

H. W. Weisskircher

Maximum bilateral masticatory forces in patients with and without pain

Maximale bilaterale Beißkräfte bei Schmerz- und Nichtschmerzpatienten

Dr. med. dent. Hans-Werner Weisskircher, niedergelassen in Praxis, Igel

Dr. med. dent. Hans-Werner Weisskircher, Private dental practice, Igel, Germany

Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden retrospektiven Studie an 154 Patienten im Alter zwischen 9 und 87 Jahren war die Aufarbeitung maximaler Beißkräfte, die im bilateralen Messverfahren gewonnen wurden, und die Beantwortung der Frage, ob sich Schmerzen auf Beißkraftsymmetrien auswirken. Es wurde nach Dateieintrag eine Kategorisierung in Schmerz- und Nichtschmerzpatienten vorgenommen. Die höchste bilateral summierte Kraft betrug 1002 Newton, der Mittelwert lag bei 376 ± 176 Newton. Die durchschnittlichen maximalen unilateralen Kaukräfte, also für rechts oder links, waren 188 ± 103 Newton. Der Asymmetrie-Index über das gesamte Patientenkollektiv betrug $24,4 \pm 17,2$ %. Die Gesamtbeißkraft wurde nicht signifikant durch Schmerzen im Kiefer- und Gesichtsbereich beeinflusst ($p > 0,05$). Demgegenüber hatten Schmerzen ($p = 0,01$) und Geschlecht ($p = 0,01$) einen signifikanten Einfluss auf mastikatorische Asymmetrien. Aus den Studienergebnissen wird gefolgert, dass ein erhöhter Asymmetrie-Index im mastikatorischen System als motorische Adaption an einen nozizeptiven Input zu deuten ist. Der Studie vorangestellt sind Anmerkungen über die klinische Relevanz und Möglichkeiten der Beißkraftmessung.

Indizes: *Beißkraftanalyse, mastikatorischer Asymmetrie-Index, Kiefer- und Gesichtsschmerz, CMD, UCM-Analyse, Frequenzanalyse*

Abstract

The objective of the present retrospective study, with 154 patients between 9 and 87 years of age, was to identify the maximum masticatory forces, which had been obtained with a bilateral measuring method, and to answer the question as to whether pain influences the symmetry of masticatory forces. The patients were categorized as 'with' or 'without' pain according to their patient files. The highest total bilateral force was 1,002 N; the mean was 376 ± 176 N. The average maximum unilateral chewing forces, i.e. either right or left, were 188 ± 103 N. The total asymmetry index over the entire patient population was 24.4 ± 17.2 %. The total masticatory force was not influenced significantly by pain in the maxillofacial region ($P > 0.05$). By contrast, pain ($P = 0.01$) and gender ($P = 0.01$) did have a significant influence on the occurrence of masticatory asymmetry. The study results permit the conclusion that an increased asymmetry index in the masticatory system must be interpreted as a motor adaptation to a nociceptive input. The study is prefaced by some remarks about the clinical relevance and the possibilities of measuring masticatory forces.

Keywords: *Analysis of masticatory forces, masticatory asymmetry index, maxillofacial pain, TMD, UCM analysis, frequency analysis*



Introduction

Knowing the maximum masticatory forces is an essential requirement for research in dentistry. Investigations on critical failure loads on dentures^{1,2-6}, biomechanical analyses of morphology⁷⁻⁹ finite element method (FEM) simulations^{10,11}, studies on the healing or survival times of dental implants¹², neurophysiological effects of proprioceptors or EMG measurements of the masticatory muscles^{13,14-16} cannot be interpreted without comparing them to the maximum possible loads in the masticatory system.

However, measuring masticatory forces has not yet achieved any significance in practical applications. This may be due to the fact that so far, no convenient device has been available to this end^{17,18}. And yet, the measuring of masticatory forces has a potential benefit for practitioners that is relevant both clinically and in diagnosis. For example, bilateral asymmetric muscle activations using electromyography (EMG) have been reported in painful functional disorders.¹⁹ These suggest the presence of left-to-right discrepancies in bilaterally measured forces due to the linear correlation between masticatory force and the EMG. In connection with this hypothesis, this retrospective study also tries to answer the question as to how bilaterally determined maximum masticatory forces are distributed over the population of a dental practice. But first, the following section will highlight some possibilities of the still largely unknown method of analysing masticatory forces for functional diagnostics.

Notes on the clinical relevance of maximum masticatory force registrations

Every dentist has experience with patients who have repeatedly damaged ceramic restorations or have broken maxillary dentures at sites that were actually manufactured solidly. In such cases, the doctor might send the patient home with the suspected cause being extraordinarily high masticatory forces.

However, neither the patients nor their doctor will usually ever learn how high the forces really are. To be able to disclose this secret, measurements of masticatory forces would have to be easy to take.

If the purpose of measuring masticatory forces in the dental office is seriously considered, the following questions will arise:

- Which added value for the diagnosis is there in measuring masticatory forces?
- What could these measurements be important for?
- What is their potential for future developments?

Einleitung

Die Kenntnis maximaler Beißkräfte ist eine wesentliche Voraussetzung für die zahnmedizinische Forschung. Die Untersuchung kritischer Bruchlastkräfte für Zahnersatz^{1,2-6}, biomechanische Analysen der Morphologie⁷⁻⁹, FEM-Simulationen^{10,11} und 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 Kausystems 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 Potenzial, dass für den Praktiker von klinisch relevantem insbesondere diagnostischem Nutzen sein könnte. So wird von bilateral asymmetrischen elektrischen Muskelaktivierungen (EMG) bei schmerzhaften Funktionsstörungen berichtet¹⁹, die aufgrund der linearen Korrelation zwischen Beißkraft und EMG auch Links/Rechts-Abweichungen bilateral gemessener Kräfte vermuten lassen. Die an diese Vermutung anknüpfende Fragestellung, wie sich bilateral gewonnene Maximalbeißkräfte im Patientengut verteilen, versucht diese retrospektive Studie ebenfalls zu beantworten. Doch zuerst sollen im folgenden Abschnitt Anmerkungen zur Beißkraftanalyse und deren Möglichkeiten im Hinblick auf eine noch weitgehend unbekannte Funktionsdiagnostik kurz beleuchtet werden.

Anmerkungen zur klinischen Relevanz von Registrierungen maximaler Beißkräfte

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

Wie groß die Kräfte jedoch 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 Potenzial im Hinblick auf zukünftige Entwicklungen?

Maximalbeißkräfte

Literaturübersicht

Menschliche Maximalbeißkräfte werden in der Literatur mit erheblichen Streuungen aufgeführt²⁰: Diese variieren von 70 bis 1200 Newton (mit 10 Newton kann man ein Gewicht von 1 Kg anheben). Die meisten Studien²¹ zeigen einheitlich, dass Maximalbeißkräfte geschlechtsspezifisch sind: Männer haben im Mittel größere Beißkräfte als Frauen. Wohlgermerkt „im Mittel“ heißt, es gibt Männer, deren Beißkräfte weit unter den mittleren Kaukräften von Frauen liegen, und umgekehrt. Die Anwendung dieser Zahlen im klinischen Alltag ist daher für den Einzelfall problematisch. Die erheblichen Spannweiten der Werte für mittlere „Maximalbeißkräfte“ basieren zudem auch auf unterschiedlicher Lokalisation der Messungen, unterschiedlicher Beteiligung der Muskeln und Auflagen, unterschiedlichen Messapparaturen und -methoden und unterschiedlichem Patientgut²²⁻²⁵.

So kommen bilaterale und unilaterale Messungen natürlich zu unterschiedlichen Ergebnissen, da beim Probanden der Fokus auf drei Elevatoren (M. temporalis, M. masseter, M. pterygoideus medialis) wesentlich geringere Kräfte auslöst als im Gegensatz zu sechs Elevatoren (2x M. temporalis, 2x M. masseter, 2x M. pterygoideus medialis). Messungen in räumlicher Nähe der Wirkungslinie 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 Apparatur, welche die Kraft aufnimmt, aufgebaut ist (Höhe, Aufwinkwinkel, Materialbeschaffenheit), sind die Kraftvektoren und damit auch die rekrutierten Muskelfasern verschieden. In Abhängigkeit davon, welche propriozeptiven Fähigkeiten die der Messapparatur anliegenden Zähne oder der Zahnersatz haben und wie viele Propriozeptoren überhaupt angesprochen werden, ist die Auswahl zentraler Strategien der Motorik anders. Dies kann letztendlich zu unterschiedlichen Muskelaktivierungen und damit eventuell zu submaximalen Beißkräften führen.

Auch akute nozizeptive Störungen bei Muskelpathologien, z. B. bei akuten myofaszialen Triggerpunkten, führen, wie mehrere Studien zeigen, zu einem drastischen

Maximum masticatory forces

Literature review

In the literature, there is considerable variance for the maximum masticatory forces in humans²⁰ with forces between 70 to 1,200 N being reported (with 10 N it is possible to lift a weight of 1 kg). Most studies²¹ agree on the fact that maximum biting forces are gender-specific: on average, men have higher masticatory forces than women. It has to be understood, however, that some men show masticatory forces that are far lower than the mean forces in women and vice versa. Using these values in clinical practice for individual cases is therefore questionable. In addition, the large range in values for maximum masticatory forces is based on different measuring sites, with different involvement of muscles and supports, different measuring instruments and methods, and different patient populations²²⁻²⁵.

Bilateral and unilateral measurements will, of course, lead to different results as focusing on three levator muscles (temporal, masseter and medial pterygoid muscles) triggers considerably lower forces in the subjects than six mandibular levators (2 temporal, 2 masseter and 2 medial pterygoid muscles). Measurements taken in close proximity to the line of action of the resulting force vector of the levator muscles, i.e. in the region of the second molars, will understandably yield higher forces than those taken in the premolar region. Depending on how the appliance absorbing the force is constructed (height, support angle, material properties), these force vectors and thus the recruited muscle fibres, differ. Depending on the proprioceptive capabilities of the teeth or restorations adjacent to the measuring device and on how many proprioceptors are activated at all, the choice of motor strategies by the central nervous system (CNS) is different. This can eventually lead to different muscle activations and may thus result in submaximum masticatory forces.

As several studies have shown, acute nociceptive disturbances in the presence of muscle pathologies, such as acute myofascial trigger points, lead to a dramatic decrease of ipsilateral maximum chewing force. A very good review article about the different factors influencing maximum masticatory forces can be found in Duygu Koca et al²⁶.

There is no consensus in the literature as to whether bruxers have been shown to have increased maximum masticatory forces. In their study, Nishigawa et al²⁷ report cases of bruxers who showed higher values at night than during the day (by approximately 10%) but who showed lower mean maximum forces than non-bruxers.



Fig 1 Handpiece of the biteForce System (Vi.me.S.).

Abb. 1 Handstück des biteForce-Systems (Vi.me.S.).

Observations obtained from our own office population with the bite fork system

During a period of 11 months, more than 700 sets of measurements were taken with the bite fork system (Fig 1). In addition to the data that was included in the study, some further observations will be discussed briefly below: as the concomitant findings were very heterogeneous, no other statistical analyses were carried out than the calculations required for the study.

The first observation by the author can be summed up succinctly: a patient's physiognomy allows no conclusions about their maximum force (such as round face – probably high masticatory force, narrow face – probably low masticatory force).

The second observation concerns the myofascial pain syndrome. It could be assumed that the painful muscular pathologies should cause a dramatic drop in the total masticatory force or pronounced asymmetries. However, this was not the case. This will be described in more detail in the discussion section below.

Interestingly, the very high masticatory forces (> 1000 N as total bilateral force) expected in bruxers with pronounced attrition failed to materialise. The increase from anterior maximum forces to posterior maximum forces, however, seemed to be smaller than in non-bruxers (Fig 2).

Patients who showed damage and chipping in posterior ceramic restorations had maximum unilateral biting forces > 500 N without exception. The assumption that above 600 N are specific for destructive masticatory forces must be considered a hypothesis for now. In summary, the tentative results of our observations are:

Abfall der ipsilateralen maximalen Kaukraft. Eine sehr gute Literaturübersicht über die verschiedenen Einflüsse der maximalen Beißkraft ist bei Koc et al.²⁶ zu finden.

Inwieweit bei Bruxern eine erhöhte maximale Beißkraft nachgewiesen werden kann, wird in der Literatur uneinheitlich bewertet. Nishigawa et al.²⁷ führen in ihrer Studie Fälle an, bei denen die Maximalkraft bei Bruxern nachts höher war als tagsüber (ca. 10 %), im Mittel jedoch deutlich geringer als bei Nichtbruxern.

Beobachtungen am eigenen Patientengut mit dem biteFork-System

Innerhalb eines Zeitraums von elf Monaten wurden mit dem biteFork-System (biteFork, Vi.me.S., Igel) etwas mehr als 700 Messungen durchgeführt (Abb. 1). Neben den Daten, die in die Studie eingeflossen sind, sollen nachfolgend weitere Beobachtungen kurz angesprochen werden. Aufgrund der Heterogenität der begleitenden Befunde wurden neben den Berechnungen für die Studie keine weiteren statistischen Auswertungen erbracht.

Als erste kurze Beobachtung des Autors ist hier festzuhalten, dass man von der Physiognomie (rundes Gesicht – wahrscheinlich große Beißkraft, schmales Gesicht – wahrscheinlich kleine Beißkraft) nicht auf die Maximalkraft schließen kann.

Die zweite Beobachtung betrifft das myofasziale Schmerzsyndrom. Es wäre zu vermuten, dass diese schmerzhaften Muskelpathologien einen drastischen Einbruch der Gesamtbeißkraft oder deutliche Asymmetrien bewirken. Das war aber nicht der Fall. Darauf wird in der anschließenden Diskussion eingegangen.

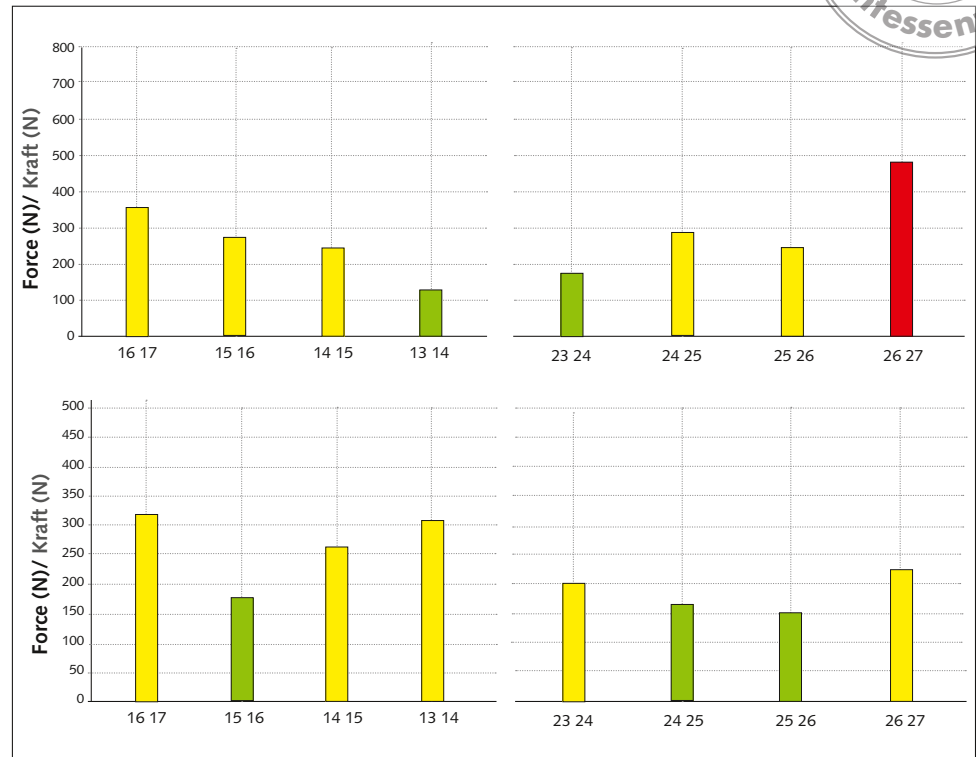
Bei Bruxern mit deutlichen Attritionen blieben die erwarteten sehr hohen Beißkräfte (größer als 1000 N bilateral summiert) interessanterweise aus. Jedoch scheint die Zunahme von den anterioren zu den posterioren Maximalkräften geringfügiger zu sein als bei Nichtbruxern (Abb. 2).

Patienten mit Zerstörungen und Chipping an Keramikronen im posterioren Bereich hatten ausnahmslos eine unilaterale maximale Beißkraft (>500 N). Ob Werte über 600 N unilateral spezifisch für destruktive Beißkräfte sind, ist anzunehmen, kann aber zunächst nur als Hypothese gelten. Zusammenfassend kann als vorläufiges Sichtungsergebnis festgehalten werden:

- die aus der Literatur übernommenen Maximalbeißkräfte können nicht auf den spezifischen Fall übertragen werden,
- akute myofasziale Schmerzen führen beim bilateralen Messen nicht generell zur Reduktion der summierten Beißkräfte,

Fig 2 Above: normal distribution of forces (bilateral measurement), i.e. reduction of forces towards the anterior region; below: small increase of forces towards the anterior region – characteristic for bruxers? (biteFork).

Abb. 2 Normale Verteilung der bilateral gemessenen Kräfte, d. h. Reduzierung der Kräfte nach anterior (oben); leichter Anstieg der Kräfte nach anterior (unten): typisch für Bruxer? (biteFork).



- eine positive Korrelation zwischen Destruktionspotenzial und großen maximalen Kaukräften ist wahrscheinlich.

Anhand von Studien sollte hier jedoch noch Klarheit darüber erbracht werden, ob eine differenziertere Risikoanalyse bei einem geplanten Zahnersatz und hoher Beißkraft (z. B. > 600 N unilateral) möglich und infolgedessen aus forensischen Gründen anzuraten ist.

Beißkräfte und Implantate

In diesem Zusammenhang wird auch auf eine Studie von Demenko et al.²⁸ hingewiesen, welche die maximale Beißkraft als Kriterium für die Auswahl von Implantaten bei angenommener durchschnittlicher Elastizität des kortikalen Knochens von 13,7 GPa und maximaler Belastung des Knochens mit 100 Mpa zum Inhalt hat (Abb. 3). Implantate, die in Länge und Breite unterdimensioniert sind, können nach seinen 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 können. Nach Berechnungen von Maeda et al.²⁹ an einem FEM-Modell mit Platform-Switching und simulierter Kraft von

- Maximum masticatory forces found in the literature cannot be applied to a specific case.
- Acute myofascial pain does not generally lead to a reduction of summarized masticatory forces in bilateral measurements.
- A positive correlation between the destructive potential and large maximum masticatory forces is likely to exist.

However, studies will have to clarify whether it is feasible and advisable from a forensic perspective to carry out a more sophisticated risk analysis when dental restorations need to be fabricated for individuals with high masticatory forces (e.g. > 600 N unilaterally).

Masticatory forces and implants

In this context, a study by Demenko et al.²⁸ should be pointed out. It is regarding maximum masticatory forces as selection criterion for implants with an assumed average elasticity of cortical bone of 13.7 GPa and a maximum load of 100 MPa on the bone (Fig 3). According to their calculations in an FEM model, implants that are undersize in length or width can result in tension at the bone-to-implant interface around the crestal point of insertion, which may lead to bone loss. According to the calculations by Maeda

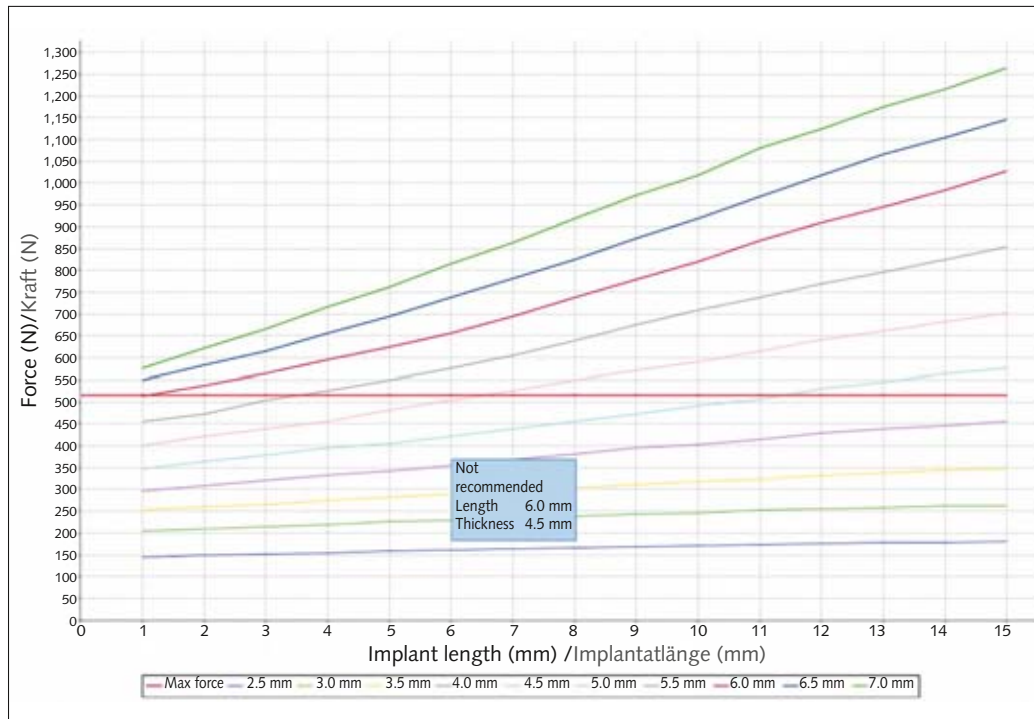


Fig 3 Recommendations for implants according to Demenko²⁸: all dimensions, in which the estimated peak load of 100 MPa can be expected to be exceeded by the unilateral maximum force are not recommended (red horizontal line) (biteFork).

Abb. 3 Implantatempfehlung nach Demenko²⁸: Alle Dimensionen, bei denen eine Überschreitung der angenommenen Höchstbelastung von 100 MPa durch die unilateral ausgeübte Maximalkraft (rote waagrechte Linie) zu erwarten sind, können nicht empfohlen werden (biteFork).

et al²⁹ in an FEM model with platform switching and a simulated force of 10 N, the peak forces are distributed more favourably for the crestal bone, however, they lead to material-specific risks if screw-retained abutments are used on this type of implant. Although Demenko's studies did not investigate platform switching, the questions arise as to why ultra-short implants seem to function, and whether high forces can be exerted at all with this implant type or whether they are attenuated by inhibitory afferences. The latter could also play a role in the success rates achieved with implants and sinus floor elevations³⁰. To be able to derive reliable recommendations for practitioners from data obtained through maximum masticatory force measurements, it is necessary to know the elasticity of the bone at the implant site in addition to the shape and dimension of the implant. This is where more research and development is needed.

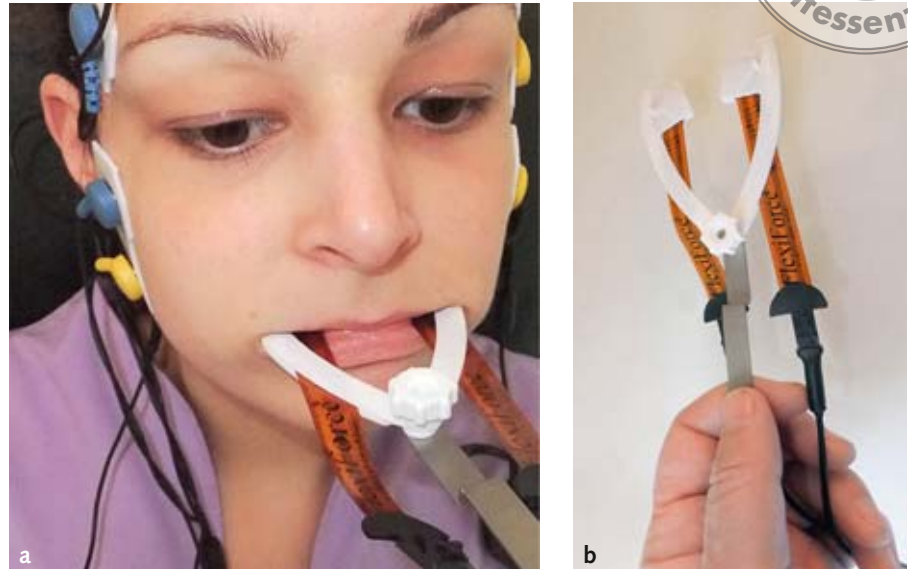
Even if the clinical application of Demenko's²⁸ calculations may be debatable, in the author's opinion it seems to make sense for practitioners to recommend implants of sufficient size or (if the bone volume is inadequate) several implants to those patients with very high masticatory forces (> 600 N), both for biomechanical reasons and for reasons inherent in the material (potential fractures of implant structures).

10 N sind die Spitzenkräfte zwar für den krestalen Knochen günstiger verteilt, führen jedoch bei verschraubten Abutments auf diesem Implantattyp zu materialeigenen Risiken. Obwohl in den Studien von Demenko²⁸ kein Platform-Switching berücksichtigt wurde, stellt sich doch die Frage, warum Ultrakurzimplantate anscheinend 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 spielen³⁰. 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 eine weitere Voraussetzung. Hier gibt es noch Forschungs- und Entwicklungsbedarf.

Auch wenn eine klinische Anwendung der Berechnungen von Demenko²⁸ strittig erscheint, ist es nach Ansicht des Beitragsautors für den Praktiker sinnvoll – zumindest bis weitere gesicherte Daten vorliegen – Patienten mit sehr hohen Beißkräften (>600 N unilateral) zu genügend dimensionierten Implantaten oder bei einem unzureichenden Knochenangebot dementsprechend zu mehreren Implantaten zu raten, sowohl aus biomechanischen als auch aus materialeigenen Gründen (mögliche Frakturen von Implantatstrukturen).

Fig 4a and b Use of a mounting aid for long measurement sessions with simultaneous sEMG and masticatory force measurements, or for biofeedback sessions.

Abb. 4a and b Verwendung einer Montierhilfe bei lang andauernden simultanen sEMG und Beißkraftmessungen oder Biofeedback-Sitzungen.



Beißkräfte zur Normierung bei EMG

Wenn subjektive Maximalbeißkräfte als sogenannte MVC (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, sollten neben der Lokalisation der Elektroden auch die Stellung der muskulär geführten Gelenke und die ausgeübte Kraft identisch sein (Abb. 4, Abb. 10). 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 Maximalbeißkräfte auszuüben. Durch Normierung der EMG-Werte durch gleichzeitig gemessene Kräfte bei gleicher Gelenkstellung wäre ein besserer Vergleich der EMG-Aktivitäten in den Folgesitzungen möglich. Bei dem in dieser Studie verwendeten System ist jedoch zu bedenken, dass es nur in begrenzten Regionen bi- oder unilateral zur Anwendung kommt, sodass dies nicht das EMG-Muster der Maximalkraft bei Interkuspitation wiedergibt. Bei solchen Messsystemen wird die Muskelaktivität nur von ausgewählten Zähnen als sensorischen Messorganen beeinflusst.

Masticatory forces for standardized EMG measurements

If subjective maximum masticatory forces, i.e. the maximal voluntary contractions (MVCs), are used as reference parameters (standardization) to determine other biometrical data without knowing any absolute values, it has to be kept in mind that the MVCs fluctuate depending on the influence of afferent inputs and potentially centrally adapted efferences. The patient will always perceive the maximum force as being the same.

For example, to carry out a standardized EMG measurement with isometric loading aimed at identifying muscular symptoms, the sites for the electrodes, the position of the joints guided by the muscles, and the force that is exerted should be identical (Fig 4, Fig 10). In addition, chronic periodontal pain of varying intensity (nociceptive afferent input), for example, can lead to vain attempts on the patient's part to exert the same total maximum masticatory forces over a period of time. Standardized EMG values through forces measured simultaneously in the same joint position would allow better comparisons of EMG activities in subsequent sessions. It has to be kept in mind, however, that the system applied in this study can only be used in confined uni- or bilateral regions thus not reflecting the EMG pattern of the maximum force in intercuspation. In such measuring systems, the muscle activity is influenced only by select teeth as sensory measuring organs.



Masticatory force analysis for determining and monitoring motor control

Nociceptive input leads to changes in EMG measurements³¹ as the motor system looks for alternative strategies to reach the desired goal according to the pain adaptation model. As this study shows, muscle pathologies do not necessarily have to be present for this to occur. If you let a patient with a previous nociceptive input bite down unilaterally with a specific force (F), it may occur that the patient can reach this force because of the above-mentioned intermuscular redistribution effect with 20% contribution by the masseter and 80% by the anterior temporal muscle (not considering the pterygoid muscle). In a certain amount of time, this would lead to an overload of certain muscle fibres in the temporal muscle, increasing its probability of developing myofascial pain. One treatment goal could then be to equalize the percentage of force (F) that each of the two muscles has in isometric biting cycles in a succession of sessions, e.g. by using visual feedback.

A new and interesting approach to estimate how well the motor control of the musculoskeletal system works was introduced by Latash et al³². They hypothesize that a synergistic system consisting of components with large degrees of freedom creates a "space", in which all of the components required for completing a task may cooperate in all possible variations in an uncontrolled manner (UCM: uncontrolled manifold). This space is confined by the proprioceptive input. The system will only work in a synergistic manner if the variability of the goal that is reached is small. If this variability was to increase, the energy consumed by the contributing factors will also increase. Transferred to the masticatory system, this means that to maintain a certain masticatory force over a certain amount of time, the CNS provides this "space" for the contributing individual masticatory muscle activities. Within this space, the values of the desired masticatory force should show as little variability as possible. Here, the activities of the masticatory muscles can unfold uncontrolledly as long as they do not exceed the limits of the space that is defined by the afferent input (teeth, muscles, bones, temporomandibular joint [TMJ]).

In a graphic representation this means, in its simplest form, that for a targeted bilateral force, the unilateral forces of the left and right sides will form a scatter plot that is as close as possible to the line of the bilateral force in case of synergistic behavior. In non-synergistic behavior (large variability), the scatter plot would form an ellipsoid perpendicular to this line (Fig 5). The higher the ratio between uncontrolled manifold (U) and variance (V) is (Fig 6), the more synergistic is the system's work; the lower the ratio,

Beißkraftanalyse zur Bestimmung und Monitoring der Motorkontrolle

Ein nozizeptiver Input führt bei EMG-Messungen zu Veränderungen³¹, da nach dem Schmerzadaptionmodell die Motorik nach alternativen Strategien sucht, das angestrebte Ziel zu erreichen. Wie diese Studie zeigt, müssen dazu nicht zwangsläufig muskuläre Pathologien vorliegen. Lässt man den Patienten mit vorangegangenem nozizeptivem Input mit einer bestimmten Kraft F unilateral zubeißen, kann es sein, dass er diese Kraft aufgrund der angesprochenen intermuskulären Redistribution mit 20%iger Beteiligung des M. masseter und 80%iger Beteiligung des M. temporalis anterior erreicht (den M. pterygoideus nicht berücksichtigend). Dies würde mittelfristig zu einer Überlastung bestimmter Muskelfasern des M. temporalis führen, mit der erhöhten Wahrscheinlichkeit zur Ausbildung myofaszialer Schmerzen. Das Ziel der Therapie wäre dann beispielsweise, die prozentualen Anteile beider Muskeln bei einem isometrischen Zubiss mit gleicher Kraft F z. B. mithilfe eines visuellen Feedbacks in den Folgesitzungen anzugleichen.

Einen neuen, interessanten Ansatz zur Einschätzung einer gut funktionierenden Motorkontrolle des muskuloskelettalen Systems gibt es von Latash et al³². 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 Ziels gering ist. Würde diese Variabilität steigen, erhöht sich auch die zu verbrauchende Energie der beitragenden Faktoren. Auf das masticatorische System übertragen heißt das, um eine bestimmte Beißkraft 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 Beißkraft möglichst kleine Variabilitäten aufweisen. Hier können sich die Aktivitäten der Kaumuskel unkontrolliert entfalten, solange sie nicht die Grenzen des Raumes, der durch den afferenten Input (Zähne, Muskeln, Knochen, Kiefergelenk) gegeben ist, überschreiten.

Grafisch 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. Bei

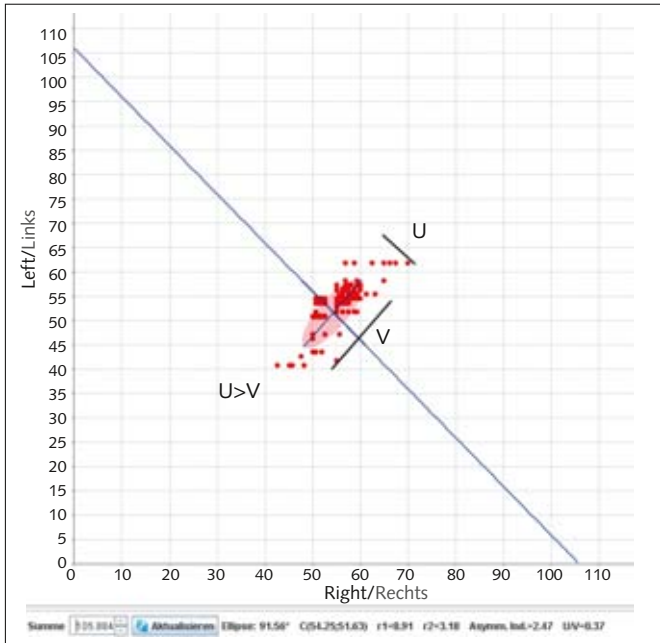


Fig 5 UCM (uncontrolled manifold) analysis by Latash³²: the patient was asked to bite down bilaterally and maintain a force of 105 N over approx. 10 s. The variance V is larger than U – the motor system tends to not work in synergy (biteFork).

Abb. 5 UCM-(uncontrolled manifold) Analyse nach Latash³²: Der Patient wurde aufgefordert, bilateral zuzubeißen und 105 N für etwa 10 Sekunden einzuhalten. Die Varianz V ist größer als U: Das motorische System arbeitet eher nicht synergistisch (biteFork).

nicht-synergistischem Verhalten (große Variabilität) wäre die Wolke als Ellipsoid senkrecht zu dieser Linie (Abb. 5). Je größer das Verhältnis von uncontrolled manifold (U) zu Varianz (V) (Abb. 6) umso synergistischer arbeitet das System, je kleiner das Verhältnis, umso weniger synergistisch ist es (umso mehr myogener Stress). Nach ersten Beobachtungen zeigen Patienten mit ausgeprägten muskulären Schmerzen geringere Links-Rechts-Synergien, d. h. eine schlechtere Motorkontrolle. Innerhalb von weiterführenden Studien sollte diese Hypothese noch bestätigt werden.

Biofeedback mit Beißkräften

Es ist nicht selten, dass nach der Ausschaltung des nozizeptiven Inputs ein Missverhältnis im EMG (z. B. im EMG des M. temporalis / M. masseter) durch intermuskuläre Redistribution weiterhin existiert, was langfristig schädliche Einflüsse auf das muskuloskeletale System haben kann. Hier besteht nun die Möglichkeit, durch visuelles

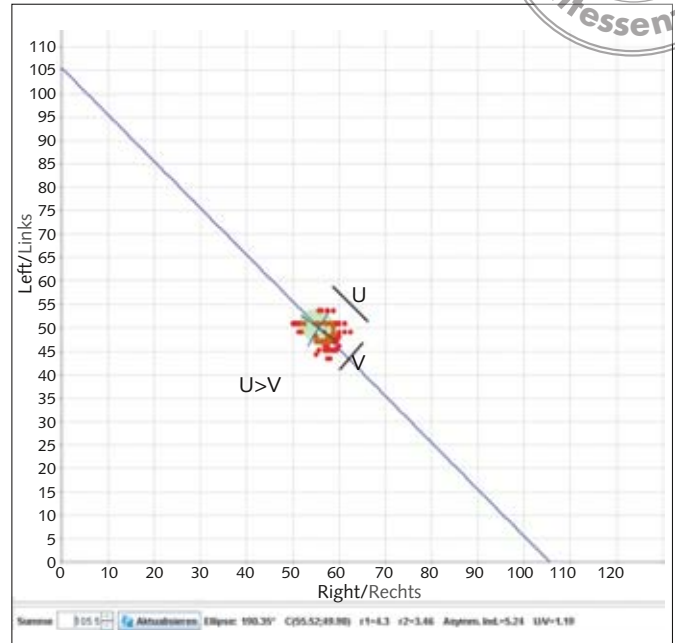


Fig 6 The variance V is smaller than U – the motor system works in synergy (biteFork).

Abb. 6 Die Varianz V ist kleiner als U: Das motorische System arbeitet synergistisch (biteFork).

the less synergistic (with more myogenic stress). First observations indicate that patients with marked muscular pain show less left-to-right synergies, i.e. worse motor control. This hypothesis will have to be confirmed by further investigations.

Biofeedback with masticatory forces

It is not uncommon that even after a nociceptive input has been eliminated, the discrepancy in the EMG is maintained through intermuscular redistribution, e.g. in the EMG of the temporal/masseter muscles. In the long run, this can have a deleterious effect on the musculoskeletal system. Now there is the possibility to voluntarily reduce this discrepancy by giving the patient a visual feedback of the EMG graphs of the masseter and temporalis muscles in constantly exerted masticatory forces. Apparently, this can be done more simply: in a study Hellmann et al³³ found that reducing muscular symptoms can also be achieved by the sole feedback through incrementally changing bilateral

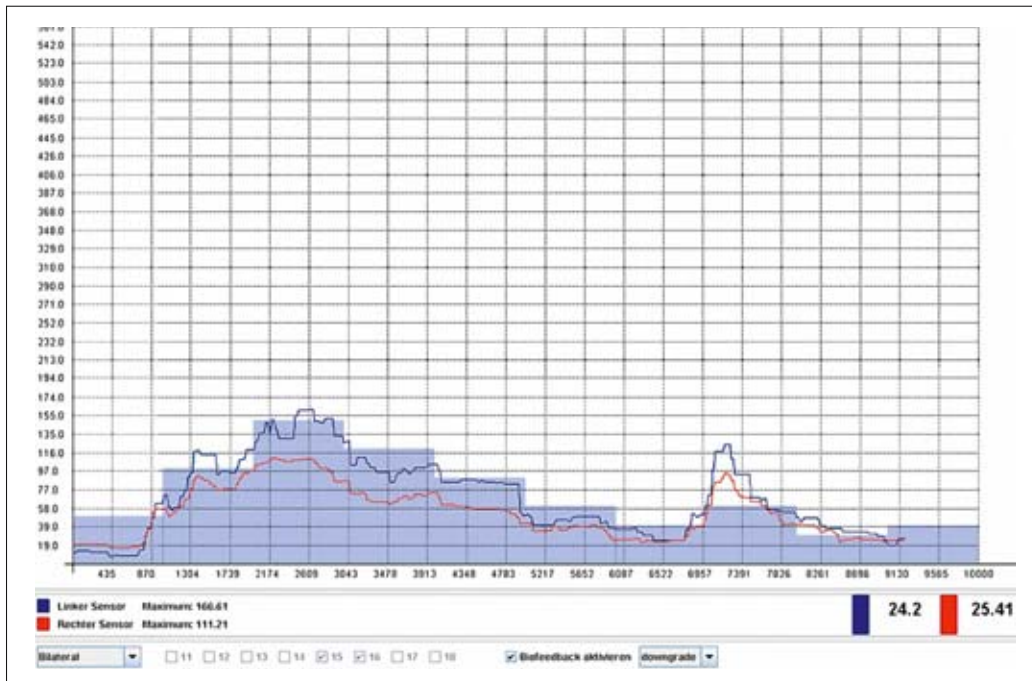


Fig 7 The patient is asked to follow patterns displayed on a screen with their masticatory forces in the region of the maxillary left and right first molars. Shown here: attempt at down-regulation of the masticatory forces (bite-Fork).

Abb. 7 Der Patient wird aufgefordert, am Bildschirm mit seinen Kaukräften in Regio 16/26 vorgegebenen Mustern zu folgen. Hier: Versuch einer Down-Regulation der mastikatorischen Kräfte (biteFork).

target forces without the patient having to concentrate on a specific muscle or side. With or without EMG, one possible explanation would be that the underlying neurophysiological mechanism of both methods to regain a physiological motor function has to be seen solely in learning controlled, incremental contractions and thus in improving the ability to discriminate different types of muscle activities (Fig 7).

Masticatory forces in the time domain

Every muscle contraction is associated with a physiological tremor. The tremor as such depends on peripheral and central control mechanisms³⁴⁻³⁶. Sowman et al³⁷, for example, showed that anesthetising mandibular molars, i.e. neutralising the proprioceptors in the periodontium, results in a marked reduction in the centrally controlled physiological 8-Hz coherence of the masseters during isometric masticatory stress. They assume that this impedes a fast muscle response to occlusal interferences. Tremor can also be changed through disorders of the CNS (e.g. Parkinson's disease³⁸) and through intoxications^{39,40}. In how far muscle pain influences the tremor is unclear. The author's first observations show certain changes in the 5 to 15 Hz and in the 55 to 75 Hz spectrum. Although there is a need for more research on this, in the author's opinion, tremor analysis has a potential in future diagnostic procedures in specialised dental offices.

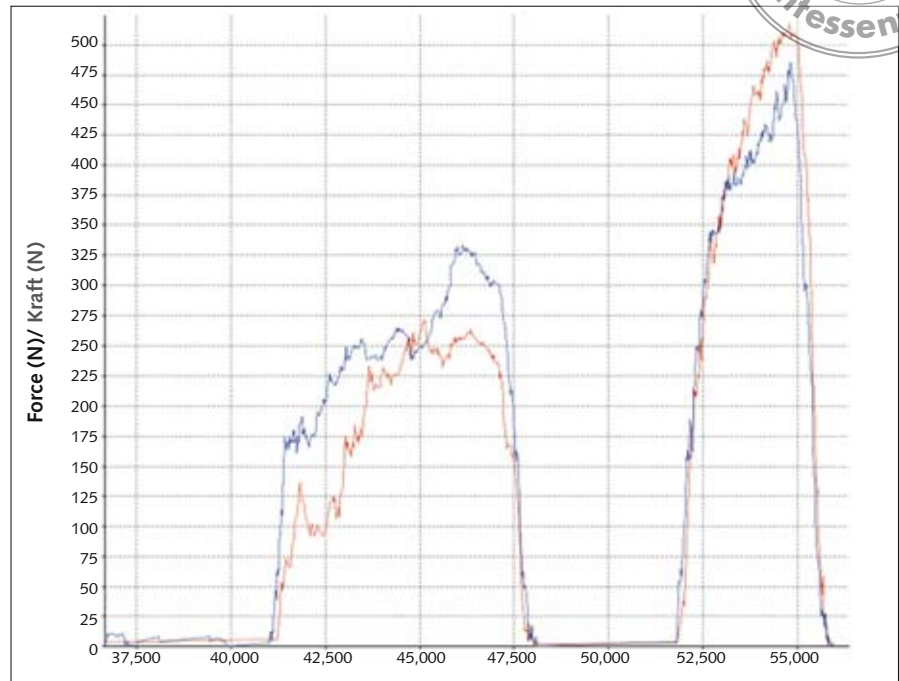
Feedback der EMG-Graphen des M. masseter und M. temporalis an den Patienten bei konstant ausgeführter Bisskraft das Missverhältnis bewusst zu reduzieren. Scheinbar geht es sogar einfacher: Hellmann et al.³³ haben in einer Studie festgestellt, dass die Reduzierung von muskulären Beschwerden auch über das alleinige Feedback anvisierter, stufenweise geänderter bilateraler Kräfte eintreten kann, ohne dass sich der Patient 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 zugrunde liegende neurophysiologische Mechanismus allein im Erlernen kontrollierter abgestufter Kontraktionen und damit in einer Verbesserung der Diskriminierungsfähigkeit der Muskelaktivität liegt (Abb. 7).

Beißkräfte in der Zeitdomäne

Jede Muskelkontraktion ist mit einem physiologischen Tremor vergesellschaftet. Der Tremor selbst ist abhängig von peripheren und zentralen Steuerungsmechanismen³⁴⁻³⁶. So haben Sowman et al.³⁷ nachgewiesen, dass eine Anästhesie von Unterkiefermolaren, also Ausschaltung der Propriozeptoren des Parodonts, eine deutliche zentral gesteuerte Reduktion einer physiologischen 8 Hz-Kohärenz der Masseter bei isometrischen Kaubelastungen zur Folge hat. Sie vermuten, dass dadurch eine schnelle Antwort der Muskulatur auf okklusale Interferenzen erschwert wird. Ein Tremor

Fig 8 A gradually ascending force can indicate a functional disorder caused by painful processes (biteFork).

Abb. 8 Ein rampenförmiger Anstieg der Kraft kann auf eine Funktionsstörung durch schmerzhaft Prozesse hindeuten (biteFork).



kann auch durch ZNS-Pathologien (z. B. Parkinson³⁸) und Intoxikationen^{39,40} verändert werden. Inwieweit Muskelschmerzen den Tremor beeinflussen, ist nicht bekannt. Erste Beobachtungen des Autors zeigen bei myofaszialen Schmerzen gewisse Veränderungen im Bereich 5-15 Hz und 55-75 Hz. Obwohl hier noch ein großer Forschungsbedarf besteht, hat nach Meinung des Autors die Tremoranalyse der Kaumuskeln ein Potenzial für die zukünftige Diagnostik in spezialisierten Zahnarztpraxen.

In der Zeitdomäne des Maximalbisses liegen unter Umständen noch weitere Indizien für Muskelpathologien. So sind die Zeitspannen bis zum Erreichen der Maximalkraft und das Entspannen bis zum Ausgangsniveau bei gesunden Menschen sehr kurz. Rampenförmige An- und Entspannungen, die eventuell mit hoher Variabilität einhergehen, deuten auf pathologische, möglicherweise schmerzadaptierte Dysfunktionen hin (Abb. 8). Auch in der Mustererkennung des „Beiß-Signals“ liegt vermutlich das zukünftige Potenzial, muskuläre Störungen mit vielfältiger Ursache zu erkennen.

Die Fatigue der Kaumuskeln^{41,42} ist in der Zeit- und Frequenzdomäne zu erkennen. In der Zeitdomäne stellt sie sich als vorzeitiger Abfall der zu haltenden anvisierten Beißkraft, in der Frequenzdomäne als Shift zu niedrigeren Frequenzen im EMG und damit möglicherweise in der Tremoranalyse dar (Abb. 9).

Eine Muskelfatigue im Monitoring funktioneller Behandlungen hat jedoch nur bei konstanten und

In the time domain of the maximum masticatory force, more evidence for muscle pathologies may perhaps be found. In healthy subjects, the time to reach the maximum force and to relax until the base level is reached again, is very short. Ascending contraction and relaxation curves, sometimes with high variability, indicate a pathological, possibly pain-adapted dysfunction (Fig 8). The pattern recognition of the “masticatory signal” also has future potential for the identification of orders of various origins.

Fatigue of masticatory muscles^{41,42} can be identified in the time and frequency domains. In the time domain it is reflected by a premature decrease of the targeted masticatory force that was to be maintained, whereas in the frequency domain it is reflected by a shift to lower frequencies in the EMG and thus possibly also in tremor analysis (Fig 9).

Muscle fatigue in monitoring functional treatments only has diagnostic relevance if the submaximum masticatory forces are constant and reproducible.

Monitoring masticatory forces over longer periods allows an assessment of orthopedic, surgical⁴³ and rehabilitation procedures whose objective was improving masticatory function. To be able to achieve meaningful results from monitoring over longer periods of time, it is necessary that the forces are measured with a reliable system.

To sum up, measuring total masticatory forces allows interesting insights into biomechanics and neurophysiology. It can contribute to an improvement in diagnostics and risk

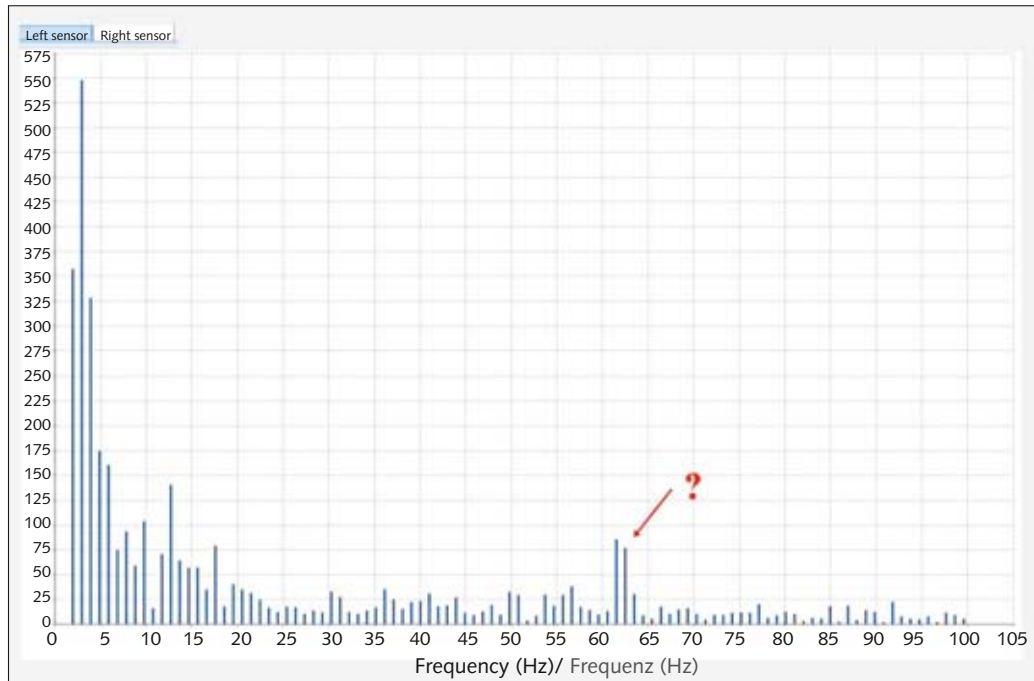


Fig 9 Frequency analysis of maximum masticatory forces over several seconds. Does the peak between 55–65 Hz have clinical significance? (bite-Fork)

Abb. 9 Frequenzanalyse maximaler Beißkräfte über mehrere Sekunden. Hat der Peak im Bereich 55-65 Hertz eine klinische Bedeutung (biteFork)?

analysis in the dental office. In addition, it can be used for treatment purposes. Many validated studies will be needed before its application can be considered proven. The study below is intended to contribute to this process.

Method

Subjects

Data from measurements, which had been taken consecutively between 2011 and 2012 in 154 patients in a dental office, were investigated using the patient records. The patients were aged between 9 and 87 years. The inclusion criterion was the presence of simultaneous measurements of maximum isometric masticatory forces between antagonists in the region of the maxillary right and left second premolars and first molars.

There were no other criteria to be met for inclusion into the study, resulting in patients with full dentition, partially edentulous patients, patients with dentures and patients with suspected or manifest temporomandibular dysfunction (TMD) or with periodontal and endodontic symptoms being included into the study. Because of the heterogeneity of the subjects and the uncertainty of the patients' specific pain classifications, the patients were only divided into pain or non-pain patients. The pain was not differentiated as being chronic or acute.

reproduzierbaren submaximalen Beißkräften eine diagnostische Relevanz.

Das Monitoring von Beißkräften über größere Zeiträume hinweg erlaubt eine Bewertung orthopädischer, chirurgischer⁴³ und rehabilitativer Maßnahmen, die eine Verbesserung der Kaufunktionalität zum Ziel haben. Die Voraussetzung für ein aussagekräftiges Monitoring über größere Zeiträume hinweg ist jedoch eine gute Reliabilität des Kräfte messenden Systems.

Schlussfolgerung

Die Messung absoluter Beißkräfte 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 im Folgenden vorgestellte Studie soll hierzu einen Beitrag leisten.

Methode

Probanden

In den Jahren 2011 bis 2012 wurden anhand von Karteintragen konsekutiv gewonnene Messdaten von

154 Patienten einer zahnärztlichen Praxis untersucht. Das Alter der Patienten lag bei 9 bis 87 Jahren. Das Einschlusskriterium war ein Vorliegen von gleichzeitigen maximalen isometrischen Beißkraftmessungen zwischen den Antagonisten in Regio 15/16 und 25/26. Es wurden keine weiteren Voraussetzungen für die Aufnahme in die Studie gestellt, sodass Vollbezahnte, Teilbezahnte, Zahnersatzträger und Patienten mit Verdacht auf kranio-mandibuläre Dysfunktion oder mit manifester CMD, parodontalen und endodontischen Beschwerden in die Studie einfließen. Aufgrund der Heterogenität des Probandenguts respektive der unsicheren spezifischen Schmerzklassifikationen der Patienten wurde nur in Schmerz- und Nichtschmerzpatienten unterteilt. Eine Unterscheidung, ob der Schmerz chronisch oder akut war, wurde nicht vorgenommen.

Messapparatur

Die Messdaten wurden durch die Verwendung eines neuen klinischen Gerätesystems (biteFork) gewonnen (siehe Abb. 1). Bei diesem Gerät wird mithilfe von Foliensensoren, die zwischen einem Aufbiss (in Höhe von 2 bis 5 mm) einer Bissgabel eingeklemmt werden, eine Kraftmessung durchgeführt, indem durch eine Widerstandserniedrigung am Sensorkopf (Foliendicke 0,2 mm) die Ausgangsspannung zunimmt. Die von dem Gerät digitalisierten Spannungswerte (Abtastrate 1000/sec, 10 Bit) werden in Newton umgerechnet und als Graph am PC oder numerisch als Maximalwerte auf dem Handstückdisplay angezeigt. Vor jeder Messung wurde eine Kalibrierung der Sensoren mit einer zum System gehörenden Kalibrierbox durchgeführt.

Messungen

Beim eigentlichen Messvorgang wurde der mit Silikon (Panasil, Kettenbach, Eschenburg) vorder- und rückseitig bestückte Aufbiss zwischen dem zweiten Prämolaren und dem ersten Molar jeweils links und rechts platziert. Für die korrekte approximale Platzierung diente dabei ein Pin auf dem Aufbiss (Abb. 10).

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



Fig 10 Placing a bite fork prepared with silicone between the second premolar and the first molar with the help of a pin.

Abb. 10 Platzierung der Bissgabel mit Silikon zwischen dem 2. Prämolaren und dem 1. Molaren mithilfe eines Pins.

Measuring device

The data were obtained by using a new clinical measuring system (biteFork, Vi.me.S; Fig 1). This device uses sensor foils that are clamped into a bite fork between a bite block (2–5 mm in height) to measure the forces: when the resistance at the sensor head decreases (foil thickness: 0.2 mm), the base potential increases. The device digitises the measured voltage (sampling rate 1000 samples/s, 10 Bit), converts it into Newton and displays them as a graph on a PC or as numeric maximum force values on the display of its hand piece. Before each measurement, the sensors were calibrated using a calibration box that comes with the system.

Taking the measurements

For the actual measuring procedure, silicone (Panasil, Kettenbach) was applied to both sides of the bite blocks, which were then placed between the second premolar and first molar on the left and right sides. A pin on the bite blocks was used to achieve the correct interproximal position (Fig 10).

After the silicone had hardened, the patient was asked to bite down lightly for at least 10 seconds, and subsequently three times in succession quickly, and with maximum force when prompted and to release quickly when prompted again. The subjects had no visual control over the procedure. If several bilateral measurements had been taken in one appointment, the maximum values for each side were used.

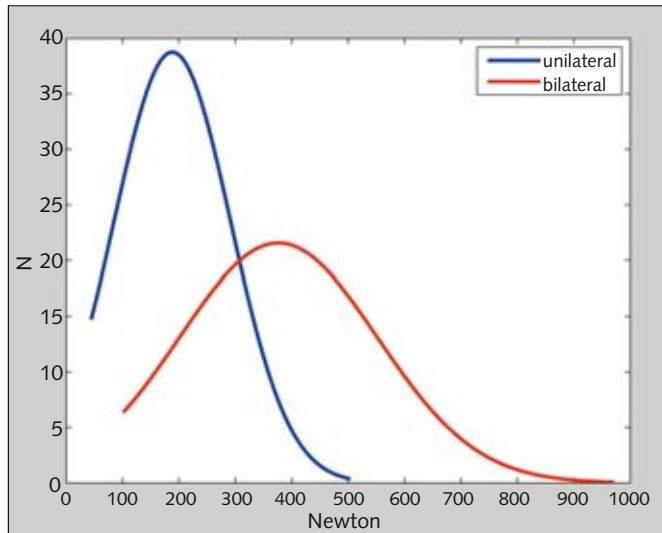


Fig 11 Frequency distribution of the summarized unilateral forces (red) and the individual unilateral forces (blue) (both obtained from bilateral measurements) (MatLab).

Abb. 11 Häufigkeitsverteilung der aufaddierten unilateralen Kräfte (rot) und der einzelnen unilateralen Kräfte [blau (beides bilateral gemessenen!)] (MatLa).

Data analysis

The measuring data were represented as mean and standard deviations of the relevant side and of the totalled right and left masticatory forces. In addition, the standardized difference between the masticatory forces on the left and the right side in relation to the total bilateral force was investigated using an asymmetry index ($AI = |(Fr - Fl)/(Fr + Fl)| * 100\%$; Fr: force on right, Fl: force on left). The influence of pain and gender on the summarised right and left masticatory force was analysed using a two-factor analysis of variance (ANOVA). The influence of pain, gender and the loaded side (left/right) on the relative difference of masticatory force (AI) was investigated using a three-factor analysis of variance (ANOVA). The level of significance was set at $\alpha = 0.05$.

Results

The summation of the bilaterally measured and summarized forces resulted in the frequencies depicted in Fig 11. The mean total force was 376 ± 176 N (women 372 ± 192 ; men 380 ± 160). Fig 12 depicts the differences between the genders as boxplots. As in the other boxplots the median is shown in quartiles. The notches reflect the

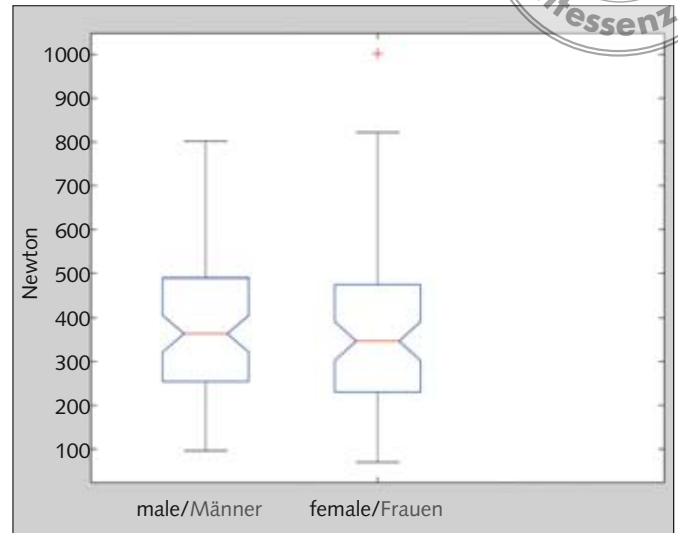


Fig 12 No significant difference of masticatory forces between the genders (MatLab).

Abb. 12 Kein signifikanter Unterschied bei der Beißkraft zwischen den Geschlechtern (MatLab).

Datenanalyse

Die Messdaten wurden als Mittelwerte und Standardabweichung der seitenrelevanten sowie der addierten rechten und linken Beißkräfte dargestellt. Zudem wurde mithilfe eines Asymmetrie-Index ($AI = |(Fr - Fl)/(Fr + Fl)| * 100\%$, 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.

Ergebnisse

Die Summation der bilateral gemessenen und aufaddierten Kräfte ergab die in Abbildung 11 dargestellten Häufigkeiten. Der Mittelwert dieser summierten Kräfte betrug 376 ± 176 N (Frauen 372 ± 192 ; Männer 380 ± 160). Die Geschlechtsunterschiede sind als Boxplots in Abbildung 12 dargestellt. Wie in den übrigen

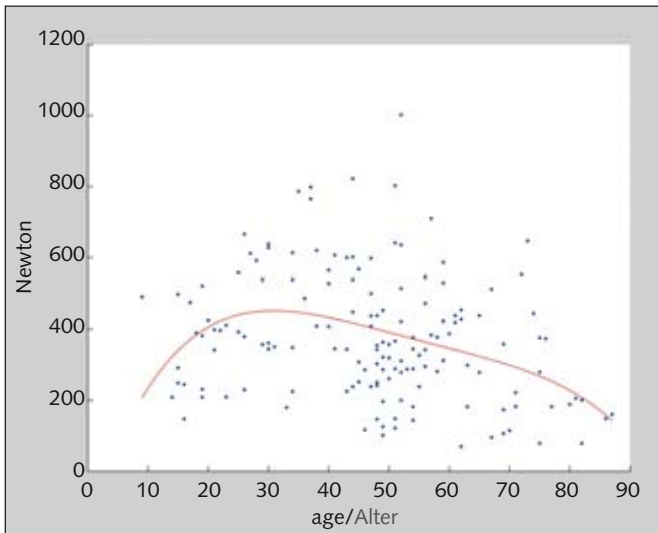


Fig 13 Fourth-degree regression showing loss of masticatory force with onset in the third decade of age (MatLab).

Abb. 13 Eine Regression 4. Grades zeigt den Beißkraftverlust ab dem dritten Lebensjahrzehnt (MatLab).

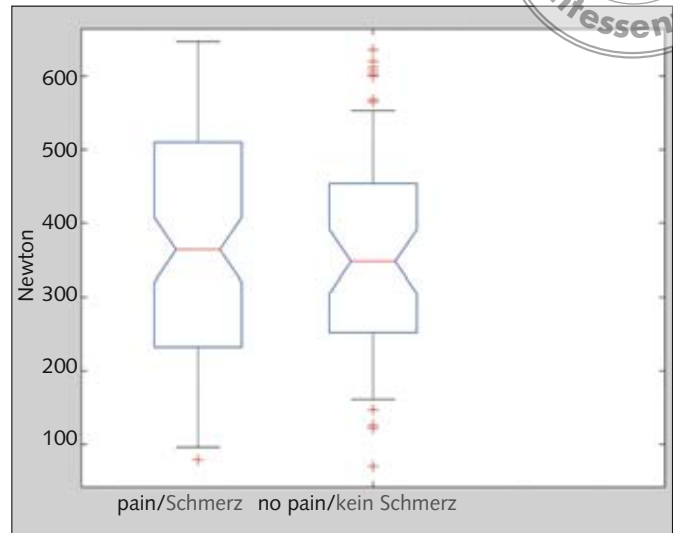


Fig 14 Pain does not change the summarized bilateral forces significantly (MatLab).

Abb. 14 Schmerzen verändern die aufaddierten bilateralen Kräfte nicht signifikant (MatLab).

Boxplots werden die Medianwerte mit Quartilen angegeben. Die Kerben geben das Konfidenzintervall wider, das bei Nichtüberlappung eine mindestens 95%ige Wahrscheinlichkeit liefern würde, dass sich die Mediane unterscheiden⁴⁴.

Die höchste summierte Kraft betrug 1002 N und wurde von einer Patientin erreicht. Die maximalen unilateralen Beißkräfte, über beide Seiten gemittelt, beliefen sich auf 188 ± 103 N (Abb. 11). Die Altersverteilung zeigte einen stetigen Verlust der aufaddierten Kräfte ab dem dritten Lebensjahrzehnt mit hoher Variabilität (Abb. 13). Die Differenz der durchschnittlichen Kraft der linken und rechten Seite betrug $1,2 \pm 1,0$ N. Betrachtet man den für jeden Patienten ermittelten AI, erhält man eine mittlere Abweichung der linken und rechten Seite über das gesamte Patientenkollektiv von 24 ± 17 %.

Es konnten weder bei Schmerz- noch bei Nichtschmerzpatienten signifikante Unterschiede im Hinblick auf Links/Rechts-Kraftverteilungen oder bei den aufaddierten Kräften entdeckt werden [$p > 0,05$ (Abb. 14)]. Allerdings ließen sich signifikante Unterschiede in den Beträgen des AI zwischen weiblichen und männlichen Probanden [$p = 0,01$ (Abb. 15)] und zwischen Schmerz- und Nichtschmerzpatienten feststellen [$p = 0,01$ (Abb. 16)].

confidence interval; for non-overlapping values it would deliver a minimum probability of 95% that the median values are different⁴⁴.

The highest summarized force was 1,002 N and was reached by a female patient. The maximum unilateral masticatory forces averaged over both sides, were 188 ± 103 N (Fig 11). The age distribution showed a continuous decrease of the summarized forces starting from the third decade of age, but with high variability (Fig 13).

The difference between the average force on the left and right sides was 1.2 ± 1.0 N. Regarding the AI determined for each patient, over the entire patient population a mean difference between the left and right side of 24 ± 17 % can be observed.

No significant differences were detected between the distribution of forces between left and right or for the summarized forces both for patients with and without pain ($P > 0.05$; Fig 14). However, significant differences were found for the absolute values of the AI between female and male subjects ($P = 0.01$; Fig 15) and between patients with and without pain ($P = 0.01$; Fig 16).

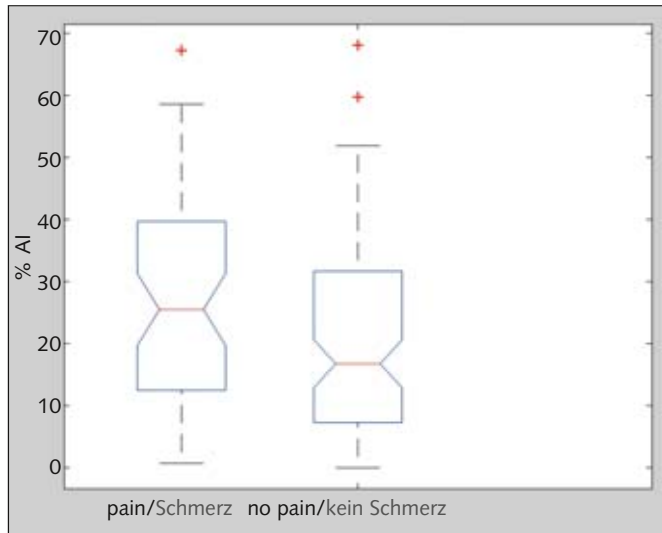


Fig 15 Pain changes the asymmetry index significantly (MatLab).

Abb. 15 Schmerz verändert den Asymmetrieindex signifikant (MatLab).

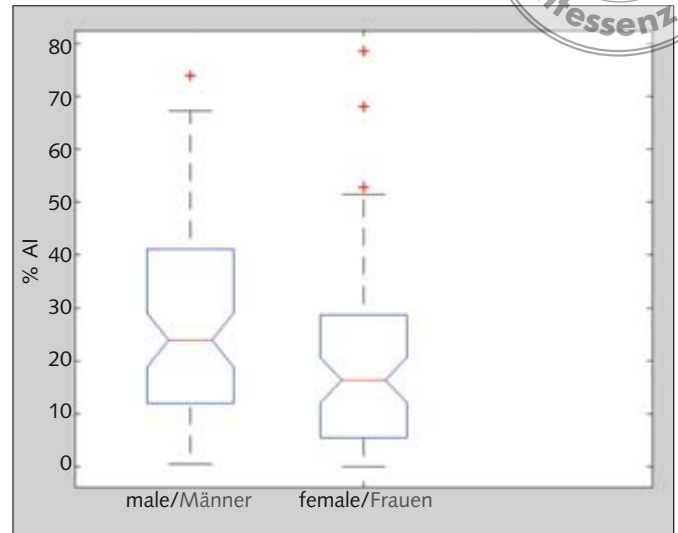


Fig 16 Gender influences the asymmetry index significantly (MatLab).

Abb. 16 Das Geschlecht hat einen signifikanten Einfluss auf den Asymmetrieindex (MatLab).

Discussion

In addition to other factors, such as the age distribution of the patient population⁴⁵, the reliability of masticatory force measurements basically depends on the measuring device used and on the execution of the measurements. The biteFork system used in this study provides a fast calibration and allows for its targeted use in a specific region. As a calibration was carried out prior to each measurement, and the region of the second premolar and first molar was selected for all measurements, the resulting values can be assumed to be very reliable.

As stated in the introductory remarks, first observations indicate that neither unilateral nor bilateral acute myofascial pain (n=8) resulted in a pronounced decrease of total force in the bilateral measurement compared to the total population. To which extent occlusal disorders (e.g. premature contacts, unilateral crossbite, lateral open bite) played a role in the development of the myofascial pain was not considered. Despite this negative finding, analyzing differences in masticatory forces presents itself as an option for monitoring treatment of acute myofascial pain, since it can be assumed that the relative forces will change after the acute symptoms have disappeared. Thus one result of this study is, that the investigation of differences of the maximum forces with a bilateral measuring procedure may hint at nociceptive functional disorders. Unilateral measurements carried out sporadically have

Diskussion

Die Reliabilität von Beißkraftmessungen hängt neben Faktoren wie etwa der Altersstruktur der Probanden⁴⁵ im Wesentlichen vom Messgerät und 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.

Wie in den einführenden Anmerkungen als Sichtungsergebnis bereits bemerkt, bewirkten sowohl einseitige als auch beidseitige akute myofasziale Beschwerden (n=8) keine deutliche Gesamtkraftverminderung im bilateralen Messverfahren im Vergleich zur Gesamtpopulation. Inwieweit eine Okklusopathie (z. B. Vorkontakte, einseitiger Kreuzbeiß, seitlich offener Biss) bei der Entstehung der myofaszialen Beschwerden eine Rolle gespielt hat, ist unberücksichtigt. Trotz dieses negativen Befundes bietet sich die Beißkraftdifferenzanalyse zum Monitoring von Therapien akuter myofaszialer Schmerzen an, da anzunehmen ist, dass sich die Kräfteverhältnisse nach dem Verschwinden der akuten Beschwerden verändern. So kommt diese Studie zu dem Ergebnis, dass die Differenzbetrachtung der Maximalkräfte im bilateralen Messverfahren einen Hinweis auf nozizeptive Funktionsstörungen

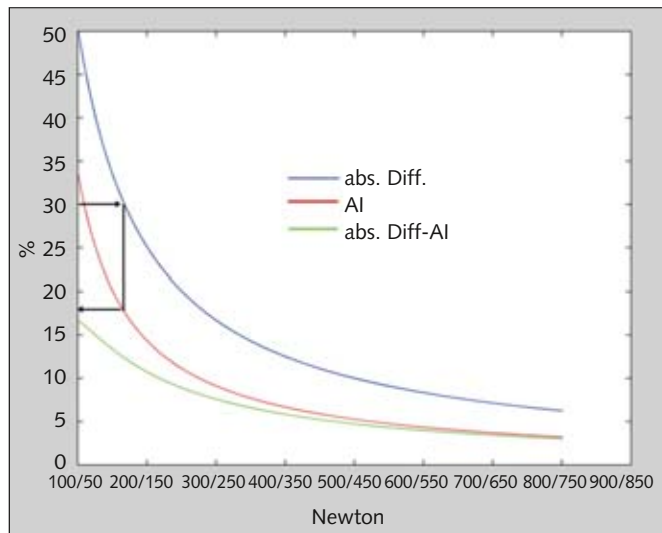


Fig 17 30%/50% absolute difference correspond to 18%/33% AI, respectively, in a difference of 50 N.

Abb. 17 30 % bzw. 50 % absolute Differenz entsprechen 18 % bzw. 33 % AI bei 50 N Differenz.

beinhaltet. Sporadisch durchgeführte unilaterale Messungen haben gezeigt, dass sich die gemessenen Werte im Links/Rechts-Vergleich sowohl in der Höhe als auch in der Differenz deutlich von den bilateralen Messwerten 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 eine bessere Information für eine Funktionsstörung liefert (unilateral, bilateral, ratio).

Der innerhalb dieser Studie 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 Gewichtung 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 das Betrachten von Graphen eine schnelle Abschätzung vornehmen zu können. Abbildung 17 verdeutlicht den Unterschied beider Indizes bei gleichbleibenden Kraftdifferenzen. Da der AI in der Literatur und in wissenschaftlichen Arbeiten standardmäßig verwendet wird⁴⁶, wurde diesem der Vorzug gegeben.

shown that a comparison of these values with the values from bilateral measurements can show discrepancies both in the respective differences between left and right and in the amount of force. Another prospective study will therefore be needed to clarify whether, for example, standardizing the force values determined unilaterally with respect to the summarised force values determined bilaterally would yield better data for identifying functional disorders (unilateral-bilateral ratio).

The asymmetry index (AI) employed here shows the relationship between the difference between the left and right masticatory forces to the summed masticatory force. This standardization also has the effect that it includes weighting through the total amount of masticatory force: the lower the total masticatory force, the more impact its changes have on the index, the higher the masticatory force, the less impact on the index. If the absolute difference between the left and right side (standardization to MAX (Fr, Fl) instead of SUM (Fr, Fl)) in percent was used, this would not be accounted for as strongly. However, it would have the advantage that it would provide the dental practitioner with a quick estimate, either numerically or visually by looking at the graphs. Fig 17 highlights the difference between the two indices with constant force differences. As the AI is used as a standard in the literature and in scientific articles, it was given preference⁴⁶.

That the high variability of asymmetries was found in the entire patient population is surprising in as much as it was striking even in patients who were symptom-free. As this study did not include information about occlusal disorders, this may be partly attributable to the heterogeneity of the patients' occlusions. Kiliaridis et al⁴⁷ were able to prove an asymmetry in the thickness of the masseter and temporalis muscles in children with unilateral crossbites; they did not, however, measure the differences in unilateral forces. Biomechanical causes, such as morphological anomalies, come into consideration, which was shown in a study by Gomes et al, in which significant asymmetries of masticatory forces were found in dolichofacial subjects. According to Gomes, the preferred chewing side has no influence on the asymmetry of the masticatory muscles⁴⁸.

The significant difference of AI between genders (men have a higher AI than women) is contradictory in as much as pain, as was evident in this study, increases AI, but women have a higher vulnerability for musculoskeletal pain, as reported by Rolmann et al⁴⁹. The present study however, did not differentiate the type of pain, which means that other factors could also have played a role. One explanation could be that there are different gender-specific ways of motor adaptation that influence the symmetry behaviour



of the muscles. There is, however, no evidence for this in the literature.

An interesting aspect in the course of the study was that in all patients the asymmetry did not change when biting down was repeated. It was always the same side that was activated as the stronger one. This could reflect an adaptation to morphological, proprioceptive (e.g. occlusal) or nociceptive influences. Note that the pool of cell bodies of the trigeminal motor nucleus receives projections from the motor cortex both contralaterally and ipsilaterally (Fig 18). This special neuroanatomy is certainly contributing to the stabilization of the mandible in unilateral chewing. This could, however, also be a foundation for the increased asymmetry but at the same time for the sustained total masticatory force in patients with pain, as this study showed.

The unconscious redistribution in recruitment of the contralateral and ipsilateral agonists would then occur along the corticonuclear tract (from the cortex to the trigeminal motor nucleus in the medulla) and would probably cause the redistribution of the recruited muscle fibres within specific muscles via the same route. This redistribution effect has already been pointed out by Türp et al⁵⁰ on the basis of experimental study results. They termed it "intramuscular function change". Hodges et al⁵¹ used this complex redistribution occurring as an adaptation to noxious stimuli as opportunity to modify and expand the pain adaptation model by Lund et al⁵². Their basic idea is that this nociceptive motor adaptation is complex, difficult to predict and not attributable to a single mechanism. The new recruiting pattern is subject to inhibition, amplification and redistribution both within and between muscles. It should be pointed out that when this adaptation persists after it has fulfilled its task of relieving painful or vulnerable structures, this will have negative consequences for the musculoskeletal system in the long run. In this case, reversing the adaptation that is no longer useful would be indicated, e.g. through retraining with the help of biofeedback procedures.

Conclusions and perspectives

If subsequent studies should confirm that an increased asymmetry index in the masticatory system has to be interpreted as motor adaptation to a nociceptive input, this will have the clinical consequence that asymmetries will have to be monitored to be able to identify and treat chronic adaptations with a deleterious effect for the musculoskeletal system early.

Treatments for asymmetries may include occlusal splints⁵³, physiotherapy or motor exercises with feedback⁵⁴.

Die ermittelte hohe Variabilität der Asymmetrie im gesamten Patientengut überrascht insofern, da diese auch bei beschwerdefreien Patienten auffällig hoch war. Aufgrund der Tatsache, dass 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 al.⁴⁷ bei einem unilateralen Kreuzbiss bei Kindern eine Asymmetrie der Muskeldicke des M. masseter und M. temporalis nachweisen können, ohne jedoch die unilateralen Kraftunterschiede gemessen zu haben. Auch biomechanische Gründe durch morphologische Besonderheiten kommen in Betracht, was zum Beispiel die Studie von Gomes et al.⁴⁸ zeigt: Hier wurden signifikante Beißkraftsymmetrien bei Probanden mit einem dolichofazialen Gesichtstyp gefunden. Nach Gomes⁴⁸ haben bevorzugte Kauseiten keinen Einfluss auf Asymmetrien der Kaumuskelatur.

Der signifikante Unterschied des AI zwischen den Geschlechtern (Männer haben einen größeren AI als Frauen) ist insofern widersprüchlich, als Schmerz – wie in dieser Studie offenkundig – den AI vergrößert, Frauen aber eine höhere Vulnerabilität für muskuloskelettalen Schmerz haben, wie Rollmann⁴⁹ et al. berichten. In der hier vorliegenden Studie wurde jedoch keine Differenzierung nach 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. okklusale) oder nozizeptive Einflüsse sein. Dazu ist anzumerken, dass der Pool der Zellkörper des motorischen trigeminalen Nukleus Projektionen aus dem Motorkortex kontralateral als auch ipsilateral erhält (Abb. 18). Diese spezielle Neuroanatomie trägt sicherlich zur Stabilisierung der Mandibula beim unilateralen Beißen bei. Dies könnte aber auch ein Grundstock für die erhöhte Asymmetrie und gleichzeitig aber auch für die erhaltene Gesamtbeißkraft bei Schmerzen sein, wie diese Studie 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 bewirken. Auf diesen Umverteilungseffekt haben schon Türp et al.⁵⁰ aufgrund experimenteller Studienergebnisse hingewiesen und ihn „intramuskuläre Funktionsänderung“ genannt. Diese komplexe Redistribution als Adaption auf noxische Reize nahmen Hodges et al.⁵¹ zum Anlass, um das Schmerzadaptionsmodell von Lund et al.⁵² zu modifizieren und zu erweitern. Der Grundgedanke dabei 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 muskuloskeletale System hat. Eine Rückführung der nicht mehr nützlichen Adaption durch Umlernen, z. B. durch Biofeedback-Verfahren, wäre dann indiziert.

Schlussfolgerung und Ausblick

Sollte sich in weiteren Studien bestätigen, dass ein erhöhter Asymmetrieindex 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 muskuloskeletale System schädliche Adaptionen, rechtzeitig erkannt und behandelt werden können.

Die Behandlung der Asymmetrie kann mit Schienen⁵³, Physiotherapie oder motorischen Übungen mit Feedback erfolgen⁵⁴. 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.

Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Hans J. Schindler, ohne dessen Motivation, Rat und Expertise diese Studie nicht zustande gekommen wäre.

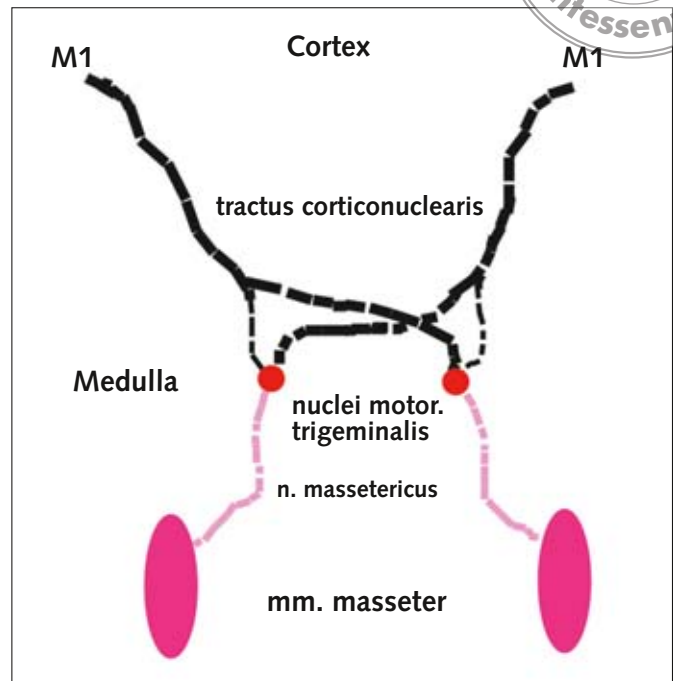


Fig 18 The trigeminal motor nucleus receives strong contralateral, and weaker ipsilateral impulses from the cortex.

Abb. 18 Der motorische Kern des N. trigeminus erhält starke kontralaterale und schwächere ipsilaterale Impulse vom Kortex.

Invasive occlusal treatments on the other hand will have to be weighed carefully against treatments that consist solely of exercises and might be more useful in the long run. How these exercises can be done in the dental office, in a rehabilitation office or by patients at home will also depend on the tools and devices that will be available in the future.

Acknowledgment

My personal thanks goes to Professor Hans J. Schindler – this study would not have been possible without his motivation, advice and expertise.



References

1. Chai H, Lee JJ, Lawn BR. On the chipping and splitting of teeth. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011;4:315–21.
2. Kerstein RB, Radke J. A comparison of fabrication precision and mechanical reliability of 2 zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:1029–1036.
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;86:959–974.
4. Raabe D, Harrison A, Ireland A et al. 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;7:016002.
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;10:121–126.
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;24:4658.
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;29:728.
8. Raadsheer MC, Van Eijden TM, Van Ginkel FC, Prahll-Andersen B. Human jaw muscle strength and size in relation to limb muscle strength and size. *Eur J Oral Sci* 2004;112:398–405.
9. Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC, Prahll-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *Dent Res* 1999;78:31–42.
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;110:232–235.
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;80:1859–1867.
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;16:715–722.
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;119:219–224.
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;24(2):116–120.
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;35:1902–1906.
16. Lobbezoo F, Sowman PF, Türker KS. Modulation of human exteroceptive jaw reflexes during simulated mastication. *Clin Neurophysiol* 2009 Feb;120:398–406.
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;101:171–175.
18. van Eijden TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol*. 1991;36:535–539.
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. Zhao Y, Ye D. Measurement of biting force of normal teeth at different ages. *Hua Xi Yi Ke Da Xue Xue Bao* 1994;25:414–417.
21. 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;14:448–453.
22. Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2002;88:498–502.
23. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004;31:18–22.
24. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 1998;25:681–686.
25. 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;81:170–173.
26. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent* 2010;4:223–232.
27. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil* 2001;28:485–491.
28. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *Dent Res* 2011;90:1211–1215.
29. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res* 2007;18:581–584.
30. Hwang KG, Song SI, Kim SW, Lee SH, Kim YM, Shim KS. Sinus augmentation with beta-TCP. *Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2004;30:428–433.

31. 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;17:184–188.
32. Latash ML, Scholz JP, Schöner G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exerc Sport Sci Rev* 2002;30:26–31.
33. Hellmann D, Giannakopoulos NN, Blaser R, Eberhard L, Rues S, Schindler HJ. Long-term training effects on masticatory muscles. *J Oral Rehabil* 2011;38:912–920.
34. Jaberzadeh S, Miles TS, Nordstrom MA. Organisation of common inputs to motoneuron pools of human masticatory muscles. *Clin Neurophysiol*. 2006;117:1931–1940.
35. Sowman PF, Türker KS. Mandibular tremor during isometric contractions. *Arch Oral Biol* 2007;52:353–356.
36. Broekhuijsen ML, van Willigen JD. Influence of visual feedback on human isometric bite-force tremor. *Arch Oral Biol* 1994;39:117–120.
37. Sowman PF, Brinkworth RS, Türker KS. Periodontal anaesthesia reduces common 8 Hz input to masseters during isometric biting. *Exp Brain Res* 2006;169:326–337.
38. Durham TM, Hodges ED, Henry MJ, Geasland J, Straub P. Management of orofacial manifestations of Parkinson's disease with splint therapy: a case report. *Spec Care Dentist* 1993;13:155–158.
39. Tarlaci S. Citalopram-induced jaw tremor. *Clin Neurol Neurosurg* 2004;107:73–75.
40. Lucchini RG, Guazzetti S, Zoni S, et al. Tremor, olfactory and motor changes in Italian adolescents exposed to historical ferro-manganese emission. *Neurotoxicology* 2012;33:687–696.
41. 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* 2006;174:566–574.
42. Svensson P, Burggaard A, Schlosser S. Fatigue and pain in human jaw muscles during a sustained, low-intensity clenching task. *Arch Oral Biol* 2001;46:773–777.
43. 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;53:673–678; discussion 678 and 679.
44. Mathworks website. <http://www.mathworks.de/help/toolbox/stats/boxplot.html>. Accessed January 2013.
45. Roldán S, Buschang PH, Isaza Saldarriaga JF, Throckmorton G. Reliability of maximum bite force measurements in age-varying populations. *J Oral Rehabil* 2009;36:801–807.
46. Kravchenko A. Reproducibility of muscle activity in chewing tasks – a clinical study [thesis]. Dusseldorf: Heinrich Heine University, 2011. <http://docserv.uni-duesseldorf.de/servlets/DocumentServlet?id=18318>. Accessed January 2013.
47. Kiliaridis S, Katsaros C, Raadsheer MC, Mahboubi PH. Bilateral masseter muscle thickness in growing individuals with unilateral crossbites. *J Dent Res* 2000;79:497.
48. Gomes SG, Custodio W, Faot F, Cury AA, Garcia RC. Chewing side, bite force symmetry, and occlusal contact area of subjects with different facial vertical patterns. *Braz Oral Res* 2011;25:446–452.
49. Rollman GB, Lautenbacher S. Sex differences in musculoskeletal pain. *Clin J Pain*. 2001;17:20–24.
50. Türp JC, Schindler HJ, Pritsch M, Rong Q. Antero-posterior activity changes in the superficial masseter muscle after exposure to experimental pain. *Eur J Oral Sci* 2002;110:83–91.
51. Hodges P, Tucker K. Moving differentially in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. *Pain* 2011;152: S90–S98.
52. Lund J, Donga R, Widmer C, Stohler C. The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can J Physiol Pharmacol* 1991;69:683–694.
53. Abekura H, Kotani H, Tokuyama H, Hamada T. Effects of occlusal splints on the asymmetry of masticatory muscle activity during maximal clenching. *J Oral Rehabil* 1995;22: 747–752.
54. Vogel N. Effectiveness of active exercises for CMD – a systematic review. *German Dental Journal* 2012;6:372–384.

Address/Adresse

Dr. med. dent. Hans-Werner Weisskircher
 Bahnhofstraße 7
 54208 Igel, Germany
 Tel. +49 (0) 6501 600071
 E-Mail: weisskircher@t-online.de