

E. Etz<sup>1</sup>, D. Hellmann<sup>2</sup>, N. N. Giannakopoulos<sup>3</sup>, M. Schmitter<sup>4</sup>, P. Rammelsberg<sup>5</sup>, H. J. Schindler<sup>6</sup>

# The variability of centric jaw relations in the process chain of prosthetic restorations and their neuromuscular effects

## Variabilität zentrischer Kieferrelationen in der Prozesskette prothetischer Restaurationen und ihre neuromuskulären Effekte

<sup>1</sup> Eike Etz

<sup>2</sup> Dr. med. dent. Daniel Hellmann

<sup>3</sup> Dr. med. dent. Nikolaos Nikitas Giannakopoulos

<sup>4</sup> Prof. Dr. med. dent. Marc Schmitter

<sup>5</sup> Prof. Dr. med. dent. Peter Rammelsberg

<sup>6</sup> Prof. Dr. med. dent. Hans J. Schindler, Karlsruher Institut für Technologie, Forschungsgruppe Biomechanik

<sup>1</sup> Eike Etz

<sup>2</sup> Dr. med. dent. Daniel Hellmann

<sup>3</sup> Dr. med. dent. Nikolaos Nikitas Giannakopoulos

<sup>4</sup> Prof. Dr. med. dent. Marc Schmitter

<sup>5</sup> Prof. Dr. med. dent. Peter Rammelsberg

<sup>6</sup> Prof. Dr. med. dent. Hans J. Schindler, Karlsruhe Institute of Technology, Biomechanics Research Group

alle: Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Universitätsklinikum Heidelberg

All at: Department of Prosthodontics, Heidelberg University Clinic, Heidelberg, Germany

### Zusammenfassung

**Ziel:** Ein wesentlicher Faktor für eine erfolgreiche prothetische Versorgung ist die Rekonstruktion beziehungsweise Sicherung einer physiologischen Kieferrelation. Hierbei sollte die gewählte Registriertechnik eine hohe Reproduzierbarkeit aufweisen. Ziel der vorliegenden Studie war es zu prüfen, mit welcher Präzision sich eine initial registrierte Kieferrelation in eine prothetische Rekonstruktion überführen lässt und wie diese beiden Positionen die bilaterale Kaumuskelaktivität beeinflussen.

**Material und Methoden:** Bei 41 gesunden Probanden wurden durch 41 Untersucher simulierte prothetische Restaurationen (SPR) angefertigt, bei deren Herstellung die üblichen Arbeitsabläufe für eine prothetische Rekonstruktion durchgeführt wurden. Mithilfe des Zebris JMA-Systems wurden die Unterkieferpositionen in Interkuspidation, mit eingegliedertem Zentrikregistrat und mit inkorporierter SPR an Messpunkten beider Kondylen, beider erster Molaren und des Inzisalpunktes miteinander verglichen. Zeitgleich wurden die elektromyografischen Aktivitäten beider Mm. masseter und Mm. temporales

### Abstract

**Objective:** A key factor for successful prosthetic rehabilitation is the reconstruction and/or stabilization of a physiological jaw relation. The bite registration technique of choice should here exhibit a high degree of reproducibility. The objective of this study was to determine how precisely the initially recorded jaw relation can be transferred to a prosthetic reconstruction, and how these two positions influence the bilateral activity of the masticatory muscles.

**Materials and methods:** In 41 healthy subjects, 41 examiners incorporated simulated prosthetic restorations (SPRs) that were fabricated according to the procedures commonly used during prosthetic reconstructions. With the aid of the Zebris (WinJaw, Zebris Medical, Isny, Germany) jaw measurement analysis (JMA) system, the positions of the mandible were compared in intercuspidation, with an incorporated centric bite record and an incorporated SPR at designated measuring locations of both condyles, the first molars on each side and at the incisal point. At the same time, the electromyographical activities of the masseter

muscles and anterior temporal muscles were examined bilaterally under controlled isometric conditions.

**Results:** The positions of the mandible with the centric bite record and the SPR differed significantly ( $P < 0.05$ ). A difference of approximately 0.3 mm in the absolute shift of the spatial position was determined at all five measuring points between both positions; this essentially corresponded to a caudal shift of the mandible. The electromyographical (EMG) activities in these positions showed significant differences ( $P < 0.05$ ) for the temporal muscles.

**Conclusions:** In summary, the findings reveal that a centric jaw relation recorded using this technique can be transferred to a prosthetic reconstruction with the differences described in this article.

**Keywords:** accuracy of the recording of the centric jaw relation, centric bite record, centric jaw relation, electromyography, prosthetic reconstruction

## Introduction

The three-dimensional relationship of the maxilla to the mandible, the so-called determination of the centric relation, is one of the most important treatment measures in practical reconstructive dentistry<sup>1</sup>. The reproducibility of the technique used is therefore of decisive importance since for the necessary corrective measures during the seating of restorations, the same technique must be used as for the determination of the centric relation. Various studies<sup>2-9</sup> have investigated the reproducibility of various centric relation recording techniques, and found them to be clinically acceptable. None of the techniques examined, however, appear to be clearly superior to the others<sup>9</sup>. On the basis of the available data, Woda et al come to the conclusion that augmenting the reproducibility can be associated with a more unphysiological positioning of the mandible<sup>10</sup>. The centric condyle position frequently used for recording the centric relation hereby generally deviates from the original jaw position determined by intercuspation<sup>11-14</sup>. The physiological consequence of alterations of the position of the mandible is a modified activity of the jaw muscles. This was shown by various studies with the aid of the use of occlusal splints and other occlusal alterations<sup>15-19</sup>. As a result of vertical and horizontal alterations of the sagittal jaw relation, adaptations of muscular activity can be observed<sup>20,21</sup>. Daily practice shows that the patients adapt without symptoms to the described alterations of the jaw position, and the resulting neuromuscular adjustments.

anteriores unter kontrollierten isometrischen Bedingungen untersucht.

**Ergebnisse:** Die Unterkieferpositionen mit Zentrikregistrat und SPR unterschieden sich signifikant ( $p < 0,05$ ). Zwischen beiden Positionen konnte an allen fünf Messpunkten ein Unterschied von circa 0,3 mm absoluter räumlicher Lageveränderung ermittelt werden, der im Wesentlichen einem kaudalen Versatz des Unterkiefers entsprach. Die EMG-Aktivitäten in diesen Positionen zeigten signifikante ( $p < 0,05$ ) Unterschiede für die Mm. temporales.

**Schlussfolgerung:** Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse, dass eine zentrische Kieferrelation, die mit der vorliegenden Technik registriert wurde, mit den beschriebenen Abweichungen in eine prothetische Rekonstruktion überführt werden kann.

**Indizes:** Elektromyografie, Kieferrelation, Reliabilität von Kieferrelationsbestimmungen, Zentrikregistrat, prothetische Restauration

## Einleitung

Die dreidimensionale Zuordnung des Unterkiefers zum Oberkiefer, die sogenannte Kieferrelationsbestimmung, ist eine der wichtigsten Maßnahmen der praktischen zahnärztlich-rekonstruktiven Tätigkeit.<sup>1</sup> Die Reproduzierbarkeit der eingesetzten Technik ist dabei von entscheidender Bedeutung, da für die notwendigen Korrekturmaßnahmen bei der Eingliederung von Restaurationen die gleiche Technik wie bei der Kieferrelationsbestimmung zur Anwendung kommen muss. Verschiedene Studien<sup>2-9</sup> haben die Reproduzierbarkeit unterschiedlicher Registriertechniken untersucht und sie als klinisch akzeptabel bewertet. Jedoch scheint keine der untersuchten Techniken den anderen deutlich überlegen zu sein.<sup>9</sup> Aufgrund der Datenlage kommen Woda et al. zu der Erkenntnis, dass die Steigerung der Reproduzierbarkeit mit einer eher unphysiologischen Unterkieferpositionierung einhergehen kann.<sup>10</sup> Die für die Relationsbestimmung häufig verwendete zentrische Kondylenposition weicht dabei in der Regel von der ursprünglich durch die Interkuspation determinierte Kieferposition ab.<sup>11-14</sup> Die physiologische Folge von Unterkieferpositionsänderungen ist eine angepasste Aktivität der Kiefermuskeln. Dies konnten verschiedene Studien mithilfe des Einsatzes von Okklusionsschienen und anderen okklusalen Veränderungen zeigen.<sup>15-19</sup> Als Resultat vertikaler und horizontaler Änderungen der sagittalen Kieferrelation können Anpassungen der Muskelaktivität beobachtet werden.<sup>20,21</sup> Die tägliche Praxis zeigt, dass die

beschriebenen Veränderungen der Kieferposition und die daraus resultierenden neuromuskulären Veränderungen in der Regel durch die Patienten symptomlos adaptiert werden.

Unbekannt ist, mit welcher Genauigkeit eine dreidimensionale ursprünglich registrierte Kieferrelation (CR) in eine prothetische Rekonstruktion überführt werden kann und welche Aktivitätsänderungen innerhalb der Muskulatur dabei zu erwarten sind. Die komplexen technischen Herstellungsverfahren und die Korrektur der Okklusion im Munde des Patienten sind dabei mögliche Fehlerquellen, welche die Genauigkeit der Überführung der Kieferposition, von der Relationsbestimmung in die Position bei eingegliedert simulierter prothetischer Restauration (SPR), beeinflussen können.<sup>10</sup>

Zur Bestimmung der Präzision der prothetischen Prozesskette, die eine Überführung einer Registrierung in eine prothetische Versorgung beinhaltet, wurden bei gesunden Probanden SPR angefertigt. Hierbei wurden alle gängigen Labor- und Behandlungsschritte einer regulären prothetischen Versorgung durchgeführt. Im Anschluss an die Eingliederung der SPR wurden die physiologische Kieferposition in Interkuspitationsposition (IC), die CR und die Kieferposition bei inkorporierter SPR gemessen und miteinander verglichen. Messpunkte waren hierbei nicht nur die Positionen der Kondylen, sondern ebenfalls die Positionen des Inzisalpunktes und der ersten Molaren. Hierdurch sollten die potenziellen Positionsänderungen des gesamten Unterkiefers und nicht lediglich die der Kondylen erfasst werden. Die neuromuskulären Reaktionen des M. masseter und des M. temporalis wurden mittels elektromyografischer Messungen (EMG) untersucht.

Die Hypothese war, dass die verschiedenen Kieferpositionen signifikant voneinander abweichen und als neuromuskuläre Folge eine signifikante Veränderung der Aktivierungsverhältnisse der Kiefermuskulatur zu erwarten ist.

## Material und Methoden

### Probanden

Insgesamt wurden 41 gesunde Studenten, darunter 31 weibliche und zehn männliche (Altersdurchschnitt  $24 \pm 2$  Jahre), der MZK Klinik der Universität Heidelberg in dieser Studie untersucht. Die Studie wurde von der Ethik-Kommission der medizinischen Abteilung der Universität Heidelberg genehmigt (Nr. S-130/2010). Alle Probanden gaben ihre schriftliche Einverständniserklärung zu dem Experiment, welches in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki durchgeführt wurde.

It is unknown with what accuracy the originally registered three-dimensional jaw centric relation (CR) can be transferred to a prosthetic reconstruction, and which alterations of activity can be expected within the musculature. The complex technical manufacturing procedures, and the intraoral correction of the occlusion are possible sources of error that can influence the accuracy of the transfer of the jaw position of the originally recorded centric relation to the jaw position, with the incorporated simulated prosthetic restoration (SPR)<sup>10</sup>.

For determining the precision of the process chain for the fabrication of prosthetic restorations, which includes the transfer of a recorded centric relation to a prosthetic restoration, SPRs were fabricated for healthy test subjects. To this purpose, all the customary laboratory procedures and treatment steps were carried out as for a regular prosthetic reconstruction. Following the seating of the SPR, the physiological jaw position in the intercuspation position (IC), the recorded CR and the jaw position with the incorporated SPR were measured and compared. The points measured included not only the positions of the condyles, but also the positions of the incisal point and the first molars. This was intended to determine the potential alterations in the position of the entire mandible, and not merely that of the condyles. The neuromuscular reactions of the masseter muscle and the temporal muscle were examined by means of electromyographical (EMG) measurements.

The hypothesis was that the different jaw positions vary significantly from one another, and that the expected neuromuscular consequence of this is a significant alteration of the activation conditions of the jaw musculature.

## Materials and methods

### Test subjects

A total of 41 healthy students, including 31 female and 10 male students (with an average age of  $24 \pm 2$  years) of the University Dental Clinic of Heidelberg, were examined in this study. The study was approved by the Ethics Commission of the Department of Medicine of the University of Heidelberg (No. S-130/2010). All test subjects gave their written consent to the experiment, which was carried out in accordance with the Declaration of Helsinki. Exclusion criteria were painful myoarthropathic conditions according to the RDC/TMD (Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders).



**Fig 1** Acrylic resin bite record after bite registration. Stabilized with pattern resin and alu wax.

**Abb.1** Kunststoffbissträger nach Bissnahme. Mit „Pattern Resin“ und Alu-Wachs stabilisiert.

## Experimental procedure

The following sections give a chronological description of the experimental procedure. The treatment steps were performed by students while under the supervision of two experienced dentists.

### *Manufacture of the bite record (recording of the centric jaw relation)*

An acrylic wafer was fabricated on super hard plaster models (Type IV), which were manufactured from preceding alginate impressions. The maxillary models were mounted in the articulator with the aid of a facebow (Axioquick anatomic transfer bow, SAM® Präzisionstechnik, Munich, Germany), and the corresponding mandibular models mounted in the articulator (SAM 2PX, SAM) in the intercuspation position. For the manufacture of the centric bite record, the support pin of the articulator was opened incisally by 5–6 mm.

In the next working step, a wafer of light curing acrylic was used (Lightplast, Dreve Dentamid, Unna, Germany). This was given a flat anterior frontal plane aligned parallel to the occlusal plane, on which only the maxillary central incisors had contact. In order to prevent backsliding of the mandible during the following centric recording procedure, an alu wax strip (Alu Wax Denture, American Dental Systems,

Ausschlusskriterien waren schmerzhafte Myoarthropathien nach den RDC/TMD (Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders).

## Experimentelles Vorgehen

Die folgenden Abschnitte beschreiben chronologisch das experimentelle Vorgehen. Die Behandlungsschritte wurden durch Studenten unter Aufsicht von zwei erfahrenen Zahnärzten durchgeführt.

### *Herstellung des Bissträgers (Zentrikbissnahme)*

Die Herstellung der Bissträger erfolgte auf Superhartgipsmodellen (Typ IV), welche aus vorhergehenden Alginateabformungen generiert wurden. Die Oberkiefermodelle wurden mithilfe eines Gesichtsbogens (Axioquick anatomischer Transferbogen, SAM® Präzisionstechnik, München), die Unterkiefermodelle dazu in Interkuspitationsposition im Artikulator (SAM 2PX, SAM) montiert. Zur Anfertigung des Zentrikregistrats erfolgte eine inzisale Sperrung im Artikulator von 5–6 mm. Im nächsten Arbeitsschritt wurde ein Bissträger aus lichthärtendem Kunststoff hergestellt (Lightplast, Dreve Dentamid, Unna). Dieser war mit einem flachen, parallel zur Okklusionsebene ausgerichteten, frontalen Aufbissplateau versehen, auf dem nur die mittleren Schneidezähne des Unterkiefers Kontakt hatten. Um ein Abgleiten des Unterkiefers während der folgenden Registrierung zu verhindern, wurde ein Aluwachsstreifen (Alu Wax Denture, American Dental Systems, Vaterstetten) auf das Frontplateau aufgebracht. Die Zentrikregistrierung wurde wie folgt durchgeführt:

- Die linke Hand fixierte den Bissträger am Oberkiefer.
- Der Untersucher führte gemäß der Lauritzen-Technik den Unterkiefer mit leichtem Druck in eine posteriore Position. Hierbei wurde eine einhändige, mit mäßigem Druck (~ 25 N) nach retraher gerichtete, Drei-Finger-Führung am Kinn angewendet.<sup>22</sup> Während dieser Prozedur waren die Probanden angehalten, die Zunge soweit wie möglich dorsal an den Gaumen zu legen. Zeitgleich wurde diese Position mit Pattern Resin (GC Pattern Resin LS, GC Germany, Bad Homburg) im Bereich der Eckzähne und Molaren fixiert (Abb. 1). Anschließend wurden die Unterkiefermodelle mittels des Bissträgers im Artikulator für die weiteren labor-technischen Verfahrensschritte montiert.

### Herstellung und Inkorporation der simulierten prothetischen Restauration

Die SPR wurde in Form einer Okklusionsschiene aus Polymethylmethacrylat (PMMA [Palapress®, Heraeus Kulzer, Hanau]) für den Oberkiefer hergestellt. Dabei wurde eine front-eckzahngeschützte Okklusion mit Höcker-Fossa-Verzahnung im Seitenzahngelände erarbeitet, wobei statische Kontakte nur im Seitenzahngelände zulässig waren. Die SPR wurde anhand folgender Kriterien bei den Probanden angepasst und okklusal korrigiert:

- Im Mund des Probanden durfte kein Schaukeln der SPR festgestellt werden (passgenauer Sitz).
- Bei leichter Beißkraft musste eine 10 µm dicke Shimstockfolie vom ersten Prämolaren bis zum zweiten Molaren gehalten werden.
- Die dynamische Okklusion musste dem Konzept der front-eckzahngeschützten Okklusion entsprechen.

Sobald diese Kriterien erfüllt waren, wurde die Kieferposition mit Pattern Resin im Bereich der Prämolaren und Molaren stabilisiert (Abb. 2).

### Versuchsdurchführung

Zur Durchführung der Messungen wurde das JMA-System (WinJaw, Zebis Medical, Isny) eingesetzt. Das Kieferregistriersystem erfasst nach der Methode der Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen berührungslos alle Freiheitsgrade des Unterkiefers. Der Unterkieferbogen wurde mithilfe eines paraokklusalen Löffels an der Unterkieferzahnreihe befestigt. Um mögliche Messartefakte auszuschließen, wurde ein modifizierter, experimenteller Oberkieferbogen eingesetzt, der ebenfalls paraokklusal an der Oberkieferzahnreihe befestigt wurde (Abb. 3). Im Folgenden wurde der Infraorbitalpunkt zur Kalibrierung des Systems angegeben. Der Interkondylarabstand wurde im System mit 110 mm definiert. Für die Messung nahmen die Probanden eine aufrechte und entspannte Sitzposition ein. Die Bestimmung der Scharnierachse erfolgte durch mehrmalige Öffnungs- und Schließbewegungen, wobei die Kondylen eine reine Rotationsbewegung vollzogen. Der Bewegungsablauf konnte am Bildschirm kontrolliert und bei Bedarf wiederholt werden. Als Referenzebene für alle weiteren Berechnungen der Software war somit die Achs-Orbital-Ebene definiert.

In einem weiteren Schritt wurden folgende Punkte mit dem Zeigestift (Localizer) markiert (Abb. 4):



**Fig 2** SPR made of acrylic resin. The bite was stabilized in the premolar and molar region with pattern resin.

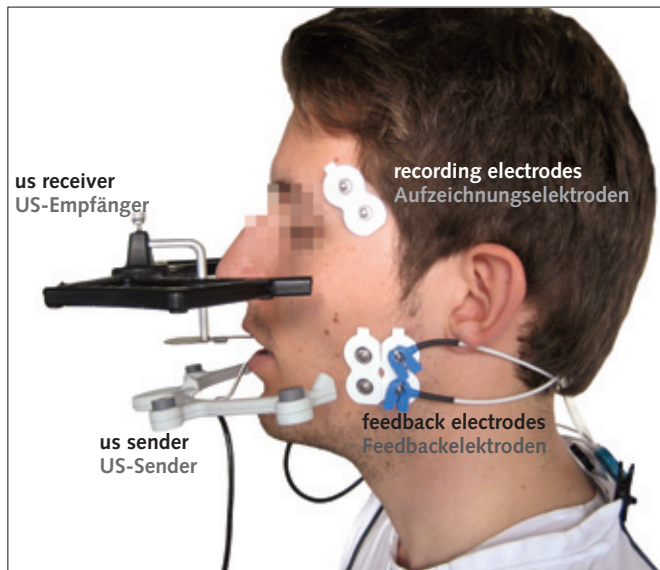
**Abb. 2** Simulierte prothetische Restauration (SPR) aus Acryl-Kunststoff. Die Prämolaren- und Molarenregion wurden zur Bissstabilisierung mit „Pattern Resin“ versehen.

Vaterstetten, Germany) was positioned on the frontal plane. The centric jaw relation was recorded as follows:

- The acrylic wafer was held to the maxilla with the left hand.
- The examiner guided the mandible into a posterior position, applying slight pressure according to the Lauritzen technique. Using three fingers of one hand, moderate, retrally-inclined pressure was applied to the chin<sup>22</sup>. During this procedure, the test subjects were asked to place the tongue in the dorsal direction against the palate as far as possible. At the same time, this position was recorded with pattern resin (GC Pattern Resin LS, GC Germany, Bad Homburg, Germany) in the area of the canines and molars (Fig 1). The mandibular models were subsequently mounted in the articulator, in accordance with the recording of the centric relation for the further laboratory procedures.

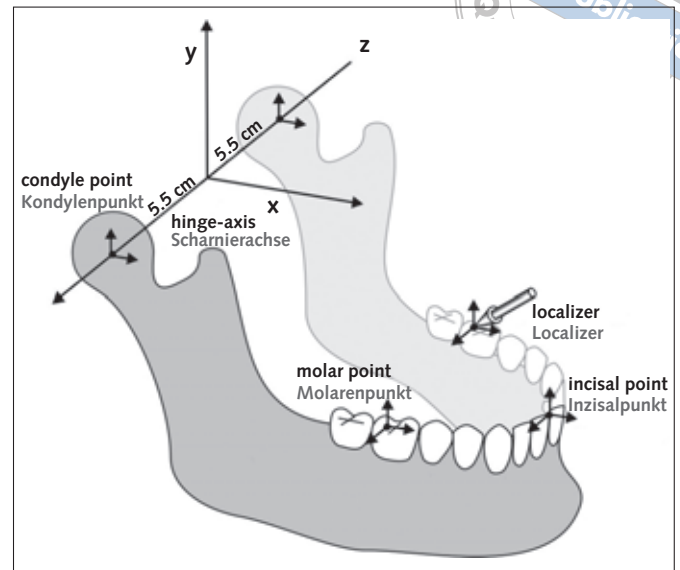
### Manufacture and incorporation of the simulated prosthetic restoration

The SPR was manufactured in the form of an occlusal splint made of polymethyl methacrylate (PMMA [Palapress®, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany]) for the maxilla. To this purpose, anterior/canine protected occlusion with cusp-fossa intercuspation was created in the posterior area, whereby static contacts were permitted only in the posterior area. The SPR worn by the test subjects was



**Fig 3** Schematic diagram of the JMA system with an experimental maxillary facebow and surface electrodes. US = ultrasound.

**Abb. 3** Schematische Darstellung des JMA-Systems mit experimentellem Oberkieferbogen und Oberflächen-Elektroden. US = Ultraschall.



**Fig 4** Measuring points on the mandible. Localizer = indicator pen, which is built into the mandibular facebow in order to indicate the measuring points. x, y and z indicate the anterior-posterior, vertical and transversal deviations, whereby negative values indicate a shift posteriorly, caudally and to the left.

**Abb. 4** Messpunkte am Unterkiefer. Localizer = Zeigestift, welcher in den Unterkieferbogen integriert wird, um die Messpunkte anzugeben. x, y und z geben die anterior-posterioren, vertikalen und transversalen Abweichungen an, wobei negative Werte eine Verschiebung nach posterior, kaudal und links anzeigen.

adjusted and occlusal corrections made on the basis of the following criteria:

- It was necessary that no moving around of the SPR be observed in the mouth of the test subject (an accurate marginal fit is required).
- A Shimstock occlusion foil with a thickness of 10  $\mu\text{m}$  had to be held, under a slight occlusal force, from the first premolar to the second molar.
- The dynamic occlusion had to correspond to the concept of anterior-canine protected occlusion.

As soon as these criteria were fulfilled, the jaw position was stabilized with pattern resin in the premolar and molar area (Fig 2).

### Execution of the experiment

The Zebris jaw measurement analysis system (JMA) (Win-Jaw, Zebris Medical, Isny, Germany) was used to take the measurements. The JMA records all degrees of freedom of the mandible without contact, using the principle based on

- Inzispunkt
- linker erster Molar (Zahn 36)
- rechter erster Molar (Zahn 46)

Die Vermessungen der Kieferposition wurden in folgender Reihenfolge vollzogen:

1. IC
2. CR
3. SPR

Die Messserie wurde dreimal unter EMG-Feedback-Kontrolle wiederholt. Der durch die Software des Messsystems erstellte tabellarische Report zur elektronischen Positionsanalyse beinhaltet die Darstellung der Positionen CR und SPR als Abweichung von IC. Die Abbildung 4 zeigt die Messorte sowie die Einteilung des verwendeten Koordinatensystems. Die daraus resultierenden Vorzeichen für die Koordinaten repräsentieren die in der Tabelle 1 dargestellten Richtungen der Verschiebevektoren.

### *EMG-Aufbau und Feedback-Kontrolle*

Die EMG-Messungen erfolgten mit dem Biopac System (EM 100 Biopac, Santa Barbara/CA, USA) und der implementierten AcqKnowledge-Software. Vor Applikation der Oberflächenelektroden auf die Haut wurden die entsprechenden Areale mit 70 % Ethanol entfettet, um einen stabilen Elektrodenkontakt und einen geringen Hautleitwiderstand zu gewährleisten. Die bipolaren Ag/AgCl-Elektroden (Noraxon Dual Electrodes, Noraxon, Scottsdale, USA) hatten einen Durchmesser der aktiven Leitfläche von 14 mm und einen Interelektrodenabstand von 20 mm. Die Elektroden wurden in Richtung des Muskelfaserverlaufs bilateral im zentralen Bereich des M. masseter und dem anterioren Anteil des M. temporalis angebracht (Abb. 3). Die Referenzelektrode wurde direkt über dem siebten Halswirbel positioniert. Die EMG-Signale wurden differenzverstärkt (EM 100; frequency response 1–5000 Hz) und mit 1000 Hz Abtastrate aufgezeichnet. Zur Feedback-Kontrolle der Probanden wurden zusätzliche Elektroden (Abb. 3) auf beiden Mm. masseter im posterioren Anteil angebracht, parallel geschaltet und das Summensignal mittels eines zweiten EMG-Gerätes (EMG Bluetooth Messsystem, Zebri) auf einem Bildschirm ausgegeben.

### *EMG- und Kieferpositionsmessung*

Die Probanden wurden angewiesen jeweils dreimal maximal über einen Zeitraum von drei Sekunden in der Interkuspidationsposition zuzubeißen. Die ermittelte Amplitude wurde mit 100 % gleichgesetzt (MVC) und die submaximalen EMG-Werte als 25 %- und 50 %-Anteile dieser maximalen Aktivierung berechnet. Die so ermittelten Mikrovolt-Werte wurden den Probanden auf einem Display (visuelles Feedback) als Balken dargestellt und das gewünschte Aktivierungsniveau (relativ zur Maximalaktivität) mittels einer vertikalen Markierung angezeigt. Im Folgenden wurden in jeweils drei Messungen bei 25 %, 50 % und 100 % MVC (folgend als Beißaufgaben bezeichnet) sowohl die Kieferposition als auch die EMG-Aktivität unter den drei experimentellen Bedingungen IC, CR und SPR elektronisch aufgezeichnet. Das Aktivitätsniveau wurde für jeweils circa zwei Sekunden gehalten.

### **Datenanalyse**

Im Vorfeld der Versuche wurde die Genauigkeit des Ultraschall-Mess-Systems mittels eines Kreuztisches getestet (anteroposterior  $x = +2$  bis  $-5$  mm; vertikal  $y = +2$  bis  $-7$  mm; rechts/links  $z = +2$  bis  $-2$  mm).

measuring the travel time of ultrasound impulses. The mandible bow was secured with the aid of a para-occlusal bite fork to the teeth in the mandibular jaw. In order to prevent possible measurement artifacts, a modified experimental maxillary facebow was used, which was likewise fastened with the aid of a para-occlusal bite fork to the teeth in the maxilla (Fig 3). The infra-orbital point was given in the following for the calibration of the system. The intercondylar distance was defined in the system as 110 mm. The test subjects took up an upright and relaxed sitting posture for the measurements. The hinge axis was determined by means of repeated opening and closing movements, whereby the condyles performed a purely rotational movement. The sequence of movements was controlled on the monitor, and repeated if necessary. The axis-orbital plane was thus defined as a plane of reference for all further calculations performed by the software.

In a further step, the following points were marked with the indicator pen (localizer) (Fig 4):

- incisal point
- first molar on the left-hand side (tooth 36)
- first molar on the right-hand side (tooth 46).

The measurements of the jaw position were made in the following order:

1. IC
2. CR
3. SPR.

The series of measurements was repeated three times under EMG feedback control. The report in tabular form generated by the software for the electronic position analysis also depicted the positions CR and SPR as a deviation from IC. Figure 4 shows the measurement locations and the gradations on the coordinate system used. The resulting algebraic signs of the coordinates represent the directions of the displacement vector depicted in Table 1.

### *EMG structure and feedback control*

The EMG measurements were performed with the Biopac System (EM 100 Biopac, Santa Barbara, CA, USA) and the AcqKnowledge software used by the system. Before applying the surface electrodes to the skin, the corresponding sites were degreased with 70% ethanol in order to guarantee stable electrode contact and a low skin resistance. The bipolar Ag/AgCl electrodes (Noraxon Dual Electrodes, Noraxon, Scottsdale, USA) featured an active conducting surface of 14 mm in diameter, and an interelectrode distance of 20 mm. The electrodes were applied bilaterally in the

direction of the muscle fibers in the central region of the masseter muscle and the anterior region of the temporal muscle (Fig 3). The reference electrode was positioned directly above the seventh spinal vertebra. The voltage difference of the EMG signals was amplified (EM 100; frequency response 1–5,000 Hz) and recorded at a sampling rate of 1,000 Hz. For the purpose of feedback control of the test subjects, additional feedback electrodes (Fig 3) were positioned in the posterior region of both masseter muscles, connected in parallel, and the humming signal emitted via a second EMG unit (EMG Bluetooth Measuring System, Zebris) on a monitor.

### EMG and jaw position measurement

The test subjects were requested to bite a maximum of three times, for a duration of 3 s each in the intercuspal position. The determined amplitude was equated with 100% maximum voluntary contraction (MVC), and the submaximal EMG values calculated as 25% and 50% of this maximum activation. The microvolt values obtained in this way were shown to the test persons as a bar on the monitor (visual feedback), and the desired activation level (in relation to the maximum degree of activation) indicated by a vertical marking. In three measurements of 25%, 50% and 100% MVC respectively (referred to in the following as biting tasks), both the jaw position and the EMG activity were recorded electronically in the following under the three experimental conditions IC, CR and SPR. The activity level was held in each case for approximately 2 s.

### Data analysis

In preparation for the experiments, the accuracy of the ultrasound measuring system was tested using an x-y table (anteroposteriorly  $x = +2$  to  $-5$  mm; vertically  $y = +2$  to  $-7$  mm; right/left  $z = +2$  to  $-2$  mm).

On analysis of the data from the series of experiments, the absolute value of the spatial displacement vector, which occurred in the positions CR and SPR, was calculated individually for each position of the mandible using the formula  $d = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ .

The absolute values of the differences between the three repeated measurements were then calculated ( $rm1-rm2$ ;  $rm1-rm3$ ;  $rm2-rm3$ ) and the mean taken<sup>9</sup>. The mean and standard deviation for the five measured positions on the mandible (right and left condyle, right and left molar point and incisal point) described the global quantitative measure for the accuracy of the series of measurements. In order to evaluate with what accuracy the position CR could be transferred to the position SPR, the differences between

Bei der Analyse der Daten aus der Versuchsreihe wurde der Absolutwert des räumlichen Verschiebevektors, der bei den Positionen CR und SPR auftrat, für jede Unterkieferposition einzeln mit folgender Formel berechnet:

$$d = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

Danach wurden die absoluten Werte der Unterschiede zwischen den drei wiederholten Messungen berechnet ( $rm1-rm2$ ;  $rm1-rm3$ ;  $rm2-rm3$ ) und gemittelt.<sup>9</sup> Der Mittelwert und die Standardabweichung für die fünf gemessenen Unterkieferpunkte (rechter und linker Kondylus, rechter und linker Molarenpunkt und Inzisalpunkt) beschrieb das globale quantitative Maß für die Genauigkeit der Messkette. Um zu bewerten, mit welcher Genauigkeit die Position CR in die Position SPR umgesetzt werden konnte, wurden die Unterschiede zwischen CR und SPR als absolute Radiusvektoren und Koordinaten des Inzisalpunktes sowie der gemittelten (rechts/links) Molaren- und Kondylenpunkte berechnet.

Die mittleren EMG-Aktivitäten während der zwei Sekunden anhaltenden Beißaufgaben wurden mittels des Root-Mean-Square (RMS)-Algorithmus berechnet.<sup>23</sup> Basierend auf diesen Daten wurden die Aktivierungsverhältnisse der homonymen und heteronymen Muskeln bestimmt. Die Ergebnisse aus den drei Wiederholungen der Beißaufgaben wurden als Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) dargestellt. Die statistische Analyse erfolgte mit dem Programm SigmaStat 3.5 (Systat Software, Erkrath). Sowohl die Lageunterschiede des Unterkiefers als auch die Unterschiede der EMG-Aktivitätsverhältnisse in den Positionen IC, CR und SPR wurden mithilfe von Varianzanalysen (ANOVA) und Bonferroni Post-Hoc-Tests untersucht. Das Signifikanzniveau wurde für  $\alpha = 0,05$  festgelegt.

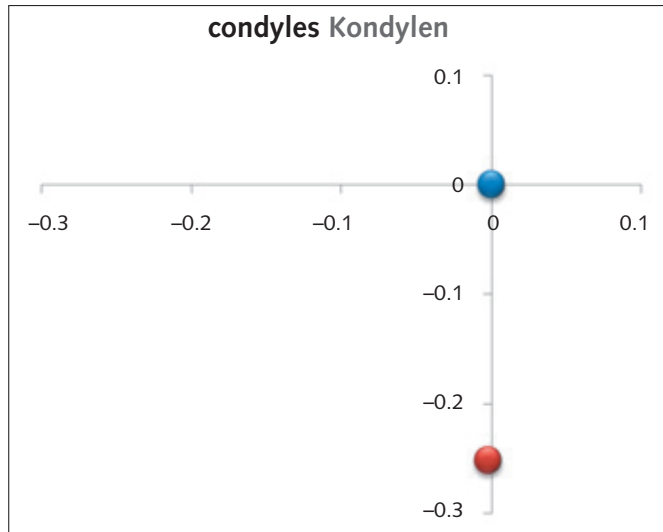
## Ergebnisse

### Kieferpositionsmessung

Für den in dieser Studie relevanten Messbereich betrug die Genauigkeit des verwendeten Ultraschall-Mess-Systems 0,01 mm. Die mittlere quantitative Genauigkeit der Messkette betrug  $0,11 \pm 0,08$  mm.

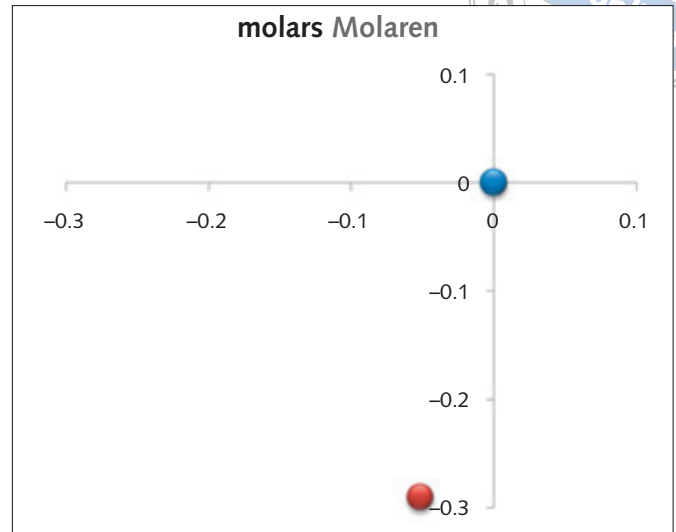
Mittelwerte und Standardabweichungen für die verschiedenen Messpunkte bei IC, CR und SPR sind in Tabelle 1 dargestellt. Die Koordinaten (ausgenommen der z-Komponente) aller Messpunkte der Positionen CR und SPR unterschieden sich signifikant ( $p < 0,05$ ) von denen der IC-Position. Die Lage der Kondylen der rechten und linken Seite unterschieden sich signifikant ( $p < 0,001$ ) zwischen CR und SPR (Tab. 1). Die gemittelte Differenz der Verschiebung zwischen CR und SPR belief sich auf circa





**Fig 5** Difference between CR (centric jaw relation) and SPR (simulated prosthetic restoration) for the averaged condyle position of the x-/y- coordinates. The blue point shows the CR position, the red point the SPR position.

**Abb. 5** Unterschied zwischen CR (zentrische Kieferrelation) und SPR (simulierte prothetische Restauration) für die gemittelte Kondylenposition der x-/y-Koordinaten. Der blaue Punkt zeigt die CR-Position, der rote Punkt die SPR-Position an.

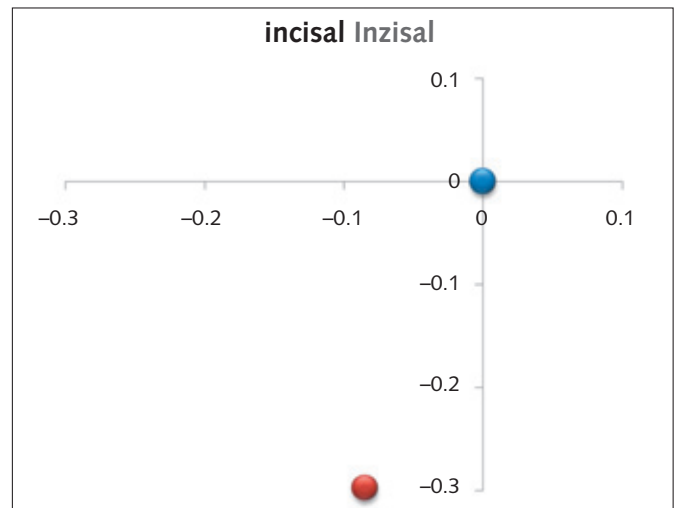


**Fig 6** Difference between CR and SPR for the averaged molar positions of the x-/y- coordinates. The blue point shows the CR position, the red point the SPR position.

**Abb. 6** Unterschied zwischen CR und SPR für die gemittelte Molarenposition der x-/y-Koordinaten. Der blaue Punkt zeigt die CR-Position, der rote Punkt die SPR-Position an.

**Fig 7** Difference between the CR and SPR for the incisal point position of the x-/y- coordinates. The blue point shows the CR position, the red point the SPR position.

**Abb. 7** Unterschied zwischen CR und SPR für die Inzispunktposition der x-/y-Koordinaten. Der blaue Punkt zeigt die CR-Position, der rote Punkt die SPR-Position an.



0,3 mm für die y-Komponente in Form einer weiter kaudal gelegenen Position der Kondylen von SPR gegenüber CR (Abb. 5–7). Ebenfalls konnte ein signifikanter ( $p < 0,05$ ) Unterschied der beiden Kondylen innerhalb CR und SPR für die y-Komponente gefunden werden. Verglichen mit IC betrug die Verlagerung der gemittelten (rechts/links) Kondylenposition für CR  $0,6 \pm 0,7$  mm in kranialer sowie  $0,4 \pm 0,5$  mm in posteriorer Richtung. Für SPR betrug die Verlagerung gegenüber IC  $0,3 \pm 0,8$  mm in kranialer und  $0,5 \pm 0,6$  mm in posteriorer Richtung.

CR and SPR were calculated as absolute radius vectors and coordinates of the incisal point, as well as of the averaged (right/left) molar points and condyle points.

The average EMG activities during the 2 s duration of the biting tasks were calculated by means of the root mean square (RMS) algorithm<sup>23</sup>. On the basis of these data, the activation conditions of the homonymous and heteronymous muscles were determined. The results of the three repetitions of the biting tasks were depicted as mean values (MV) and standard deviations (SD).

**Table 1** Spatial coordinates (x, y, z in mm) of the measured deviations of the five mandibular measurement points (left and right condyles), left and right first molar, incisal point) relative to the intercuspation position after the onset of the bite registration (CR) or the simulated prosthetic restoration (SPR). x = anterior, y = cranial, z = right, -x = posterior, -y = caudal, -z = left, MW = mean, SD = standard deviation.

**Tab. 1** Räumliche Koordinaten (x, y, z in mm) der gemessenen Abweichungen der fünf mandibulären Messpunkte (linker und rechter Kondylus, linker und rechter erster Molar, Inzisalregion) relativ zur Interkuspitationsposition nach Einsetzen des Bisregistrats (CR) bzw. der simulierten prothetischen Restauration (SPR). x = anterior, y = kranial, z = rechts, -x = posterior, -y = kaudal, -z = links, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung.

	CR			SPR			CR					
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z
	<b>right condyles/Kondylus rechts</b>						<b>left condyles/Kondylus links</b>					
<b>MW</b>	-0.37	0.71	-0.02	-0.36	0.45	-0.02	-0.52	0.45	-0.01	-0.53	0.2	-0.02
<b>SD</b>	0.45	0.77	0.27	0.5	0.87	0.24	0.6	0.7	0.27	0.62	0.65	0.24
	<b>right molar/Molar rechts</b>						<b>left molar/Molar links</b>					
<b>MW</b>	-2.99	-3.03	0.03	-3.03	-3.32	-0.01	-3.12	-3.13	0.03	-3.19	-3.42	0.01
<b>SD</b>	0.7	0.96	0.39	0.72	1.05	0.45	0.82	1.02	0.4	0.81	1.08	0.47
	<b>incisal/Inzisal</b>											
<b>MW</b>	-4.27	-4.95	0.05	-4.35	-5.25	0.03						
<b>SD</b>	1.23	0.83	0.55	1.25	0.96	0.62						
	<b>right/left pooled data/rechts/links gemittelte Daten</b>											
	CR			SPR								
	x	y	z	x	y	z						
	<b>condyles/Kondylen</b>											
<b>MW</b>	-0.44	0.58	-0.01	-0.45	0.33	-0.02						
<b>SD</b>	0.53	0.74	0.26	0.57	0.77	0.24						
	<b>molars/Molaren</b>											
<b>MW</b>	-3.06	-3.08	0.03	-3.11	-3.37	0						
<b>SD</b>	0.76	0.99	0.39	0.77	1.06	0.46						

The statistical analysis was performed using the program SigmaStat 3.5 (Systat Software, Erkrath, Germany). Both the differences in the length of the mandible and the differences in the EMG activity conditions in the positions IC, CR and SPR were determined with the aid of variance analyses (ANOVA) and Bonferroni post-hoc tests. The significance level was determined for  $\alpha = 0.05$ .

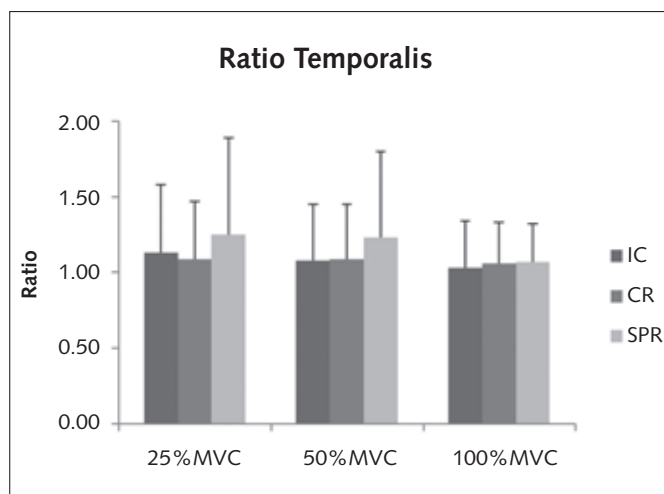
## Results

### Jaw position measurement

For the measurement range relevant to this study, the accuracy of the ultrasound measuring system used was 0.01 mm. The average quantitative accuracy of the series of measurements was  $0.11 \pm 0.08$  mm.

Die Lage der Molarenpunkte der rechten und linken Seiten unterschied sich lediglich auf der rechten Seite signifikant ( $p < 0,001$ ) zwischen CR und SPR (Tab. 1). Die gemittelte Differenz der Positionen zwischen CR und SPR betrug ebenfalls circa 0,3 mm in Form einer kaudalen Verlagerung in SPR gegenüber CR. Innerhalb CR und SPR gab es keine signifikanten Abweichungen der rechten und linken Molarenpunkte.

Die Lage des Inzisalpunktes unterschied sich signifikant ( $p < 0,05$ ) zwischen CR und SPR. Für die y-Komponente konnte eine kaudale Verlagerung von circa 0,3 mm in SPR gegenüber CR gemessen werden. Für die weiteren Komponenten wurden keine signifikanten Abweichungen zwischen CR und SPR ermittelt. Für alle Messpunkte lag die räumliche Verlagerung bei circa 0,3 mm.



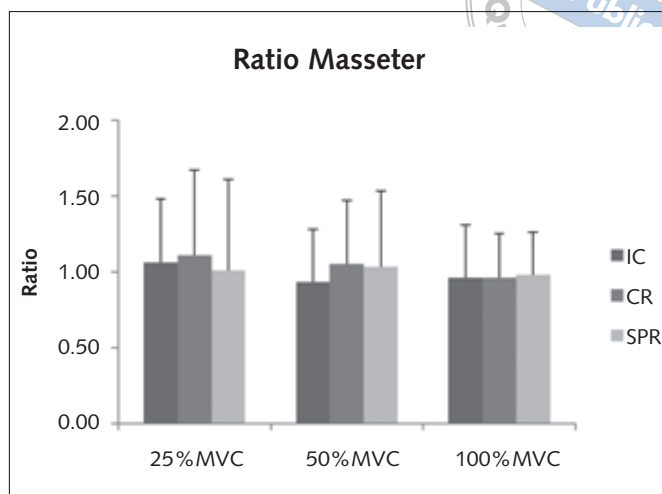
**Fig 8** EMG activity in the form of the mean and the standard deviation of the temporalis muscle left/right at 25%, 50% and 100% MVC for the mandibular positions IC, CR, SPR. IC = intercuspatation; CR = centric jaw relation; SPR = simulated prosthetic restoration.

**Abb. 8** EMG-Aktivitätsverhältnisse in Form von Mittelwert und Standardabweichung des Musculus temporalis rechts/links bei 25 %, 50 % und 100 % MVC für die Unterkieferpositionen IC, CR, SPR. IC = Interkuspitation; CR = zentrische Kieferrelation; SPR = simulierte prothetische Restauration.

## EMG

Die Abbildungen 8 und 9 zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktivierungsverhältnisse der rechten und linken Seite, getrennt für den M. temporalis und M. masseter. Für den M. temporalis unterschieden sich die Aktivierungsverhältnisse zwischen IC und SPR sowie zwischen CR und SPR signifikant ( $p < 0,05$ ) während der 50 %-MVC-Beißaufgabe. Bei 25 % MVC lag das gemittelte Aktivierungsverhältnis in einer vergleichbaren Größenordnung wie bei 50 %, jedoch wurde das für die Analyse festgelegte Signifikanzniveau nicht erreicht. Für alle weiteren Aktivierungsverhältnisse der homonymen Muskeln wurden keinerlei weitere signifikante Unterschiede gefunden.

Die Abbildung 10 fasst die M. temporalis/M. Masseter (Tp/Ma)-Aktivierungsverhältnisse während der unterschiedlichen Beißaufgaben in den verschiedenen Positionen zusammen. Da sich die Aktivitätsverhältnisse der homonymen Muskeln der rechten und linken Seite nicht signifikant unterschieden, wurden diese für die weiteren Berechnungen gemittelt. Die Tp/Ma-Aktivierungsverhältnisse für die Positionen IC, CR und SPR unterschieden sich nahezu für alle unterschiedlichen Beißaufgaben signifikant

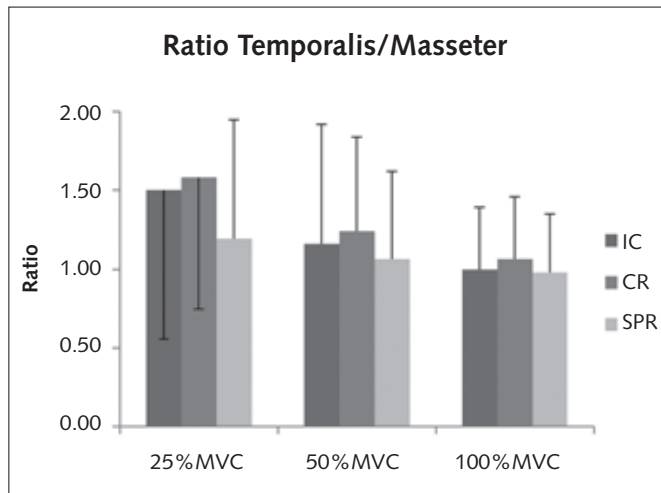


**Fig 9** EMG activity in the form of the mean and the standard deviation of the masseter muscle left/right at 25%, 50% and 100% MVC for the mandibular positions IC, CR, SPR. IC = intercuspatation; CR = centric jaw relation; SPR = simulated prosthetic restoration.

**Abb. 9** EMG-Aktivitätsverhältnisse in Form von Mittelwert und Standardabweichung des Musculus masseter rechts/links bei 25 %, 50 % und 100 % MVC für die Unterkieferpositionen IC, CR, SPR. IC = Interkuspitation; CR = zentrische Kieferrelation; SPR = simulierte prothetische Restauration.

Mean values and standard deviations for the various measurement points at IC, CR and SPR are depicted in Table 1. The coordinates (with the exception of the z-components) of all measurement points in the positions CR and SPR vary significantly ( $P < 0.05$ ) from those of the IC position. The position of the left and right condyles varies significantly ( $P < 0.001$ ) between CR and SPR (Table 1). The average difference of the shift between CR and SPR was approximately 0.3 mm for the y-component, in the form of a more caudal position of the condyles with respect to CR (Figs 5 to 7). Likewise, a significant difference ( $P < 0.05$ ) of both condyles within CR and SPR was observed for the y-components. Compared with IC, the shift of the averaged (right/left) condyle positions for CR was  $0.6 \pm 0.7$  mm in the cranial direction and  $0.4 \pm 0.5$  mm in the posterior direction. For SPR, the shift with respect to IC was  $0.3 \pm 0.8$  mm in the cranial and  $0.5 \pm 0.6$  mm in the posterior direction.

The position of the molar points on the right and left varied significantly ( $P < 0.001$ ) only on the right-hand side between CR and SPR (Table 1). The averaged difference of the positions between CR and SPR was likewise approximately 0.3 mm in the form of a caudal shift in the SPR with regard to CR. Within CR and SPR, there were no significant deviations of the right and left molar points.



**Fig 10** EMG activity in the form of the mean and the standard deviation of the pooled data for the temporal/masseter muscles at 25%, 50% and 100% MVC for the mandibular positions IC, CR, SPR. IC = interkuspitation; CR = centric jaw relation; SPR = simulierte prothetische Restauration.

**Abb. 10** EMG-Aktivitätsverhältnisse in Form von Mittelwert und Standardabweichung der gepoolten Daten für den M. temporalis/masseter bei 25 %, 50 % und 100 % MVC für die Unterkieferpositionen IC, CR, SPR. IC = Interkuspitation; CR = zentrische Kieferrelation; SPR = simulierte prothetische Restauration.

The position of the incisal point varied significantly ( $P < 0.05$ ) between CR and SPR. For the y-components, a caudal shift of approximately 0.3 mm in SPR was measured with respect to CR. No significant differences were observed for the further components between CR and SPR.

The absolute spatial shifts of the measuring points between CR and SPR are depicted in Table 2. For all measuring points, the spatial shift was approximately 0.3 mm.

## EMG

Figures 8 and 9 show the mean values and standard deviations of the activation conditions on the left and right, each for the temporal muscle and the masseter muscle separately. For the temporal muscle, the activation conditions between IC and SPR and between CR and SPR varied significantly ( $P < 0.05$ ) during the 50% MVC biting task. At 25% MVC, a comparable figure was obtained for the averaged activation level at 50%, however the significance level set for the analysis was not reached. For all further activation conditions of the homonymous muscles, no further significant differences were found.

Figure 10 summarizes the activation conditions of the temporal muscle/masseter muscle (Tp/Ma) during the various stages in the different positions. Since the activation conditions of the homonymous muscles on the left and right do not vary significantly, these were averaged for the further calculations. The Tp/Ma activation conditions for the positions IC, CR and SPR varied significantly for nearly all the different biting tasks ( $P < 0.05$ ), with the exception of IC vs. SPR at 100% MVC. The activation conditions between the biting tasks within the individual jaw positions IC, CR and SPR likewise differ significantly from one another, whereby in ascending order from 25%

( $p < 0,05$ ), ausgenommen IC vs. SPR bei 100 % MVC. Die Aktivierungsverhältnisse zwischen den Beißaufgaben innerhalb der einzelnen Kieferpositionen IC, CR und SPR unterschieden sich ebenfalls signifikant, wobei in aufsteigender Reihenfolge von 25 nach 100 % MVC ein Ausgleich und somit eine Entwicklung in Richtung des Wertes 1,0 zu beobachten war.

## Diskussion

In der vorliegenden Studie sollte die Genauigkeit der Übertragung einer Bissregistrierung in eine simulierte prothetische Restauration beurteilt werden. Ein wichtiges Ergebnis der Untersuchung ist die Feststellung, dass auch unerfahrene Behandler in der Lage waren, die registrierte Kieferrelation mit einer akzeptablen Genauigkeit von räumlich 0,3 mm in eine simulierte prothetische Versorgung zu übertragen. Dieser Wert bestätigte frühere Ergebnisse in der Literatur<sup>9</sup>, die für verschiedene Techniken der Kieferrelationsbestimmung von einer Genauigkeit im Bereich von 0,3–0,4 mm für die Messwiederholungen berichteten. Die Darstellung als räumliche Differenzen repräsentiert dabei eine realistische Abschätzung über das wahre Ausmaß der Verschiebung des Unterkiefers. Ein direkter Vergleich der aktuellen Ergebnisse mit früheren Studien<sup>2–9</sup> ist allerdings nur eingeschränkt möglich, da verschiedene Methoden der statistischen Analyse verwendet wurden. Des Weiteren wurde die Genauigkeit bei Messwiederholungen verschiedener Registriertechniken bestimmt und nicht, wie aktuell, die Genauigkeit der Überführung einer Registrierung in eine simulierte prothetische Restauration. Die Studien der Vergangenheit liefern jedoch wertvolle Daten über den Anteil der Kieferrelationsbestimmung

an der klinisch unvermeidbaren Toleranz innerhalb der vollständigen Prozesskette bei der Herstellung prothetischer Restaurationen. Allerdings kamen abweichende Messmethoden (direkt und indirekt) mit variablen Kräften während der einzelnen Registrierungen zur Anwendung. In der vorliegenden Studie wurden die Messungen bei kontrollierten und somit vergleichbaren Beißkräften in den verschiedenen gemessenen Positionen (IC, CR und SPR) durchgeführt. Durch diese Methode wurde die Wahrscheinlichkeit potenzieller Messfehler minimiert.

Die Verschiebekoordinaten zwischen IC und CR ergaben in der aktuellen Studie eine dorso-kraniale Verlagerung der Kondylen in x- und y-Richtung der IC und CR von etwa 0,5–0,6 mm. Diese Verschiebung lag im Bereich klinisch verwendeter Registrierverfahren.<sup>11–13</sup> Die Molarenpunkte und der Inzisalpunkt verlagerten sich durch die Verwendung des Bissträgers dabei in dorso-kaudaler Richtung im Sinne einer leichten Öffnungsrotation.

Die Verschiebekoordinaten von CR und SPR lassen auf die Genauigkeit bei der Überführung der Kieferrelation der Bissnahme in die SPR schließen. Alle Messpunkte am Unterkiefer zeigten einen Versatz von etwa 0,3 mm in kaudaler Richtung (y-Achse) und bewegten sich somit in die Richtung der physiologischen Kieferposition IC. In Bezug zur x-Achse blieb die Position nahezu stabil. Ein sinnvolles Erklärungsmodell könnte eine weniger kraftvolle Führung des Unterkiefers durch den Behandler während der Einschleifmaßnahmen der SPR gewesen sein. Ein geringerer Druck nach dorsal während der Einschleifkorrekturen ermöglicht eine anteriore Verlagerung des Unterkiefers, wodurch die Unterkieferhöcker aus ihrer Position in den Gruben der Antagonisten der SPR auf die Höckerabhängige platziert wurden, was zu einem räumlichen Versatz des Unterkiefers nach kaudal geführt haben könnte. Eine weitere Möglichkeit wäre eine kaudale Verlagerung der Kondylen durch einschleifbedingte Vorkontakte im Bereich der Prämolaren, die bei einer Kinnführung durch den Behandler zu einer Rotation des Unterkiefers um eine transversale Achse im Bereich der Vorkontakte führen kann.<sup>24</sup> Vorkontakte auf Molaren können zu gegenläufigen Verlagerungen führen.<sup>24</sup> Diese Phänomene könnten ebenfalls bei unentdeckten Differenzen der Passung zwischen den Modellen und den Patientenzahnreihen entstanden sein sowie durch das Aufbringen des Kunststoffes auf die SPR zur Fixierung des Bisses nach dem Einschleifen (ähnlich dem bekannten Phänomen von vertikalen Abweichungen nach der Zementierung von prothetischen Restaurationen). Diese angeführten Ursachen entsprechen somit den möglichen Fehlerquellen bei der Herstellung und Eingliederung realer prothetischer Restaurationen.

to 100% MVC, a balancing out and hence a development in the direction of the value 1.0 was observed.

## Discussion

The goal of this study was to assess the accuracy of the transfer of a bite registration to a simulated prosthetic restoration. An important outcome of the study is the conclusion that even inexperienced treatment providers were in a position to transfer the recorded jaw relation with an acceptable degree of accuracy (0.3 mm spatially) to a simulated prosthetic restoration. This value confirmed previous results found in the related literature<sup>9</sup>, which described that a degree of accuracy for the repeated measurements in the order of 0.3–0.4 mm was needed when implementing various techniques, for the determination of the centric jaw relation. The depiction as spatial differences thereby represents a realistic assessment of the true extent of the shift of the mandible. A direct comparison of the current results with those of previous studies<sup>2–9</sup>, however, is only possible to a limited extent, as different methods of statistical analysis were used. Furthermore, the accuracy was determined for repeated measurements of different registration techniques, and not at present as the accuracy of the transfer of a registration to a simulated prosthetic restoration. Studies carried out in the past, however, provide valuable data on the part played by the determination of the centric jaw relation regarding the clinically unavoidable tolerance within the entire procedural chain in the manufacture of prosthetic restorations. It must be said, however, that deviant measurement techniques (direct and indirect) with variable forces were used during the individual registration procedures. In the present study, the measurements were performed under controlled conditions, and hence under comparable occlusal forces in the different positions measured (IC, CR and SPR). By means of this method, the probability of potential measurement errors was minimized.

In the current study, the shift coordinates between IC and CR resulted in a dorsocranial shift of the condyles of approximately 0.5 to 0.6 mm in the x and y directions of the IC and CR. This shift lay within the range of clinical registration procedures<sup>11–13</sup>. Through the use of the acrylic wafer, the molar points and the incisal point underwent a dorsocaudal shift, with a slight rotation on jaw opening.

The shift coordinates of CR and SPR indicate the accuracy of the transfer of the jaw relation of the bite recording to the SPR. All measuring points on the mandible showed a caudal shift of approximately 0.3 mm (y-axis), and thus

a move in the direction of the physiological jaw position IC. With reference to the x-axis, the position remained virtually stable. The exertion of less force in the guidance of the mandible by the treatment provider when grinding to occlusally adjust the SPR, could have been an explanatory model, which makes sense. Applying a slight pressure in the dorsal direction when making adjustments by grinding enables an anterior shift of the mandible, which caused the mandibular cusps to be shifted out of their position in the fossae of the antagonists of the SPR onto the cusp slopes, which in turn could have led to a spatial shift of the mandible in the caudal direction. A further possibility would be the caudal shift of the condyles, due to premature contacts in the premolar area resulting from grinding, which can lead to a rotation of the mandible around a transverse axis in the region of the premature contacts during chin guidance by the treatment provider<sup>24</sup>. These phenomena could likewise have arisen in the case of undetected differences in the marginal fit between the models and the patient's natural dentition, as well as through attaching the acrylic to the SPR for the fixing of the bite after grinding (similar to the known phenomenon of vertical deviations following the cementation of prosthetic restorations). These described causes thus correspond to the possible sources of error in the manufacture and seating of real prosthetic restorations.

A limitation of the present study exists in the fact that the biting tasks were performed only in the positions CR and SPR under controlled conditions. No control took place during the grinding procedure, which however does correspond to real-life conditions in everyday clinical practice. Furthermore, it could be assumed that the results could have been influenced by the lack of experience of the treatment providers. However, the differences between the positions CR and SPR in the current study lay within the range of the accuracy achieved by the experts in previous studies for the repeated determination of the centric jaw relations. The aim of this study was not to create perfect conditions, but to give a realistic picture of the normal conditions of everyday clinical practice.

At 50% MVC, the contraction patterns observed for SPR were significantly more asymmetrical in comparison to CR and IC for the temporal muscle, but not, however, for the masseter muscle. The activation conditions at 25% MVC resembled those at 50%, but were not, however, significant. The Tp/Ma ratio varied significantly between SPR, CR and IC for nearly all conditions of force. This can be explained by the altered proprioception through the different occlusal conditions in SPR, CR and IC. The observations made in this study are in keeping with the recognition that

Eine Limitation der vorliegenden Studie besteht darin, dass lediglich in den Positionen CR und SPR unter kontrollierten Bedingungen gebissen wurde. Während des Einschleifprozesses fand keine Kontrolle statt, was allerdings dem klinischen Alltag entspricht. Des Weiteren könnte angenommen werden, dass die Ergebnisse durch die geringe Erfahrung der Behandler beeinflusst worden sein könnten. Allerdings lagen die Unterschiede zwischen den Positionen CR und SPR in der aktuellen Studie im Bereich der erreichten Genauigkeit der Experten für wiederholte Relationsbestimmungen in früheren Studien. Ziel der vorliegenden Studie war es nicht, perfekte Bedingungen, sondern ein realistisches Bild des klinischen Alltags abzubilden.

Bei 50 % MVC zeigten sich signifikant asymmetrische Kontraktionsmuster für SPR im Vergleich mit CR und IC für den M. temporalis, jedoch nicht für den M. masseter. Die Aktivierungsverhältnisse bei 25 % MVC glichen denen bei 50 %, waren jedoch nicht signifikant. Das Tp/Ma-Verhältnis variierte signifikant zwischen SPR, CR und IC für nahezu alle Kraftbedingungen. Dies kann mit der veränderten Propriozeption durch die unterschiedlichen okklusalen Verhältnisse in SPR, CR und IC begründet werden. Die Beobachtungen in dieser Studie sind im Einklang mit der Erkenntnis, dass experimentell erzeugte, unilaterale okklusale Spalräume zu signifikanten Aktivierungsänderungen der Kaumuskeln beider Seiten führen.<sup>20</sup> Ebenso werden Ergebnisse bestätigt, die ein verändertes Aktivierungsverhältnis zwischen M. temporalis und M. masseter bei Umgestaltungen der sagittalen Kieferposition aufzeigen. Dies bestätigt die Bedeutung des M. temporalis als koordinativen Muskel.<sup>25</sup>

Die in der aktuellen Studie ermittelten Rechts/Links-Asymmetrien im Bereich der Kondylen zwischen CR und SPR, die räumliche Varianz dieser beiden Positionen und die resultierenden Aktivierungsveränderungen der beteiligten Muskulatur, lassen einige klinische Aspekte in einem neuen Licht erscheinen. Die Überzeugung, dass eine Neupositionierung des Unterkiefers in zentrischer Relation eine physiologische oder gar biomechanisch optimale Position darstellt<sup>26,27</sup>, muss kritisch hinterfragt werden. Ebenso fragwürdig ist die Annahme, dass solche exakt eingestellten Kieferpositionen den Schlüssel für den Erfolg der therapeutischen Wirkung von Okklusionsschienen oder einer so genannten phase-II-prothetischen Rehabilitation darstellen. Die genannten Maßnahmen bedienen sich genau der in dieser Studie untersuchten Prozeduren der Bissregistrierung und des späteren okklusalen Äquilibrierens und unterliegen somit ebenfalls den beschriebenen Abweichungen. Unter der Annahme, dass solche Behandlungsmaßnahmen spezifische Effekte entfalten,

scheint es plausibel deren Wirkung weniger in der biomechanisch optimalen Positionierung des Unterkiefers zu suchen, sondern vielmehr in der schlichten Änderung der Kieferposition, die eine Veränderung der intra- und intermuskulären Aktivierungsmuster und der belasteten Gelenkareale zur Folge haben.<sup>28,29</sup> Des Weiteren unterstützen die Ergebnisse die Annahme eines hervorragenden Adaptationsvermögens des neuromuskulären Systems, sowohl bei Gesunden als auch bei Patienten, das sich solchen veränderten Positionen anpassen muss.

## Schlussfolgerungen

Der Präzision bei der Kieferrelationsbestimmung sowie bei deren Überführung in eine prothetische Restauration oder einem Aufbissbehelf sind verfahrensbedingte Grenzen gesetzt. Diese räumlichen Abweichungen liegen im Bereich von circa 0,3 mm in den vermessenen Regionen der Kondylen, Molaren und des Inzispunktes. Diese verfahrensbedingten Ungenauigkeiten führen zu einer Veränderung der Position des Unterkiefers und in der Folge zu einer veränderten Muskelaktivität und Gelenkbelastung. Diese werden von prothetisch Behandelten und Myoarthropathiepatienten, die mit Okklusionsschienen versorgt wurden, in der Regel therapeutisch wirksam adaptiert.

experimentally created, unilateral occlusal gaps can lead to significant bilateral alterations of the activation level of the masticatory muscles<sup>20</sup>. The study likewise confirms results that indicate an altered level of activation between the temporal muscle and the masseter muscle, in the case of modification of the sagittal jaw position. This confirms the significance of the temporal muscle as a coordinative muscle<sup>25</sup>.

The left-right asymmetries determined in the area of the condyles between CR and SPR in the current study, the spatial variance of these two positions and the resulting alterations of the activation levels of the musculature involved, present some clinical aspects in a new light. It is necessary to critically question the belief that a new positioning of the mandible in CR represents an optimum position physiologically, or even biomechanically<sup>26,27</sup>.

Equally questionable is the assumption that such precisely adjusted jaw positions are the key to the success of the therapeutic effect of occlusion splints, or of a so-called phase-II prosthetic rehabilitation. The measures named are based on precisely those procedures of bite registration and the subsequent occlusal equilibration examined in this study – and are therefore likewise subject to the deviations described. Under the assumption that such treatment measures can develop specific effects, it seems plausible to seek their effect less in the biomechanically optimum positioning of the mandible, but rather in the simple alteration of the jaw position, which results in an alteration of the intra- and intermuscular activation pattern and of the affected joint areas<sup>28,29</sup>. Furthermore, the results support the assumption that an excellent adaptation capacity of the neuromuscular system – both in the case of healthy subjects and of patients – is required to adapt to such altered positions.

## Conclusions

The precision in the determination of the jaw relation and its transfer to a prosthetic restoration or a bite splint is subject to process-related limitations. These spatial deviations lie in the range of approximately 0.3 mm in the measured regions of the condyle, the molars and the incisal point. These process-related inaccuracies lead to an alteration of the position of the mandible and result in altered muscular activity and in stress to the joint. Therapeutic adjustment to this is generally successful in the case of prosthetically treated patients, and with myoarthropathy patients who have been treated with occlusion splints.

## References

1. Türp JC, Schindler HJ, Rodiger O, Smeekens S, Marinello CP. Vertical and horizontal jaw relations in reconstructive dentistry. A critical review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2006;116:403–417.
2. Kantor ME, Silverman SI, Garfinkel L. Centric-relation recording techniques—a comparative investigation. *J Prosthet Dent* 1972;28:593–600.
3. Lundeen HC. Centric relation records: the effect of muscle action. *J Prosthet Dent* 1974;31:244–253.
4. Smith HF Jr. A comparison of empirical centric relation records with location of terminal hinge axis and apex of the gothic arch tracing. *J Prosthet Dent* 1975;33:511–520.
5. Simon RL, Nicholls JI. Variability of passively recorded centric relation. *J Prosthet Dent* 1980;44:21–26.
6. Winstanley RB. The hinge-axis: a review of the literature. *J Oral Rehabil* 1985;12:135–159.
7. Sindedecker L. Effect of different centric relation registrations on the pantographic representation of centric relation. *J Prosthet Dent* 1981;46:271–279.
8. Piehslinger E, Celar A, Celar R, Jager W, Slavicek R. Reproducibility of the condylar reference position. *J Orofac Pain* 1993;7:68–75.
9. Utz KH, Müller F, Lückerrath W, Fuss E, Koeck B. Accuracy of check-bite registration and centric condylar position. *J Oral Rehabil* 2002;29:458–466.
10. Woda A, Pionchon P, Palla S. Regulation of mandibular postures: mechanisms and clinical implications. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001;12:166–178.
11. Keshvad A, Winstanley RB. An appraisal of the literature on centric relation. Part III. *J Oral Rehabil* 2001;28:55–63.
12. Weffort SY, de Fantini SM. Condylar displacement between centric relation and maximum intercuspation in symptomatic and asymptomatic individuals. *Angle Orthod* 2010;80:835–842.
13. Böhm A, Rammelberg P, May HC, Pho Duc JM, Pospiech P, Gernet W. Direkte dreidimensionale elektronische Kondylenpositionsanalyse zur Bestimmung von RKP-IKP-Diskrepanzen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995;50:35–39.
14. Utz KH, Duvenbeck H, Oettershagen K. Distanz zwischen terminaler Scharnierachsenposition and Interkuspidationsposition im Kiefergelenkbereich. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100:42–49.
15. Wang MQ, He JJ, Wang K, Svensson P. Influence of changing occlusal support on jaw-closing muscle electromyographic activity in healthy men and women. *Acta Odontol Scand* 2009;67:187–192.
16. Hickman DM, Cramer R. The effect of different condylar positions on masticatory muscle electromyographic activity in humans. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998;85:18–23.
17. MacDonald JW, Hannam AG. Relationship between occlusal contacts and jaw-closing muscle activity during tooth clenching: Part II. *J Prosthet Dent* 1984;52:862–867.
18. Jiménez ID. Electromyography of masticatory muscles in three jaw registration positions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;95:282–288.
19. Dahlström L, Carlsson SG, Swahn SO. Variability in electromyographic surface recordings of the human masseter muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1989;29:105–108.
20. Schindler HJ, Lenz J, Türp JC, Schweizerhof K, Rues S. Small unilateral jaw gap variations: equilibrium changes, co-contractions and joint forces. *J Oral Rehabil* 2009;36:710–718.
21. Visser A, McCarroll RS, Naeije M. Masticatory muscle activity in different jaw relations during submaximal clenching efforts. *J Dent Res* 1992;71:372–379.
22. Lauritzen AG, Wolford LW. Hinge axis location on an experimental basis. *J Prosthet Dent* 1961;11:1059–1067.
23. Pröschel PA, Jamal T, Morneburg TR. Motor control of jaw muscles in chewing and in isometric biting with graded narrowing of jaw gape. *J Oral Rehabil* 2008;35:722–728.
24. Yamashita S, Ai M, Hashii K, Akiyama S, Koike H, Numao H. Relationship between tooth contacts in the retruded contact position and mandibular positioning during retrusion. *J Oral Rehabil* 2006;33:800–806.
25. Gibbs CH, Mahan PE, Wilkinson TM, Mauderli A. EMG activity of the superior belly of the lateral pterygoid muscle in relation to other jaw muscles. *J Prosthet Dent* 1984;51:691–702.
26. Karppinen K, Ekland S, Suoninen E, Eskelin M, Kirveskari P. Adjustment of dental occlusion in treatment of chronic cervicobrachial pain and headache. *J Oral Rehabil* 1999;26:715–721.
27. Douglas CR, Avoglio JL, de Oliveira H. Stomatognathic adaptive motor syndrome is the correct diagnosis for temporomandibular disorders. *Med Hypotheses* 2010;74:710–718.
28. Ettlin DA, Mang H, Colombo V, Palla S, Gallo LM. Stereometric assessment of TMJ space variation by occlusal splints. *J Dent Res* 2008;87:877–881.
29. Schindler HJ, Svensson P. Myofascial temporomandibular disorder pain. In: Türp JC, Sommer C, Hugger A (eds). *The puzzle of orofacial pain Integrating research into clinical management*. Basel: Karger, 2007:91–123.

**Address/ Adresse**

Eike Etz

Pflugstr. 17, 68259 Mannheim, Germany