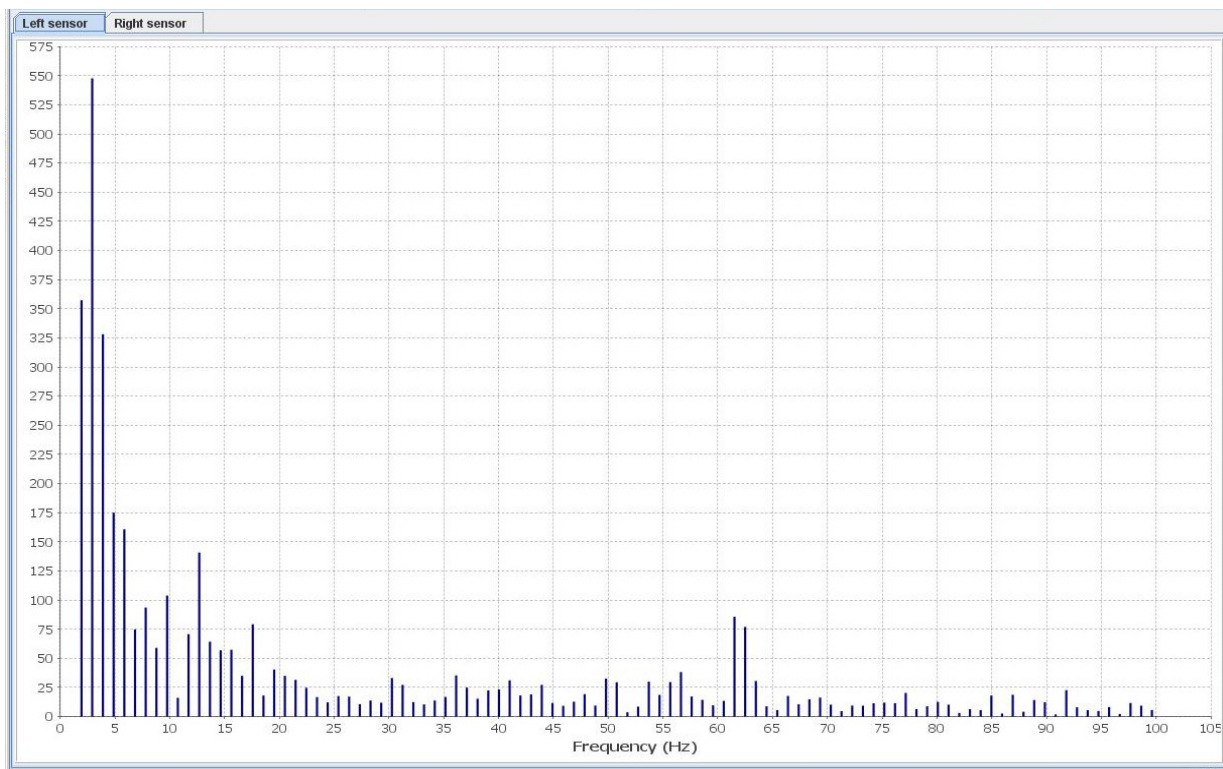


Abb 19: Frequenzanalyse maximaler Beißkräfte über mehrere Sekunden. Hat der Peak im Bereich 55-65 Hertz eine klinische Bedeutung? (biteFork Software)

Texte zu Abbildungen:

Abb 1: Handstück des biteForce Systems (Vi.me.S., Igel, Deutschland)

Abb 2: Platzierung der Bissgabel mit Silikon zwischen 2.Prämolaren und 1. Molaren mit Hilfe eines Pins

Abb 3: Histogramm der aufaddierten Kräfte

Abb 4: Kein signifikanter Beißkraft Unterschied zwischen den Geschlechtern

Abb 5: Histogramm der bilateral gemessenen unilateralen Kräfte

Abb 6: Regression 4. Grades zeigt Beißkraftverlust ab dem 3. Lebensjahrzehnt

Abb 7: Schmerzen verändern die aufaddierten bilateralen Kräfte nicht signifikant

Abb 8: Schmerz verändert den Asymmetrie Index signifikant

Abb 9: Geschlecht hat signifikanten Einfluß auf den Asymmetrie Index

Abb 10: 30 % bzw 50 % absolute Differenz entsprechen 18% bzw 33% AI bei 50 Newton Differenzen

Abb 11: Der motorische Kern des n. trigeminus erhält starke kontralaterale, und schwächere ipsilaterale Impulse vom Cortex

Abb 12: Oben: normale Verteilung der bilateral gemessenen Kräfte, d.h. Reduzierung der Kräfte nach anterior.;

Unten: leichter Anstieg der Kräfte nach anterior: typisch für Bruxer?

Abb 13: Implantatempfehlung nach Demenko: alle Dimensionen unter dem maximalen, unilateral gemessenen Wert sind nicht zu empfehlen, da sie die angenommene Höchstbelastung von 100 Mpa am krestalen Knochen überschreiten..

Abb 14: Verwendung einer Montierhilfe bei lang andauernden simultanen sEMG und Beißkraft-Messungen oder Biofeedback Sitzungen

Abb 15: Der Patient wurde aufgefordert, bilateral zuzubeißen und 105 Newton für ca 10 Sekunden einzuhalten. Die Varianz V ist größer als U: das motorische System arbeitet eher nicht synergistisch..

Abb 16: UCM (uncontrolled manifold) Analyse nach Latash: der Patient wurde aufgefordert, bilateral zuzubeißen und 200 Newton für ca 10 Sekunden einzuhalten. Die Varianz V ist kleiner als U: das motorische System arbeitet synergistisch.

Abb 17: Der Patient wird aufgefordert, am Bildschirm mit seinen Kaukräften vorgegebenen Mustern zu folgen. Hiermit kann eine Up- oder Down- Regulation der mastikatorischen Kräfte erfolgen.

Abb 18: Rampenförmiger Anstieg der Kraft kann auf Funktionsstörung durch schmerzhafte Prozesse hindeuten

Abb 19: Frequenzanalyse maximaler Beißkräfte über mehrere Sekunden. Hat der Peak im Bereich 55-65 Hertz eine klinische Bedeutung?

Literatur:

1 Chai H, Lee JJ, Lawn BR. On the chipping and splitting of teeth. J Mech Behav Biomed Mater. 2011 Apr;4(3):315-21

2 Kerstein RB, Radke J. A comparison of fabrication precision and mechanical reliability of 2 zirconia implant abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008 Nov-Dec;23(6):1029-36

3 Lee JJ, Constantino PJ, Lucas PW, Lawn BR. Fracture in teeth: a diagnostic for inferring bite force and tooth function. Biol Rev Camb Philos Soc. 2011 Nov;86(4):959-74

4 Raabe D, Harrison A, Ireland A, Alemzadeh K, Sandy J, Dogramadzi S, Melhuish C, Burgess S. Improved single- and multi-contact life-time testing of dental restorative materials using key characteristics of the human masticatory system and a force/position-controlled robotic dental wear simulator. Bioinspir Biomim. 2011 Dec 8;7(1):016002

5 Ragauska A, Apse P, Kasjanovs V, Berzina-Cimdina L. Influence of ceramic inlays and composite fillings on fracture resistance of premolars in vitro. Stomatologija. 2008;10(4):121-6

6 Rosentritt M, Behr M, Scharnagl P, Handel G, Kolbeck C. Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study. Int J Prosthodont. 2011 Sep-Oct;24(5):4658

7 Pereira LJ, Gavião MB, Bonjardim LR, Castelo PM, van der Bilt A., Muscle thickness, bite force, and craniofacial dimensions in adolescents with signs and symptoms of temporomandibular dysfunction. Eur J Orthod. 2007 Feb;29(1):728
8 Van Eijden TM, Van Ginkel FC, Prahll-Andersen B., Human jaw muscle strength and size in relation to limb muscle strength and size. Raadsheer MC, Eur J Oral Sci. 2004 Oct;112(5):398-405
9 van Eijden TM, van Ginkel FC, Prahll-Andersen B.J, Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. Raadsheer MC, Dent Res. 1999 Jan;78(1):3142
10 Drăgulescu D, Rusu L, Dreucean M, Toth-Tascau M. Stress and deformation analysis induced by dental implants in mandible. Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi. 2006 Jan-Mar;110(1):232-5
11 Poiate IA, de Vasconcellos AB, de Santana RB, Poiate E. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. J Periodontol. 2009 Nov;80(11):1859-67
12 Akça K, Akkocaoğlu M, Cömert A, Tekdemir I, Cehreli MC. Human ex vivo bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary overdentures. Clin Oral Implants Res. 2005 Dec;16(6):715-22
13 Gonzalez Y, Iwasaki LR, McCall WD Jr, Ohrbach R, Lozier E, Nickel JC. Reliability of electromyographic activity vs. bite-force from human masticatory muscles. Eur J Oral Sci. 2011 Jun;119(3):219-24
14 Ioi H, Kawakatsu M, Nakata S, Nakasima A, Counts AL. Mechanomyogram and electromyogram analyses during isometric contraction in human masseter muscle. Aust Orthod J. 2008 Nov;24(2):116-20
15 Kim KS, Byun YS, Kim YJ, Kim ST. Muscle weakness after repeated injection of botulinum toxin type A evaluated according to bite force measurement of human masseter muscle. Dermatol Surg. 2009 Dec;35(12) : 1902-6
16 Lobbezoo F, Sowman PF, Türker KS. Modulation of human exteroceptive jaw reflexes during simulated mastication. Clin Neurophysiol. 2009 Feb;120(2):398-406
17 Waltimo A, Könönen M., A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults, Scand J Dent Res. 1993 Jun;101(3):171-5
18 van Eijden TM, Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment, Arch Oral Biol. 1991;36(7):535-9
19 McCarroll RS, Naeije M, Kim YK, Hansson TL. Short-term effect of a stabilization splint on the asymmetry of submaximal masticatory muscle activity. J Oral Rehabil. 1989; 16: 171-176
20 http://www.mathworks.de/help/toolbox/stats/boxplot.html
21 Roldán S, Buschang PH, Isaza Saldarriaga JF, Throckmorton G. Reliability of maximum bite force measurements in age-varying populations. J Oral Rehabil. 2009 Nov;36(11):801-7
23 Kravchenko A, Reproducibility of muscle activity in chewing tasks - a clinical study , Dissertation (2011), http://docserv.uni-duesseldorf.de/servlets/DocumentServlet?id=18318
24 Kiliaridis S, Katsaros C, Raadsheer MC, Mahboubi PH. Bilateral masseter muscle thickness in growing individuals with unilateral crossbites, J Dent Res. 2000;79:497.
25 GOMES, Simone Guimarães Farias et al . Chewing side, bite force symmetry, and occlusal contact area of subjects with different facial vertical patterns., Braz. oral res., São Paulo, v. 25, n. 5, Oct. 2011
26 Rollman GB, Lautenbacher S. Sex differences in musculoskeletal pain. Clin J Pain. 2001 Mar;17(1):20-4
27 Hodges P, Tucker K, Moving differentially in pain: A new theory to explain the adaptation to pain, Pain 152 (2011) S90-S98
28 ABEKURA, H., KOTANI, H., TOKUYAMA, H. and HAMADA, T. (1995), Effects of occlusal splints on the asymmetry of masticatory muscle activity during maximal clenching. Journal of Oral Rehabilitation,

22: 747–752

29 Vogel N, Effectiveness of active exercises for CMD- a systematic review, German Dental Journal, 6 (2012), 372-384

30 Zhao Y, Ye D., Measurement of biting force of normal teeth at different ages, Hua Xi Yi Ke Da Xue Xue Bao. 1994 Dec;25(4):414-7

31 Calderon Pdos S, Kogawa EM, Lauris JR, Conti PC. The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. J Appl Oral Sci. 2006 Dec;14(6):448-53

32 Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF, Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study . , J Prosthet Dent. 2002 Nov;88(5):498-502

33 Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM, Single tooth bite forces in healthy young adults., J Oral Rehabil. 2004 Jan;31(1):18-22

34 Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH., The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch., J Oral Rehabil. 1998 Sep;25(9):681-6.

35 van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Bosman F. The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. J Dent Res. 2002 Mar;81(3):170-3

36 Duygu Koca, Arife Doganb, Bulent Bekb, Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review, Eur J Dent 2010;4:223-232

37 Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. J Oral Rehabil. 2001 May;28(5):485-91

38 Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A.J, Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. Dent Res. 2011 Oct;90(10):1211-5

39 Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clin Oral Implants Res. 2007 Oct;18(5):581-4

40 Hwang KG, Song SI, Kim SW, Lee SH, Kim YM, Shim KS.J, Sinus augmentation with beta-TCP, Korean Assoc Oral Maxillofac Surg. 2004 Oct;30(5):428-433

41 Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Colombo A, Schmitz JH, The effects of a single intercuspal interference on electromyographic characteristics of human masticatory muscles during maximal voluntary teeth clenching., Cranio. 1999 Jul;17(3):184-8

42 Latash, M.L., J.P. Scholz, and G. Schöner. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability, Exerc. Sport Sci. Rev., Vol. 30, No. 1, pp 26 –31, 2002

43 Hellmann D, Giannakopoulos NN, Blaser R, Eberhard L, Rues S, Schindler HJ, Long-term training effects on masticatory muscles, J Oral Rehabil. 2011, Dec;38(12):912-20

44 Jaberzadeh S, Miles TS, Nordstrom MA., Organisation of common inputs to motoneuron pools of human masticatory muscles., Clin Neurophysiol. 2006 Sep;117(9):1931-40

45 Sowman PF, Türker KS. Mandibular tremor during isometric contractions. Arch Oral Biol. 2007 Apr;52(4):353-6

46 Broekhuijsen ML, van Willige, Influence of visual feedback on human isometric bite-force tremor, JD. Arch Oral Biol. 1994 Feb;39(2):117-20

47 Sowman PF, Brinkworth RS, Türker KS. Periodontal anaesthesia reduces common 8 Hz input to masseters during isometric biting. Exp Brain Res. 2006 Mar;169(3):326-37

48 Durham TM, Hodges ED, Henry MJ, Geasland J, Straub P. Management of orofacial manifestations of Parkinson's disease with splint therapy: a case report. *SpecCare Dentist*. 1993 Jul-Aug;13(4):155-8

49 Tarlaci S. Citalopram-induced jaw tremor. *Clin Neurol Neurosurg*. 2004Dec;107(1):73-5

50 Lucchini RG, Guazzetti S, Zoni S, Donna F, Peter S, Zacco A, Salmistraro M, Bontempi E, Zimmerman NJ, Smith DR. Tremor, olfactory and motor changes in Italian adolescents exposed to historical ferromanganese emission. *Neurotoxicology*. 2012 Jan 31

51 Torisu T, Wang K, Svensson P, De Laat A, Fujii H, Arendt-Nielsen L. Effects of muscle fatigue induced by low-level clenching on experimental muscle pain and resting jaw muscle activity: gender differences. *Exp Brain Res*. 2006Oct;174(3):566-74

52 Svensson P, Burggaard A, Schlosser S, Fatigue and pain in human jaw muscles during a sustained, low-intensity clenching task. *Arch Oral Biol*. 2001 Aug;46(8):773-7

53 Thomas GP, Throckmorton GS, Ellis E 3rd, Sinn DP. The effects of orthodontic treatment on isometric bite forces and mandibular motion in patients before orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 1995 Jun;53(6):673-8; discussion 678-9

Abstract

Ziel der vorliegenden retrospektiven Studie an 154 Patienten war die Aufarbeitung maximaler Beißkräfte, die im bilateralen Messverfahren gewonnen wurden, und die Beantwortung der Frage, ob Schmerzen sich auf Beißkraft-Symmetrien auswirken. Es wurde retrospektiv nach Datei-Eintrag eine Kategorisierung in Schmerz und Nicht-Schmerzpatienten vorgenommen. Der Mittelwert der summierten Kräfte betrug 387 Newton. Die höchste summierte Kraft war 1002 Newton. Männer hatten im Schnitt 8 Newton bilateral mehr Kraft aufzuweisen als Frauen. Die durchschnittlichen maximalen unilateralen Kaukräfte, also für rechts oder links, waren 186,59 Newton. Die Differenz der durchschnittlichen Kraft der linken und rechten Seite betrug 1,2 +/- 1,0 Newton. Betrachtet man jedoch den für jeden Patienten ermittelten Asymmetrie Index (zur auffaddieren bilateralen Kraft genormten Differenz in Prozent) erhält man eine überraschend hohe mittlere Abweichung der linken und rechten Seite über das gesamte Patientenkollektiv von 24,4 +/- 17,2, %). Es hat sich gezeigt, dass die Gesamtbeißkraft nicht signifikant durch Schmerzen im Kiefer- und Gesichtsbereich beeinflusst wird (p= 0.9523). Demgegenüber hatten Schmerzen (p= 0.0108) und Geschlecht (p=0.0126) einen signifikanten Einfluß auf mastikatorische Asymmetrien. Aus den Studienergebnissen wird gefolgert, dass im Falle eines erhöhten Asymmetrie Indexes im mastikatorischen System dies als motorische Adaption an einen nozizeptiven Input zu deuten ist. Die klinische Bedeutung wäre, dass Asymmetrien einem Monitoring zu unterwerfen sind, damit chronische, für das muskulo-skelettale System schädliche Adaptionen erkannt und behandelt werden können. Eine mögliche Erklärung für die Schmerz spezifische Asymmetrie wird präsentiert. Die Gründe für die geschlechtsspezifische Asymmetrie sind zur Zeit unklar. In einer anschließenden Diskussion wird auf die Bedeutung und Möglichkeiten der Beißkraftmessungen im klinischen Bereich eingegangen.