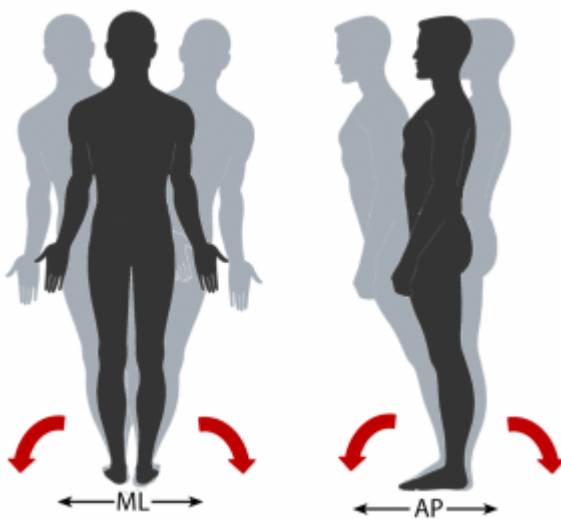


Short term effects of a temporary jaw occlusion alteration on postural control in male elite athletes

SPORTS SCIENCE



Kurzzeiteffekte einer temporär erzeugten Okklusionsveränderung auf die posturale Kontrolle bei männlichen Leistungssportlern

Daniela Ohlendorf¹, Enrico Arenz¹, Daniel Brückner¹, Christoph Mickel², Stephanie Arenz-Orth¹, Stefan Kopp¹

¹ Poliklinik für Kieferorthopädie, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Goethe-Universität Frankfurt/Main (Deutschland)

² Abteilung für Bewegungs- und Trainingswissenschaft, Institut für Sportwissenschaft, Goethe-Universität Frankfurt/Main (Deutschland)

Abstract

Problems: Correlations between the occlusal situation and the movement apparatus are currently controversially discussed in literature. However, studies with athletes are missing in this area. Therefore the question arises, whether a systematic block of the occlusion by a silicone panel shows effects on the postural control in athletes.

Methods: In this study 16 male volunteers of a team of 1. Handball league were investigated. With the help of 1 or 2 mm thick silicon panel their occlusion was blocked symmetrical and asymmetrical. The effects in terms of their postural control were recorded on a force plate (GP Multisens, GeBioM, Münster/Germany). As evaluation parameters the frontal and sagittal body sway as well as the percentage changes in the forefoot-rearfoot load are used.

Results: The comparison of the occlusion rest position with the different occlusion blocks shows no significant differences. Both, the frontal and sagittal fluctuations of the Centre of Pressure and the forefoot-rearfoot ratio or the percentage comparison of the load between the left and right foot remain unchanged during all measured situations in athletes.

Discussion: The neuromuscular compensation mechanisms used to compensate for craniomandibular perturbations through various occlusion positions seem to work optimally in athletes. Therefore no effect on postural control can be detected. This property of musculature is essential in competitive sports to retrieve consistent, reproducible performance in high quality. Well-developed and trained muscles may better compensate for sensorimotor effects, which can be confirmed with these findings.

Zusammenfassung

Problemstellung: Korrelationen zwischen der okklusalen Situation und dem Bewegungssystem sind in der Literatur mehrfach kontrovers diskutiert. Untersuchungen mit Leistungssportlern fehlen auf diesem Gebiet jedoch. Daher geht dieser Beitrag auf die Frage ein, ob sich eine systematische Sperrung der Okklusion mittels Silikonplättchen auf die posturale Kontrolle bei Leistungssportlern auswirkt.

Methoden: An dieser Untersuchung nahmen 16 männliche Probanden einer Mannschaft der 1. Handballbundesliga teil. Mit Hilfe von 1 bzw. 2 mm dicken Silikonplättchen wurde ihre Okklusion symmetrisch und asymmetrisch gesperrt und deren Effekte hinsichtlich ihrer posturalen Kontrolle auf einer Druckmessplatte (GP Multisens, GeBioM, Münster/Deutschland) erfasst. Ausgewertet werden die frontalen und sagittalen Schwankungen sowie die prozentualen Veränderungen der Vorfuss-Rückfuss-Belastungen. *Ergebnisse:* Der Vergleich der Ruhelage mit den unterschiedlichen Okklusionspositionen zeigt keine nachweislichen Veränderungen. Sowohl frontale als auch sagittale Auslenkungen des CoP als auch die Vorfuss-Rückfuss-Ratio bzw. der prozentuale Vergleich der Belastung zwischen dem linken und rechten Fuss bleiben bei den vermessenen Leistungssportlern unverändert.

Diskussion: Bei Sportlern im Leistungsbereich scheinen die neuromuskulären Kompensationsmechanismen optimal zu funktionieren, die im craniomandibulären System durch die verschiedenen Okklusionspositionen hervorgerufen worden sind. Daher sind keine Auswirkungen auf die posturale Kontrolle nachweisbar. Gerade diese Eigenschaft der Muskulatur ist im Leistungssportbereich unerlässlich, um konstante, reproduzierbare Leistungen gleich hoher Qualität abzurufen. Auch eine gut ausgeprägte und trainierte Muskulatur kann besser sensomotorische Einflüsse ausgleichen, was sich anhand dieser Untersuchungsergebnisse bestätigen lässt.

Einleitung

Die Haltungs- und Bewegungsmotorik wird durch ein funktionelles Gleichgewicht zwischen der Ausrichtung der einzelnen Körpersegmente und der Muskelaktivität an den Gelenken massgeblich beeinflusst [3]. Erst ein optimales neurophysiologisches Zusammenspiel der einzelnen Segmente,

insbesondere in der Hals-, Rumpf-, Becken-, Knie- und Sprunggelenksregion, garantiert eine zweckmässige ökonomische Durchführung von Bewegungen, welche zentral und peripher neurophysiologisch verarbeitet und bearbeitet werden [1, 2, 3]. Wird die individuelle muskuläre Balance gestört, werden Kompensationsmechanismen des Körpers wirksam, wobei dem Fuss eine bedeutende Rolle zuzuordnen ist. Dadurch, dass er feine, differenzierte Bewegungen ausführen kann, ist er in der Lage, das Körpergewicht auf beide Füsse gleichmässig verteilt auszubalancieren [3].

Wie die Körperhaltung ist auch die Okklusion bei jedem Menschen individuell. Normalerweise befindet sich der Unterkiefer in einer zwanglosen Position, d.h. bei entspannter Kaumuskulatur und aufrechter Körperhaltung ist kein Zahnkontakt festzustellen (Ruhelage). Durch eine provozierte Okklusionsveränderung, welche unter anderem durch eine Aufbisschiene hervorgerufen sein kann, wird der Körper gezwungen, über selbstregulierende Kontrollmechanismen eine schnelle, ökonomische und funktionelle Anpassung an die neue Bedingung vorzunehmen [4, 6].

Hinsichtlich bisher durchgeführter Studien, gehen viele Autoren von einer bestehenden funktionellen Interdependenz zwischen dem craniomandibulären System (CMS) und dem Bewegungssystem aus [5, 7–10]. Bracco et al. [2] demonstrieren, dass eine myozentrische Position des Kiefers frontale Auslenkungen des Körpers gegenüber der zentrischen Position und der Ruheschwebelage verbessern. Parey et al. [13] haben ebenfalls posturographische Veränderungen im frontalen und sagittalen Schwankungsverhalten bei verschiedenen symmetrischen und asymmetrischen Okklusionssperrungen festgestellt. Auch Tardieu et al. [17] belegten den dentalen Einfluss auf das posturale und visuelle System mittels einer posturographischen Plattform hinsichtlich des statischen und instabilen Stands in den drei dentalen Positionen Ruhelage, maximale Interkuspitation und lateraler Kreuzbiss.

Demgegenüber kamen Ferarrio et al. [4] zu der Erkenntnis, dass bei gesunden Frauen, bei Frauen mit temporomandibulären Beschwerden oder einer unilateralen Klasse II Malokklusion in unterschiedlichen dentalen Positionen das Druckzentrum eines Fusses nicht beeinflusst wird. Zwischen zwei unterschiedlichen visuellen Voraussetzungen (geöffnete und geschlossene Augen) und zwei dentalen Bisslagen (Ruheschwebelage und Interkuspitation) konnten Perinetti et al. [14] bei 26 Probanden keine Korrelation im Hinblick auf posturographische Veränderungen nachweisen. Auch Michelotti et al. [11] zeigten keinen Zusammenhang zwischen einem unilateralen Kreuzbiss und der posturalen Stabilität auf. Trotz der zum Teil konträren Forschungsergebnisse wird deutlich, dass Kompensations- und Ausgleichsprozesse mit Hilfe einer Druckmessplatte sowohl zeitlich als auch räumlich erfasst und ausgewertet werden können. Daher bietet eine Messplattform zur Erfassung des Gleichgewichtsverhaltens eine gute Einsatzmöglichkeit, um die Haltungsstabilität aufzuzeigen [9, 11, 15].

In der folgenden Untersuchung werden anstelle gesunder Erwachsene Leistungssportler untersucht. Athleten mit einem sehr hohen sportlichen Leistungszustand erbringen in der Regel durch tägliches Training permanent körperliche Anstrengung, sodass sie sich aufgrund der Intensität und vermehrten motorischen Aktivität auf hohem Niveau vom normalen Breitensportler unterscheiden. Zudem liegt der Unterschied zwischen einem Leistungssportler und einem eher an «Breitensport» orientierten Menschen in den divergierenden, physiologischen Adaptationsprozessen des Organismus, welche vor allem an der skelettalen und muskulären Ausprägung des aktiven Bewegungsapparates sichtbar werden.

Daher liegt die Vermutung nahe, dass Leistungssportler aufgrund ihrer verbesserten muskulären Ausprägung andere Reaktionen auf eine temporäre Okklusionssperrung zeigen und diese besser ausbalancieren können. Demzufolge ist es das Ziel dieser Studie herauszufinden, inwiefern sich eine

temporäre Okklusionsstörung mittels Silikonplättchen (symmetrische und asymmetrische Positionierung einer durchschnittlichen Dicke von 1 mm bzw. 2 mm) auf die posturale Kontrolle bei Leistungssportlern auswirkt. Verglichen werden hierfür einerseits die Unterschiede zwischen der Ruhelage (habituelle Kieferposition, in der kein Kontakt zwischen den Ober- und Unterkieferzähnen vorherrscht) und einer okklusalen Interferenz als solche, und andererseits die Differenzen zwischen der Position und dem Ausmass der okklusalen Interferenz.

Material und Methode

a) Probanden

An der Studie nahmen 16 männliche Handballspieler einer 1. Bundesligamannschaft im Alter von 18 bis 35 Jahren (Altersdurchschnitt 24,4 Jahre) teil mit einer Spielerfahrung von 13 bis 30 Jahren. Alle Probanden hatten eine vollständige Dentition (ausgenommen zum Teil fehlender dritter Molaren), und es waren weder Hinweise auf dentale pathologische Beschaffenheiten noch auf okklusale Dysfunktionen zu registrieren. Zudem litten sie nach eigenen Angaben nicht an peripheren, zentralvestibulären oder somatosensorischen Störungen sowie an akuten bzw. chronischen Erkrankungen des Stütz- und Bewegungssystems. Es erfolgte keine spezifische orthopädische Analyse der Körperhaltung bezüglich Fehllhaltung der Wirbelsäule, Beinlängenverkürzung, Beckenschiefstand oder Skoliosen. Für den Ausschluss aus dieser Untersuchung galten folgende Kontraindikatoren: (1) aktuelle kieferorthopädische oder orthopädische Behandlung, (2) akute Schmerzen im Stütz- und Bewegungssystem, (3) Missbildungen, (4) Trauma oder Operationen am Ober- oder Unterkiefer bzw. im Bereich des Bewegungsapparates und insbesondere der Wirbelsäule, (5) Kieferklemme oder Kiefersperre, (6) akuter Infekt, (7) Einnahme von Medikamenten zur Muskelrelaxation oder (8) periphere, zentralvestibuläre oder somatosensorische Störungen, (9) aktuelle physiotherapeutische oder orthopädische Behandlung sowie (10) genetische Muskelerkrankungen.

b) Messsystem

Die 55 cm x 45 cm grosse und 4 mm hohe Druckmessplattform GP Multisens der Firma GeBioM (Münster, Deutschland) besitzt eine Messfläche von 38,5 x 38,5 cm, auf der sich 2.304 Widerstandssensoren verteilen, d.h. 2 Sensoren/cm², die in eine Messfolie integriert sind (*Abb. 1*). Ein Sensor umfasst eine Grösse von 8 x 8 mm. Die Abtastfrequenz beträgt 200 Hz, wobei der Druck in der Messeinheit «Pascal» (Kraft/Flächeneinheit) gemessen wird.

Durch eine Matrixanordnung der Sensoren ist es möglich, über hochohmige Verstärker im Interface Druckveränderungen der Sensoren zu erfassen. Das Abfragen der Signale erfolgt mit 48 Anschlüssen in Zeilen- und 48 in Spaltenlänge.



Abbildung 1: Druckmessplatte GPMultisens (GeBioM, Münster/Deutschland)

c) Untersuchungsablauf

Bei den statischen Messungen der posturalen Kontrolle stellt sich der Proband barfuss auf die Plattform und bleibt 30 Sekunden möglichst ruhig stehen. Darüber hinaus werden die Probanden instruiert, eine physiologische Ausgangsstellung mit einer Aussenrotationsstellung der Füße von jeweils ca. 7° einzunehmen. Die Orientierungslinien auf der Messplatte dienen der Ausrichtung, sodass beide Fersen auf gleicher Höhe stehen.

Vor der Datenaufzeichnung wurden mehrere Testmessungen absolviert. Im Anschluss an die Testmessungen folgt die Durchführung der studienrelevanten statischen Messungen. Jeder Messablauf wird drei Mal wiederholt. Die Messungen, die in randomisierter Reihenfolge aufgezeichnet werden, finden unter folgenden Bedingungen statt:

- (a) Ruhelage des Kiefers (= kein Kontakt zwischen Unter- und Oberkiefer)
- (b/c) asymmetrischer Bissperrung in der rechten/linken Prämolarenregion
- (d) symmetrische Sperrung zwischen den linken und rechten Prämolaren.

Die Abfolgen (b)–(d) werden mittels eines 1mm dicken sowie eines 2 mm dicken Silikonplättchen durchgeführt. Zwischen jeder der sieben Messungen war eine Pause von 30 Sekunden einzuhalten, um die überlagernden externen Einflüsse zu reduzieren, ohne dabei die Messapparatur zu verlassen.

Die statischen Messdaten erteilen Auskunft über die Körperschwankungen, die die Streuung des Verlaufs des Kraftangriffspunkts (Centre of Pressure) in antero-posteriorer und medio-lateraler Richtung (mm) angeben. Des Weiteren werden die prozentuale Belastung des linken (rechten) Vor- und Rückfusses, die gesamte Vorfuss- und Rückfussbelastung beider Füße sowie die gesamte Belastung des linken (rechten) Fusses (%) berücksichtigt.

d) Statistische Auswertungsverfahren

Die Parameter der statischen Messreihen werden mit dem Softwareprogrammen BIAS (Version 10.0) statistisch ausgewertet. Zunächst wird der Kolmogoroff-Smirnof-Anpassungstest (KS-Test) eingesetzt, um zu testen, ob die vorliegenden Daten einer Normalverteilung entsprechen. Da dies bei den erfassten Messdaten nicht der Fall ist, kommt zunächst der Friedman-Test zum Einsatz. Sollte der globale p-Wert des Fiedmanschen χ^2 -Wertes $p \leq 0,05$ sein, wird der Wilcoxon-Matched-Pairs-Test mit anschließender Bonferroni-Holm-Korrektur verwendet. Wenn der χ^2 -Wert $\geq 0,05$ ist, findet keine weitere Testung statt.

Ergebnisse

Der Ergebnisteil stellt tabellarisch die Mittelwerte (MW), Standardabweichungen (SD) und die dazugehörigen p-Werte dar. Es werden immer die Vergleiche der Ruhelage mit den temporär induzierten Okklusionsbedingungen angeführt. Hinsichtlich der in *Tabelle 1* dargestellten Mittelwerte und Standardabweichungen der Messungen der posturalen Kontrolle aller Messbedingungen ist zu erkennen, dass beim Friedman-Test alle χ^2 -Werte $p \geq 0,05$ sind und folglich keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich aller Messbedingungen vorliegen. Die Variation der Mittelwerte dieser Vergleiche ist zu gering, als dass statistisch signifikante Veränderungen zu analysieren sind. Dies wird in der folgenden Beschreibung der Mittelwerte samt Standardabweichung deutlich:

Mit $17,48 \pm 5,09$ mm sind die sagittalen Auslenkungen bei Ruhelage grösser als die bei 1 mm rechtsseitiger ($17,29 \pm 3,73$ mm) und linksseitiger ($16,50 \pm 5,60$ mm) sowie 2 mm rechtsseitiger ($17,04 \pm 5,00$ mm) und symmetrischer ($16,19 \pm 5,17$ mm) Okklusionsstörung und kleiner als die 1 mm symmetrische ($18,36 \pm 6,63$ mm) und 2 mm linksseitige ($18,54 \pm 6,58$ mm) Sperrung.

Mit $12,08 \pm 6,34$ mm in Ruhelage sind die Daten des Parameters frontale Auslenkung am grössten. Im linken Vorfussbereich sind die Mittelwerte der prozentualen Belastung mit 22% nahezu alle identisch, abgesehen von der 1 mm linksseitigen Sperrung mit $20,60 \pm 3,63\%$. Ähnliches ist bei der rechten Vorfussbelastung zu verzeichnen, welche jedoch zwischen Werten von $27,96 \pm 4,17\%$ bei 1 mm linksseitiger Sperrung und $29,08 \pm 4,73\%$ bei 1 mm symmetrischer Sperrung variieren und alle leicht grösser sind als die prozentualen Belastungen im linken Vorfussbereich.

Die Mittelwerte des Parameters Rückfuss links sind bei allen Messsituationen einer veränderten Okklusion (ausser bei 1 mm linksseitiger Sperrung mit $21,98 \pm 5,50\%$) kleiner als der der Ruhelage ($21,52 \pm 4,52\%$). Dies ist beim Parameter Rückfuss rechts nicht der Fall. Hier sind alle anderen Bedingungen grösser als die der Ruhelage mit $27,83 \pm 4,85\%$. Die Mittelwerte des Verhältnisses der Vorfussbelastung links/rechts ist bei allen

Untersuchungsreihen, abgesehen von der linksseitigen Sperrung mit 1 mm (48,81±6,67%), gleich und variiert zwischen 50,29±5,38% bei 2 mm linksseitiger und 50,83±4,82% bei 1 mm symmetrischer Blockade. Entsprechend entgegengesetzte Daten sind bei dem links-rechtsseitigen Verhältnis der Rückfussbelastung zu verzeichnen, da hier der MW bei 1 mm Sperrung links am höchsten (51,19±6,76%) und bei 2 mm Blockade links (49,71±5,38%) am kleinsten ist. Gleiches Phänomen ist bei der Belastung des linken Fusses und rechten Fusses zu beobachten: Der MW der Ruhelage ist beim linken Fuss (43,94±5,04%) am höchsten und beim rechten Fuss am geringsten (56,06±3,69%).

Die Box-Plots (*Abb. 2*) stellen die Daten aus *Tabelle 1* graphisch dar, anhand derer die geringen Schwankungen der Mittelwerte deutlich werden. Die Minima- und Maximaabgrenzungen der Parameter in den einzelnen Box-Plots verdeutlichen, dass sich diese in den meisten Fällen nicht deutlich vergrößern oder verringern. Lediglich bei der frontalen Schwankung wird deutlich, dass sich durch eine Okklusionssperrung (abgesehen der 1 mm linksseitigen) die Minima- und Maximawerte verringert haben.

	Chi ² -Wert	Ruhelage	1 mm rechts	1 mm links	1 mm symmetrisch	2 mm rechts	2 mm links	2 mm symmetrisch
		MW ±SD	MW ±SD	MW ±SD	MW ±SD	MW ±SD	MW ±SD	MW ±SD
sagittale Auslenkung (mm)	0,53	17,48±5,09	17,29±3,73	16,50±5,60	18,38±6,63	17,04±5,00	18,54±6,58	16,19±5,17
frontale Auslenkung (mm)	0,79	12,08±6,34	11,06±3,30	11,71±7,93	10,77±4,26	10,75±4,20	11,61±3,85	11,67±4,56
Vorfuss links (%)	0,99	22,23±3,77	22,13±3,81	20,60±3,63	22,04±3,06	22,19±4,66	22,06±3,23	22,35±3,48
Vorfuss rechts (%)	0,32	28,42±3,76	28,75±3,41	27,96±4,17	29,08±4,73	28,71±4,39	28,69±3,68	28,56±4,18
Rückfuss links (%)	0,22	21,52±4,52	20,04±4,63	21,98±5,50	19,46±5,22	20,46±4,55	20,60±5,27	20,81±5,24
Rückfuss rechts (%)	0,16	27,83±4,85	29,27±5,70	29,46±7,25	29,35±5,08	28,69±6,02	28,65±6,00	28,27±6,48
Vorfussbelastung links/rechts (%)	0,30	50,71±5,69	50,36±5,61	48,81±6,76	50,83±4,82	50,60±6,47	50,29±5,38	50,54±4,26
Rückfussbelastung links/rechts (%)	0,30	49,29±5,69	49,65±5,61	51,19±6,76	49,17±4,82	49,40±6,47	49,71±5,38	49,46±4,26
linker Fuss (%)	0,23	43,94±3,69	42,35±5,42	42,73±5,66	41,48±5,71	42,96±4,95	42,44±5,25	43,65±6,16
rechter Fuss (%)	0,19	56,06±3,69	57,65±5,42	57,06±5,75	58,52±5,71	57,04±4,95	57,56±5,25	56,35±6,16

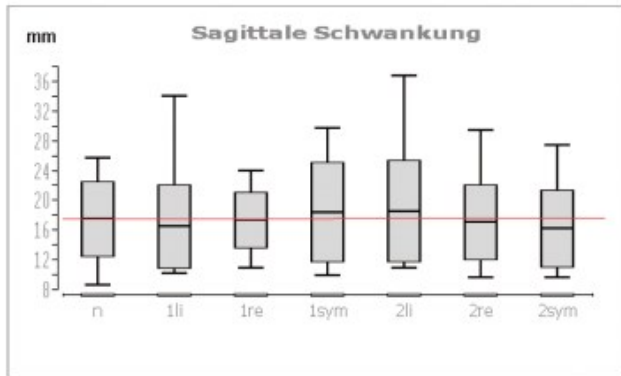
Tabelle 1: Mittelwerte und Standardabweichungen aller Messbedingungen sowie die chi²-Werte des Friedman-Tests. Die Einheiten der Parameter stehen in der Tabelle.

Diskussion

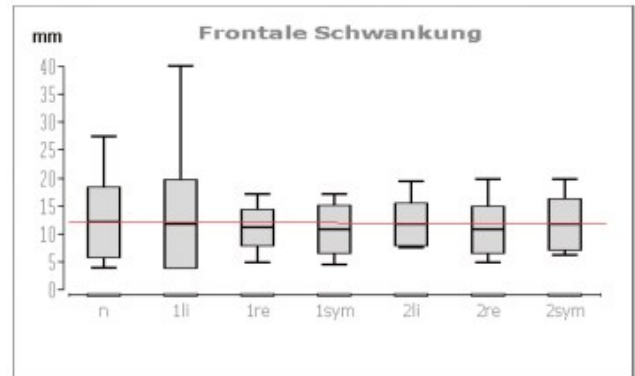
Die Ergebnisse der statischen Messreihe belegen statistisch gesehen keine signifikanten Unterschiede bei Leistungssportlern in der posturalen Kontrolle, wenn sich die Okklusion temporär (durch eine symmetrische/asymmetrische Sperrung mittels 1 und 2 mm dicken Silikonplättchen) verändert. Unterschiede sowohl bei den frontalen und sagittalen Schwankungen als auch in der prozentualen Belastung beider Füße (Vorfuss- bzw. Rückfussbereich, Links-Rechts-Vergleich) sind innerhalb der Messbedingungen der Ruhelage und der Bissperrung mittels 1 und 2 mm dicken Silikonplättchen zwischen den linken/rechten oder beiden Prämolaren auch deskriptiv kaum sichtbar. Weder der Vergleich der Ruhelage zu den einzelnen Okklusionsbedingungen noch die Gegenüberstellung der okklusalen Interferenzen untereinander in Höhe und Seite der symmetrischen bzw. asymmetrischen Platzierung lässt

Unterschiede untereinander erkennen. Demnach beeinflusst der Aufbiss die Lastverteilung des Körpers eines Leistungssportlers insgesamt so gering, dass dies nicht statistisch zu belegen ist. Vorliegende Resultate stimmen mit denen von Michelotti et al. [11], Perinetti [14] und Sinko [16] dahingehend überein, dass sich die prozentuale Belastungsverteilung in den einzelnen Fussbereichen (Vorfuss-Rückfuss-Ratio, linker Fuss:rechter Fuss) durch Veränderungen der Okklusion nicht beeinflussen lässt. Damit widersprechen die Ergebnisse denen von Bracco [2] und Tardieu et al. [17]. Auch Parey et al. [13] weisen nach, dass die Sperrung der Okklusion mittels Watterollen bei gesunden Erwachsenen die Gleichgewichtsregulation reduziert. Die Messungen letzterer Autorenschaft wurden zwar mit der gleichen Messplatte durchgeführt wie die vorliegende Untersuchung, jedoch mit unterschiedlicher Grösse der Sperrung (Parey et al. [13] = Watterollen mit einem Durchmesser von ca. 4 mm; vorliegende Untersuchung = Silikonplättchen mit einem Durchmesser von 1 bzw. 2 mm). Die Unterschiede zwischen der Studie von Parey et al. [13] und den vorliegenden Ergebnissen bestätigen, trotz unterschiedlicher Dicke der Sperrungsmittel, die These, die einer Untersuchung von Alpini et al. [1] zugrunde liegt, welche besagt, dass unterschiedliche Korrelationen zwischen der Okklusion und der Haltung von Athleten und Nicht-Athleten hinsichtlich posturographischer Parameter existieren. Alle Testpersonen wurden mit habitueller Okklusion und beidseits gesperrter Okklusion durch Watterollen vermessen, wobei bei den nicht trainierten Personen unwesentliche und bei den trainierten Testpersonen stärkere somatosensorische und visuelle Reorganisationen vorlagen. Der «Störfaktor» einer veränderten Okklusion scheint für die teilnehmenden Leistungssportler dieser Studie eher sekundären Belang zu haben, sodass sie konstant in ihren Bewegungsmustern geblieben sind, ohne dass sich ihre motorische Kontrolle der Haltung und Bewegung beeinflussen lässt. Möglicherweise finden bei ihnen derartige antizipatorische Kompensationsvorgänge im Körper statt, die über inter- und intramuskulären, koordinative Abläufe die okklusale bedingte Veränderung neurophysiologisch so schnell weiterleiten und verarbeiten, dass diese nicht messtechnisch belegbar sind. Sowohl ein asymmetrischer Aufbiss, welcher infolge der Silikonplättchen zu einer «schiefen» Kraffteinleitungsebene führt, löst keine körperinternen neuromuskulären bzw. faszienspezifischen Veränderungen der Gleichgewichtsregulation hinsichtlich veränderter Schwankungen des CoP oder der Belastungsverteilung des Körpergewichts auf beiden Füßen aus. Die zwangsmässig veränderte Stellung des Unterkiefers durch den Aufbiss auf die Silikonplättchen wird sich zwar auf Muskellänge, -tonus und -arbeit der die Mandibula umgebenden Muskulatur auswirken, dennoch scheint sich die situationsspezifische Adaptation auf die segmentale Ebene des CMS zu begrenzen und sich neuronal adäquat anzupassen, ohne dass diese Auswirkungen sich auf weiter kaudal gelegene Strukturen auszuweiten scheinen. Die selbstregulierenden Kontrollmechanismen, die einer zentral-nervösen Steuerung unterliegen, scheinen bei Leistungssportlern eine schnelle, ökonomische und funktionelle Anpassung an die neue Bedingung vorzunehmen, als dass dies messtechnisch aufgezeichnet werden kann. Die Probanden dieser Untersuchung weisen im Durchschnitt in allen Messbedingungen Schwankungen von 17 mm in anterior-posteriore Richtung und 12 mm in laterale Richtung auf. Da diese hohe Schwankungsbreite bei allen Messbedingungen eingetreten ist, sowohl bei der neutralen Ausgangsposition als auch mit einer okklusalen Interferenz, kann dies nicht auf die veränderte Unterkieferposition zurückgeführt werden, in der es für den Probanden erschwert ist, sich auf das dynamische Ausbalancieren des Standes zu konzentrieren, wenn die bisher gewohnheitsmässige Okklusionsposition nicht vorhanden ist. Oullier et al. [12] gehen davon aus, dass die posturale Koordination ein multisegmentales Produkt ist, bei dem die Variabilität der Schwankungen individuell

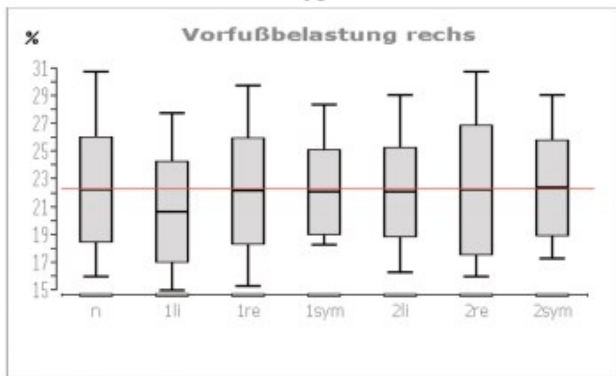
sehr verschieden sind. Somit scheinen bei Sportlern für eine optimale Aufrechterhaltung der posturalen Kontrolle eher höher Schwankungen von Vorteil zu sein. Ferner sollten zukünftig weitere Leistungssportler anderer Sportarten ebenfalls hinsichtlich okklusaler Einflüsse auf die posturale Kontrolle untersucht werden, um eine sportartübergreifende Aussage tätigen zu können, wobei des Weiteren beide Geschlechter zu berücksichtigen wären. Es resultiert die Vermutung, dass die reafferente Bewegungskontrolle der posturalen Stabilität zwar ein Produkt der Zusammenwirkung der Informationen aller Analysatoren ist, sich jedoch bei Personen mit einem hohen Leistungsniveau und Trainingszustand die kinästhetischen Verarbeitungsprozesse sehr schnell und sensibel auf die veränderten temporären Einflüsse einer veränderten Kieferposition einstellen können. Da bei den Probanden neuromuskuläre Kompensationsprozesse wirken, entsteht die Annahme, dass diese im Stande sind, sich vermehrt auf die visuelle Ausrichtung bei der Aufrechterhaltung der posturalen Stabilität zu konzentrieren und so unbewusst die okklusalen Einflüsse über kinästhetische Rezeptoren ausgleichen. So kann schlussfolgernd gesagt werden, dass bei Sportlern im Leistungsbereich die neuromuskulären Kompensationsmechanismen optimal zu funktionieren scheinen, sodass Veränderungen im craniomandibulären System durch die verschiedenen Okklusionspositionen sich nicht nachweislich auf die posturale Kontrolle auswirken und ferner hierdurch keine Beeinflussung auf die sportliche Leistung zu befürchten ist. Eine gut ausgeprägte und trainierte Muskulatur ist folglich in der Lage, besser sensomotorische Einflüsse auszugleichen, was sich anhand dieser Untersuchungsergebnisse bestätigen lässt.



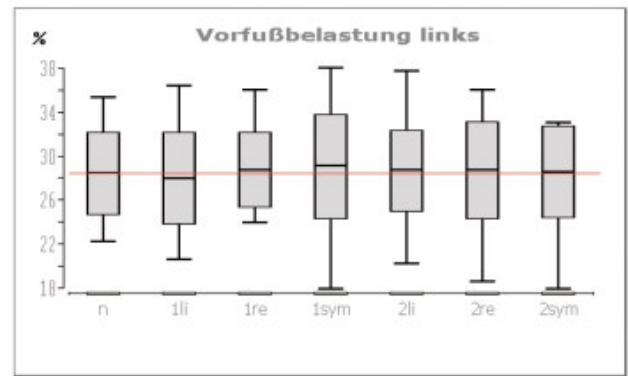
A



B



C



D

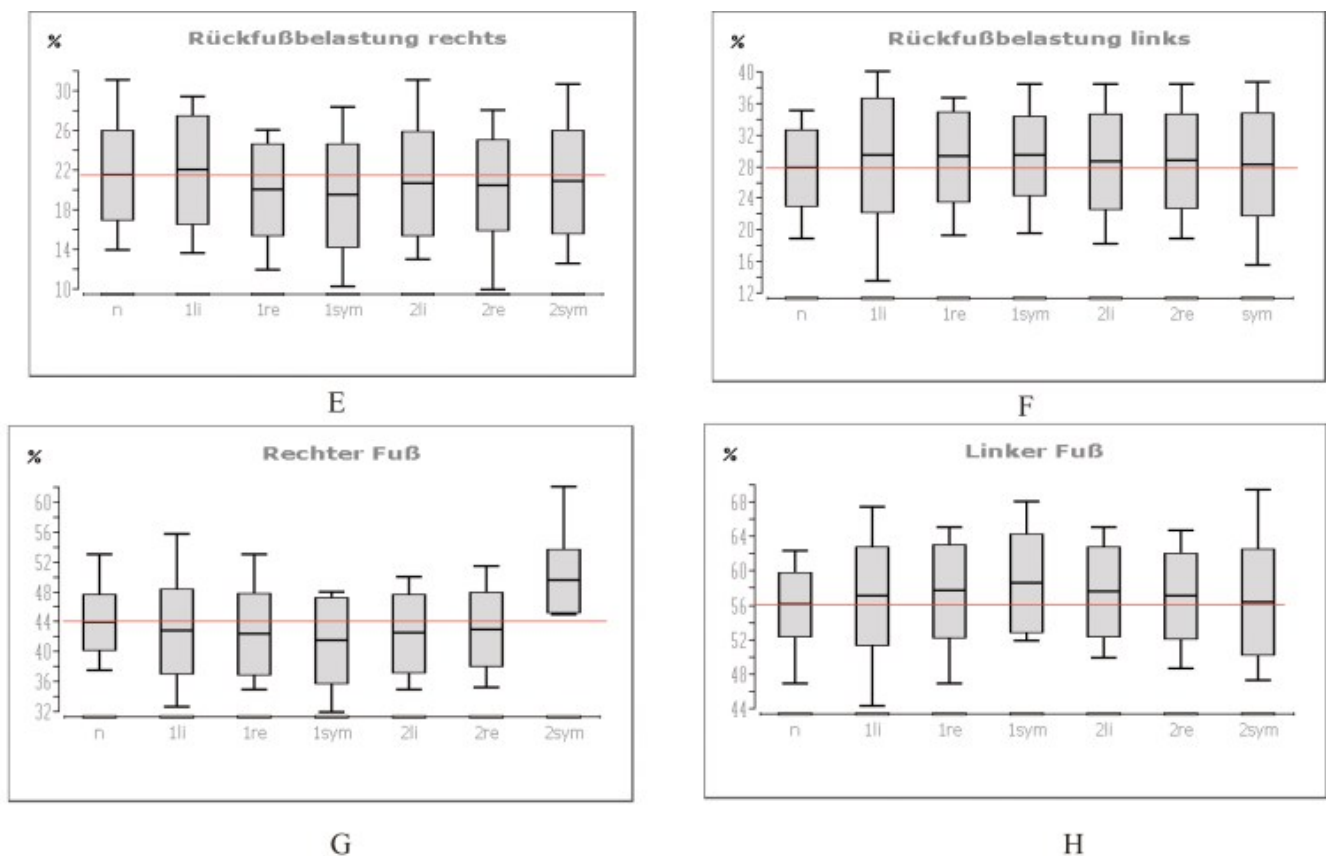


Abbildung 2: Darstellung der Verteilung der Daten der unterschiedlichen Messbedingungen in Ruhelage (n), 1 mm linksseitiger (1li), rechtsseitiger (1re), symmetrischer (1sym), 2 mm linksseitiger (2li), rechtsseitiger (2re), symmetrischer (2sym) Okklusionssperrung für die Parameter der (A) sagittalen Schwankung, (B) frontalen Schwankung, (C) Vorfussbelastung rechts, (D) Vorfussbelastung links, (E) Rückfussbelastung rechts und (F) Rückfussbelastung links.

Korrespondenzadresse

Dr. disc. pol. Daniela Ohlendorf (wissenschaftliche Mitarbeiterin)
Klinikum der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde «Carolinum»
Poliklinik für Kieferorthopädie
Theodor-Stern-Kai 7, Haus 29, 60596 Frankfurt am Main
Tel. 069 6301 83843, Fax 069 6301 3759
E-Mail: ohlendorf@med.uni-frankfurt.de

Literaturverzeichnis

1. Alpini, D., Di Berardino, F., Mattei, V., Cesarani, A. (2012): The correlation between dental occlusion and posture is different in trained versus nontrained subjects. *Sport Sciences for Health*. 7: 83–86.
2. Bracco, P., Deregibus, A., Piscetta, R. (2004): Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects. *Neurosci. Lett.* 356: 228–230.
3. Comerford, M.J., Mottram, S. (2001): Movement and stability dysfunction- contemporary

- developments. *Man. Ther.* 6: 15–26.
4. Ferrario, V.F., Sforza, C., Schmitz, J.H., Taroni, A. (1996): Occlusion and center of foot pressure variation: Is there a relationship? *J. Prosthet. Dent.* 76: 302–308.
 5. Ferrario, V.F., Sforza, C., Dellavia, C., Tartaglia, G.M. (2003): Evidence of an influence of asymmetrical occlusal interferences on the activity of the sternocleidomastoid muscle. *J. Oral. Rehabil.* 30: 34–40.
 6. Fujimoto, M., Hayakawa, L., Hirano, S., Watanabe, I. (2001): Changes in gait stability induced by alteration of mandibular position. *J. Med. Dent. Sci.* 48: 131–136.
 7. Gurney, J., Kersting, U., Rosenbaum, D. (2008): Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait. Posture.* 27: 706–709.
 8. Houdijk, H., Fickert, R., Van Velzen, J., van Bennekom, C. (2008): The energy cost for balance control during upright standing. *Gait. Posture.* 30: 150–154.
 9. Kopp, S., Sebald, W.G., Langbein, U. (2003): Kраниomандибулäre Dysfunktion und Kieferorthopädie. *Kieferorthop.* 17: 323–334.
 10. Korbmayer, H., Eggers-Stroeder, G., Koch, L., Kahl-Nieke, B. (2004): Correlations between dentition anomalies and diseases of the postural and movement apparatus – a literature review. *J. Orofac. Orthop.* 65: 190–203.
 11. Michelotti, A., Buonocore, G., Farella, M. (2006): Postural stability and unilateral posterior crossbite: is there a relationship? *Neurosci. Lett.* 392: 140–144.
 12. Oullier, O., Martin, L., Stoffregen, T., Bootsma, R., Bardy, B. (2006): Variability in Postural Coordination Dynamics (Kapitel 2). In: *Movement System Variability*, Davids, K., Bennett, S. und Newell, K. (Hrsg), Human Kinetics, Champaign, 2006, S. 25–47.
 13. Parey, K., Kemper, S., Ohlendorf, D., Natrup, J., Käfer, A., Kopp, S. (2009): Der Einfluss experimentell herbeigeführter okklusaler Aufbissveränderungen auf das Körpergleichgewicht und die Fussdruckverteilung. *Quintessence.* 3: 315–322.
 14. Perinetti, G. (2006): Dental occlusion and body posture: no detectable correlation. *Gait. Posture.* 24: 165–168.
 15. Salavati, M., Hadian, M., Mazaheri, M., Negahban, H., Ebrahimi, I., Talebian, S., et al. (2009): Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait Posture.* 29: 460–464.
 16. Sinko, K., Grohs, J., Millesi-Schobel, G., Watzinger, F., Turhani, D., Undt, G., Baumann, A. (2006): Dysgnathia, orthognathic surgery and spinal posture. *Int. J. Oral. Maxillofac. Surg.* 35: 312–371.
 17. Tardieu, C., Dumitrescu, M., Giraudeau, A., Blanch, J., Cheynet, F., Borel, L. (2009): Dental occlusion and postural control in adults. *Neurosci. Lett.* 450: 221–224.