

Aus dem Med. Zentrum für Zahn-Mund-und Kieferheilkunde

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Dr. Andreas Neff

Abteilung für Orofaziale Prothetik und Funktionslehre

Direktor: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort

Marburg

**„Zum initialen Einfluss einer reversibel veränderten  
Vertikaldimension bei Totalprothesenträgern auf die horizontale  
Projektion des Körperschwerpunktes“**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

**Jens Christian Eberle**

aus Ravensburg

Marburg, 2010

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am: 23.12.2010

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. Matthias Rothmund

Referent: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann

Korreferent: Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung und Problemstellung</b>	<b>3</b>
<b>2. Grundlagen</b>	<b>5</b>
2.1 Okklusion	5
2.1.1 Definitionen	5
2.1.2 Okklusionsstörungen	5
2.1.3 Die Okklusion als Faktor der kranio-mandibulären Dysfunktion (CMD) in der Ätiopathogenese und Epidemiologie	6
2.1.4 Kranio-mandibuläre Erkrankungen als prädisponierende Faktoren für Erkrankungen des Bewegungsapparates	7
2.1.5 Okklusionsschienen	9
2.1.6 Begriff der Vertikaldimension und Möglichkeiten zur reversiblen Veränderung der Okklusion und Vertikaldimension	10
2.1.7 Die Okklusion im Funktionskreis des stomatognathen Systems	10
2.2 Körperhaltung	12
2.2.1 Gleichgewicht, Haltung und Körperschwerpunkt	12
2.2.2 Physiologie und Pathophysiologie des aufrechten Stehens: Haltungskompensation und Haltungsschäden	13
2.2.3 Körperschwankungen	16
2.3 Posturographie	17
2.3.1 Posturographische Registriersysteme	19
2.4 Elektromyographie	20
2.4.1 Oberflächenelektromyographie	20
2.5 Einfluss der Okklusion und der Vertikaldimension auf den Körperschwerpunkt und die Körperhaltung, sowie bei statischen und dynamischen Intervention	22
2.5.1 Einflüsse der Okklusion auf den Körperschwerpunkt	24
2.5.2 Einflüsse der Okklusion bei statischen und dynamischen Interventionen	27
2.5.3 Veränderung und Einflüsse der Vertikaldimension	30
2.5.4 Schlussfolgerung der Literaturrecherche	34
<b>3. Material und Methode</b>	<b>36</b>
3.1 Datenerhebung	36
3.2 Auswahl der Probanden	36
3.3 Probe-Prothesen	37
3.4 Messung des Körperschwerpunktes mittels Posturographie	38
3.5 Messung der Muskelaktivität	39
3.6 Versuchsaufbau und zeitlicher Ablauf	42
3.6.1 Vorbereitung des Patienten: Platzieren der Oberflächenelektroden	43
3.6.2 Positionieren des Patienten auf der Druckmessplatte	43
3.6.3 Messzyklus	44

## Inhaltsverzeichnis

3.6.4	Randomisierung der Messung	46
3.7	Test- und Vergleichsgruppe	46
3.8	Datenschutz	47
3.9	Statistik	47
3.9.1	Berechnung des Stichprobenumfangs	47
3.9.2	Statistische Analyse	47
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>48</b>
4.1	Darstellung der Veränderungen des Center of Pressure (COP) auf der x-Achse	49
4.2	Darstellung der Veränderungen des Center of Pressure (COP) auf der y-Achse	52
4.3	Fläche der Vertrauensellipse in mm <sup>2</sup>	55
4.4	Zurückgelegte Strecke des Center of Pressure (COP)	58
4.5	Statistische Auswertung	61
4.5.1	T-Test bei gepaarten Stichproben: Gepaarte Differenzen	61
4.5.2	Statistische Auswertung der Ergebnisse auf der x-Achse	63
4.5.3	Statistische Auswertung der Ergebnisse auf der y-Achse	64
4.6	Zusammenfassung der Ergebnisse	65
<b>5.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>66</b>
5.1	Kritische Interpretation der eigenen Ergebnisse	66
5.1.1	Bewertung der Veränderungen des COP auf der x-Achse	66
5.1.2	Bewertung der Veränderungen des COP auf der y-Achse	67
5.1.3	Bewertung der Fläche der Vertrauensellipse	68
5.1.4	Bewertung der Strecke	69
5.2	Eigene Daten im Kontext publizierter Arbeiten	70
5.3	Bewertung der verwendeten Methodik und Verfahren	75
5.4	Konklusion und Ausblick	77
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>79</b>
6.1	Summary	80
<b>7.</b>	<b>Literatur</b>	<b>81</b>
<b>8.</b>	<b>Anhang</b>	<b>91</b>

## 1 Einleitung und Problemstellung

Laut der aktuellen Mundgesundheitsstudie aus dem Jahr 2006 ist nahezu jeder vierte Bürger im Alter von 65 bis 74 Jahren zahnlos. Jeder dritte Patient, der Zahnersatz in Anspruch nimmt, trägt eine Totalprothese. Laut CIA World Factbook gibt es in Deutschland rund 6,9 Millionen Männer und 9,6 Millionen Frauen über 65 Jahre. Das heißt, dass rund 4 Millionen Bürger der Bundesrepublik Deutschland keine natürlichen Zähne mehr besitzen.

Mit dem Verlust der Zähne kommt es zu umfangreichen anatomischen und morphologischen Veränderungen, die intra- und extraoral sichtbar werden. Dabei können funktionelle und ästhetische Probleme entstehen und eine psychische und soziale Beeinträchtigung zur Folge haben [Zitzmann 2004].

Der Mensch versucht meist eine maximale Okklusion, also eine größtmögliche Verzahnung von Ober- zu Unterkiefer zu erreichen. Neuromuskuläre Kompensations- und Adaptionsmechanismen helfen in der Regel, okklusale Instabilitäten und Imbalancen auszugleichen [Lotzmann 1999].

Es ist bekannt, dass sich beim zahnlosen Patienten der Kieferknochen im Bereich der Alveolarfortsätze im Oberkiefer um circa 2mm, im Unterkiefer um circa 4mm im ersten Jahr nach Zahnverlust zurückbildet [Carlsson 1967, Douglas 1993, Tallgren 1972]. Im Zeitraum von 25 Jahren beträgt die Resorption im Unterkiefer 9-10 mm und die Resorption im Oberkiefer 2,5-3mm [Tallgren 1972].

Ein verstärkter Abbau des Knochens hat ein Absinken der Prothesen und damit einen Verlust der vertikalen Dimension der Kauebene zur Folge. Somit ändern sich die Stellung des Unterkiefers und damit die statische sowie auch die dynamische Okklusion des Patienten.

Der Zusammenhang zwischen der Stellung des Unterkiefers und der Haltung des Körpers oder der Position des Körperschwerpunkts wird in der Wissenschaft seit längerem kontrovers diskutiert [Ferrario 1996, Gutmann 2006, Lotzmann & Steinberg 1993, Nobili & Adversi 1996, Perinetti 2006, Perinetti 2007, Sakaguchi 2007, Yoshino 2003].

Einige dieser Studien belegen, dass die Position des Unterkiefers beim Zusammenbeißen in maximaler Okklusion auch einen Einfluss auf die Körperhaltung hat. So lassen sich Beschwerden und Funktionsstörungen in vom Kiefergelenk weit entfernten Körperbereichen, etwa der Wirbelsäule, auf Fehlstellungen im Kieferbereich zurückführen.

Ziel dieser Studie ist es, die kurzfristige Auswirkung einer abgesunkenen Prothese, also eines Verlusts in der vertikalen Dimension, auf den Körperschwerpunkt zu untersuchen. Es soll ein reversibler temporärer Verlust von 10mm, gemessen am anterioren Stützstift des Artikulators

## Einleitung

simuliert werden. Dies entspricht in etwa einem Verlust von 7mm im Frontzahnbereich wie er beim Zahnlosen nach ca. 20 bis 25 Jahren beobachtet werden kann [Tallgren 1972, Douglas 1993]. Hierbei kommt es zu einer signifikanten Vorverlagerung und anterioren Rotationstendenz der Mandibula [Douglass 1993, Karkazis 1995, Tallgren 1984]. Ändert sich die Stellung der Mandibula, so wird sich auch durch die enge Verbindung zum Os hyoideum, die Stellung des Zungenbeins ändern. Dieses ist über Muskeln, Ligamente und Faszien zusätzlich zur Mandibula auch mit anderen Knochen wie dem Os temporale, dem Sternum, der Klavikula, der Skapula und der Wirbelsäule verbunden [Upledger & Vredevoogd 1996]. Falls diese Veränderungen im stomatognathen System eine Änderung der Haltung im Sinne einer Fehlhaltung hervorrufen, so wäre dies ein Hinweis, dass regelmäßige Kontrollen und gegebenenfalls Optimierungen der Prothese - neben ohnehin wesentlichen ästhetischen und kaufunktionellen Aspekten - auch für die Prophylaxe etwaiger orthopädischer Dysfunktionen von Bedeutung sein könnten.

Im Einzelnen sollten mit der vorliegenden prospektiven klinisch experimentellen Studie folgende Hypothesen bestätigt oder widerlegt werden um zur Beantwortung der gestellten Fragen beizutragen:

H(0):

*Eine kurzfristige und reversible Reduktion der vertikalen Dimension bei Totalprothesenträgern führt beim Pressen in maximaler Okklusion zu keiner messbaren Verlagerung des Körperschwerpunktes.*

H (1):

*Eine kurzfristige und reversible Reduktion der vertikalen Dimension bei Totalprothesenträgern führt beim Pressen in maximaler Okklusion zu einer messbaren Verlagerung des Körperschwerpunktes.*

## **2 Grundlagen**

### **2.1 Okklusion**

#### **2.1.1 Definitionen**

Unter Okklusion versteht man jeden Kontakt zwischen den Zähnen des Ober- und Unterkiefers. Hierbei werden Zahnkontakte, die ohne Bewegung des Unterkiefers zustandekommen (statische Okklusion) von solchen unterschieden, die durch Bewegungen des Unterkiefers (dynamische Okklusion) entstehen.

Die maximale Interkuspidation entspricht der statischen Okklusion mit maximal erreichbarem Vielpunktkontakt zwischen Ober- und Unterkieferzähnen. Als habituelle Interkuspidation wird die gewohnheitsmäßig eingenommene statische Okklusion bezeichnet [Strub 2005].

Die gewohnheitsmäßig eingenommene Abstandshaltung zwischen den Zahnreihen von Unter- und Oberkiefer ohne Zahnkontakt bei leicht geschlossenen Lippen nennt man die Ruhelage. Der vertikale Abstand zwischen den Zahnreihen beträgt 1 bis 3 mm. Er ist von der physiologischen Länge der Kaumuskulatur und ihrer momentanen Grundaktivität, aber auch von der Kopfhaltung abhängig [Freesmeyer 1995].

#### **2.1.2 Okklusionsstörungen**

Okklusionsstörungen führen zu Störungen des funktionellen Gleichgewichts des biostatischen Systems. Dies kann durch einen Kauflächenverlust, zerstörte, fehlerhaft gestaltete oder außer Okklusion gesetzte Kaufeldabschnitte hervorgerufen werden und zu Funktionsstörungen erheblichen Ausmaßes führen. Weiter kann eine Infraokklusion, wie sie sich bei Dysgnathien, fehlerhafter Einschleiftherapie oder Kronenersatz ohne ausreichende Kauflächenmodellation findet, Störungen hervorrufen. Auch können lokale Fehlstellungen bedingt durch Dysgnathien, Zahnwanderungen oder unvollständige orthodontische Behandlungserfolge sowie eine Einschränkung von Gleitbewegungen Ursache für okklusale Funktionsstörungen sein [Körper 1980]. Patientengruppen werden häufig nach ihrer Okklusionsabweichung in der Sagittalen von der Normalverzahnung eingeteilt. Die Klassifikation der Anomalien erfolgte nach Angle schon Anfang des 20. Jahrhunderts.

Er unterteilte sie in drei Klassen:

## Grundlagen

Klasse I	=	Neutralbiss
Klasse II	=	Distalbiss ( II,1 = mit Anteinklination der OK-Front) ( II,2 = mit Retroinklination der OK-Front)
Klasse III	=	Mesialbiss = Progenie

### **2.1.3 Die Okklusion als Faktor der kranio-mandibulären Dysfunktion (CMD) in der Ätiopathogenese und Epidemiologie**

“Die Ätiopathogenese von kranio-mandibulären Dysfunktionen (CMD) ist multifaktoriell. Entsprechend einem biosozialen Krankheitsverständnis sind traumatische, anatomische, neuromuskuläre und psychosoziale Faktoren an der Prädisposition, Auslösung und Unterhaltung der Erkrankung beteiligt“ [Prucha 2006 aus John 2000]. Studien zum Thema, ob okklusale Interferenzen Auslöser einer CMD sein können sind hinsichtlich ihrer Ergebnisse widersprüchlich. Dass okklusale-anatomische Faktoren Ursache der kranio-mandibulären Dysfunktion sein können, untersuchten *Ververs et al.* im Jahr 2004. Zu diesen Faktoren zählen sowohl okklusale Interferenzen wie auch das Fehlen von Zähnen z.B. in den distalen Stütz-zonen. *Kirveskari et al.* stellten 1989 fest, dass das Einschleifen von Frühkontakten die Symptome einer CMD sowohl subjektiv als auch objektiv lindert. Sie konstatierten signifikante Zusammenhänge zwischen einer funktionierenden Okklusion und CMD. *Michelotti et al.* [2005] konnten dagegen in einer Langzeitstudie keinen Zusammenhang eines okklusalen Frühkontakts mit einer CMD erkennen.

Störungen der statischen und/oder dynamischen Okklusion oder primäre Erkrankungen der Kiefergelenke können eine CMD verursachen. Zudem kommen psychische und orthopädische Ursachen sowie traumatische Einflüsse in Betracht [DGZMK 2005].

Die Okklusion dominiert durch ihr Höcker-Fissurenrelief die Stellung der Mandibula zum Schädel. Daraus resultiert der Einfluss auf den gesamten dorsalen und ventralen muskulären Halteapparat. Fehlstellungen der Mandibula können mitverantwortlich für Probleme im Halte- und Bewegungssystem sein [Slavicek 2000].

Okklusionsstörungen sind häufig Folge von Zahnverlusten. Es kommt zu einer Einschränkung der Kaufunktion sowie zu einer reduzierten Abstützung des Unterkiefers zum Gesichtsschädel. Diese Faktoren können die Lebensqualität des Betroffenen vermindern.

Die aktuelle Mundgesundheitsstudie 2006 (DMS-4) beschreibt Zufallsstichproben von Bürgern der Bundesrepublik Deutschland aus dem Jahr 2006.

## Grundlagen

Bei Erwachsenen zwischen 35-44 Jahren fehlen im Schnitt 2,7 Zähne. Völlige Zahnlosigkeit (im Ober- und Unterkiefer) wurde in dieser Altersgruppe bei 1 Prozent der Untersuchten festgestellt, wobei aber alle mit Zahnersatz versorgt waren.

Die Zahl der fehlenden Zähne bei Senioren zwischen 65 und 74 Jahren betrug durchschnittlich 14,2 %. Komplett zahnlos waren 22,6% der Senioren. Fehlende Zähne wurden zu 88,7% ersetzt. 30,5% des Zahnersatzes waren Totalprothesen.

Laut CMD-Netzwerk Baden-Württemberg leiden 8% der Gesamtbevölkerung in Deutschland an einer kranio-mandibulären Dysfunktion, 3% davon sind behandlungsbedürftig. Frauen im Alter von 15-45 Jahren erkranken am häufigsten. Dies lässt sich - laut der Autoren - auf eine andere Schmerzverarbeitung zurückführen. Diese entsteht durch eine frühere, intensivere und wiederkehrende Schmerzerfahrung mit Menstruation, Geschlechtsverkehr und Geburten und darüberhinaus unterliegen Frauen stärkeren hormonellen Schwankungen als Männer.

### **2.1.4 Kranio-mandibuläre Erkrankungen als prädisponierende Faktoren für Erkrankungen des Bewegungsapparates**

„Funktionsstörungen und –erkrankungen des kranio-mandibulären Systems können mit den für den menschlichen Bewegungsapparat typischen pathologischen Folgeerscheinungen einhergehen: Diskoordination synergetischer und antagonistischer Muskelgruppen, Myalgien, Muskelverspannungen, Myositiden, Myogelosen, Muskelhypertrophien und –hypotrophien, sowie primären Kiefergelenkerkrankungen, Diskusverlagerungen und anderen sekundären pathologischen Veränderungen der Kiefergelenke“ [DGZMK 2005].

Nach *Kraus et al.* [1989] kann eine falsche Relation des Unterkiefers zum Oberkiefer zu einer Fehlstellung der Kopfgelenke führen. Weiter wird über den Zusammenhang zu Fehlstellungen der Wirbelsäule, des Beckens und des Schultergürtels berichtet.

*Festa et al.* erhöhten in einem Versuch 1997 einseitig die Okklusion bei Ratten. Eine Woche später konnte eine Deviation der Wirbelsäule beobachtet werden. Danach wurde die Gegenseite um denselben Betrag mit Komposit erhöht. Hierdurch wurde die durch die einseitige Erhöhung ausgelöste Deviation ausgeglichen.

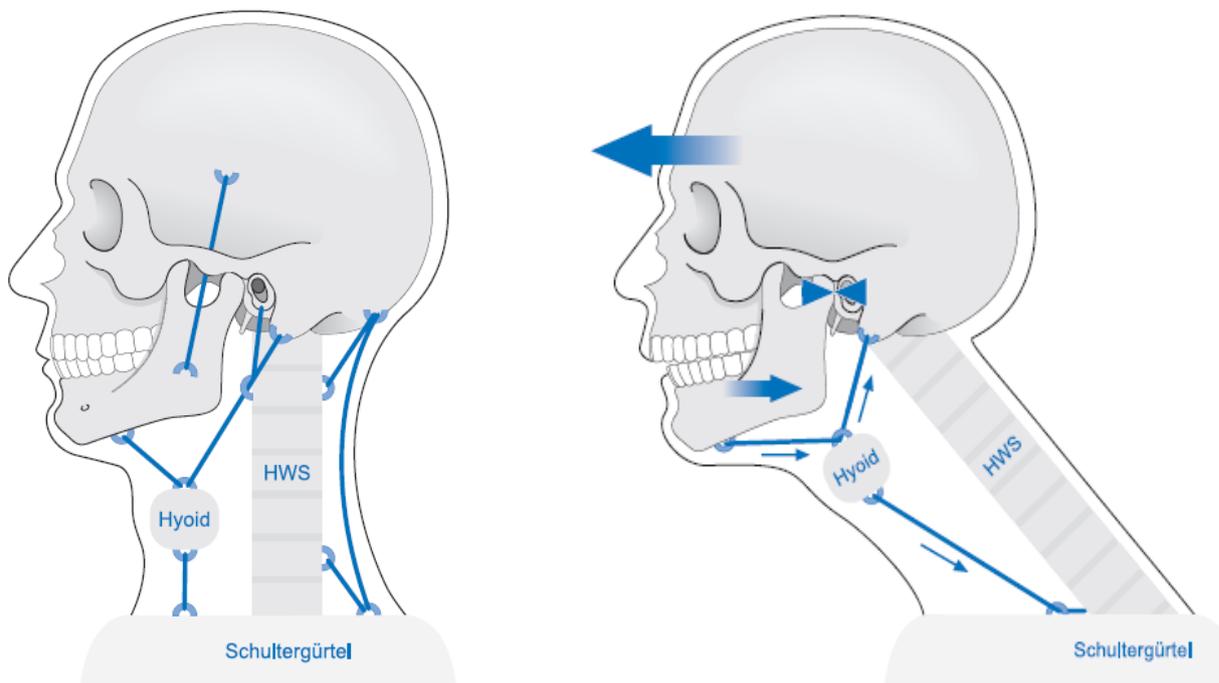
Als Folge der einseitigen Verminderung der Okklusion bei Kaninchen, stellten *Poikela et al.* [2000] eine mehr nach anterior und inferior gerichtete Position der Fossa glenoidalis im Vergleich zur Kontrollgruppe fest.

## Grundlagen

*Fink et al.* [2003] fanden bei Patienten mit kranio-mandibulären Erkrankungen neben vertebragen Funktionsstörungen auch myofasziale Druckdolenzen im Bereich der Schulter- und Nackenmuskulatur bis hin zu Einschränkungen der Beweglichkeit der Sakroiliakalgelenke.

Dies bestätigt die Theorie, dass durch eine Fehlstatik der Okklusion eine kranial kaudale Dysfunktion des Halteapparates entstehen kann [Lotzmann 1989; Ridders 1998; Kopp 2003].

Man bezeichnet diese Symptomkette als kranial kaudale Folgekette, also eine „absteigende Wirkungskette“. Als möglicher Störfaktor in der kranial kaudalen Wirkungskette wird ein Stützzonenverlust angegeben. Definiert wird dieser als lokal begrenzter Verlust des Zahnkontaktes (Störkontakt oder Kontaktverlust) zwischen Ober- und Unterkiefer bei der Okklusion [Lotzmann 1983]. Verdeutlicht wird die enge Verbindung der Mandibula zum Os hyoideum, dem Os temporale, dem Sternum, der Klavikula, der Skapula und der Wirbelsäule in Abbildung 1.



*Abb.1: Das funktionelle Gleichgewicht und Ungleichgewicht des Kopfes, Bildquelle: Nusser-Müller-Busch 2007*

Demgegenüber steht die „aufsteigende Wirkungskette“, also in kaudal kranialer Richtung. Sie beschreibt Probleme im Bereich der Schulter, Halswirbelsäule und des Kiefergelenks, die durch eine Fußfehlstellung oder eine Beinlängendifferenz verursacht werden können. [Lotzmann 1993; Stelzenmüller 2004]. *Beyer* [2003] berichtet, dass diese Syndrom-Entwicklung von gewissen Schlüsselregionen ausgeht, Schaltstellen in der Steuerung von Bewegungsabläufen und in der Regulation von Haltung und Gleichgewicht, die zu Ausgangspunkten von Funktionsstörungen werden. Nach *Sonnesen et al.* [2001] kann z.B. eine kraniomandibuläre Dysfunktion durch eine verstärkte Lordose der Halswirbelsäule und erhöhter kraniozervikaler Angulation bedingt sein.

### **2.1.5 Okklusionsschienen**

Viele der im folgenden Abschnitt vorgestellten Studien beschäftigen sich mit dem Einfluss der Okklusion auf den Körper, der durch den Einsatz von Schienen reversibel eingestellt oder verändert werden kann. Grundsätzlich können Fehl- oder Malokklusionen durch solche Aufbisschienen korrigiert werden. Ziel ist eine Änderung der Muskel- und Gelenkfunktion und damit eine Neueinstellung und Harmonisierung der vertikalen und horizontalen Kieferrelation [Freesmeyer 2004]. Die unterschiedlichen Aufbissbehelfe lassen sich nach ihrem wesentlichen Anwendungsbereich einteilen. Es gibt Aufbissbehelfe, die eine Verbesserung der neuromuskulären Koordination bewirken sollen und Aufbissbehelfe die zur Reposition des verlagerten Diskus sowie zur Entlastung komprimierter Gelenkstrukturen dienen. Im praktischen Alltag wird jede Aufbisschiene sowohl eine Veränderung der Muskelaktivität als auch eine Veränderung der intermaxillären Relation bewirken [Lotzmann 1998].

In den hier erwähnten Studien werden Okklusionsschienen verwendet die eine normotone Gebissituation aller Probanden standardisieren [Gubitz 2006], okklusale Veränderungen simulieren oder Fehlokklusionen korrigieren.

## **2.1.6 Begriff der Vertikaldimension und Möglichkeiten zur reversiblen Veränderung der Okklusion und Vertikaldimension**

Unter der Vertikaldimension versteht man die vertikale Komponente der dreidimensionalen Beziehung der Zahnreihen von Unter- und Oberkieferdimension. Umgangssprachlich wird sie auch als „Bisshöhe“ bezeichnet [Lexikon der Zahnmedizin 2000].

Möglichkeiten die Vertikaldimension reversibel zu erhöhen oder abzusenken bestehen mit Langzeitprovisorien, Komposit- oder Keramikaufbauten, mittels Schienen oder Probeprothesen. Beim bezahnten Patienten ist es, ohne die Zähne zu beschleifen, nur möglich die Vertikaldimension zu erhöhen. Eine geringfügige Reduktion der Vertikaldimension lässt sich beim Bezahnten nur durch das irreversible Beschleifen von vorhandener Zahnhartsubstanz erreichen.

Ein reversibles Absenken der Bisshöhe kann nur bei Zahnlosen Patienten über die Herstellung von Totalprothesen, welche auch als Probeprothesen eingesetzt werden können, durchgeführt werden. Somit bestand die einzig mögliche Probandengruppe für dieses Studiendesign aus Patienten die in mindestens einem Kiefer zahnlos waren.

## **2.1.7 Die Okklusion im Funktionskreis des stomatognathen Systems**

Der Funktionskreis des stomatognathen Systems besteht aus einem ständigen Kontakt zwischen der Okklusion, den Kiefergelenken, der Muskulatur und dem Zentralnervensystem. Das neuromuskuläre System steht hier im Mittelpunkt der Funktion. Die von der Muskulatur erzeugte Energie, kann durch sensorische Impulse, die von oralen, parodontalen, muskulären und artikulären Rezeptoren ausgehen in Bewegungen, Formveränderungen oder Kraftentfaltung umgesetzt werden. Im Zentralnervensystem werden die gesamten Informationen verarbeitet und modifiziert. Es folgt ein motorischer Impulsstrom der Muskelgruppen aktiviert, so dass die in den einzelnen Muskeln erzeugten Aktivitäten exakt aufeinander abgestimmt sind, und sich somit ganz bestimmte Funktionsmuster ergeben. Besonders wichtig ist die Koordination von verschiedenen Muskeln, die sich innerhalb und außerhalb des stomatognathen Systems befinden. Hier spielt die Längenveränderung, welche für Bewegungen erforderlich sind, und der Spannungsgrad, welcher für die Kraftentfaltung entscheidend ist eine erhebliche Rolle [Hupfau 1989]. Es gibt zwei Arten von Nervenfasern die in die Muskelspindeln hineinziehen: motorische (Gamma-) Fasern und sensible Fasern.

## Grundlagen

Die Gammafasern können über motorische Endplatten die intrafusalen Muskelzellen aktivieren. Die sensiblen Fasern wiederum umspannen die intrafusalen Muskeln in der Mitte als anulospirale Endigung und können jede Längenänderung derselben registrieren [Trepel 2004].

Ändert sich nun die Okklusion als ein Parameter im Funktionskreis des stomatognathen Systems, so hat dies Folgen auf alle restlichen Faktoren. Es kommt zur Aktivierung anderer, größerer oder kleinerer Anteile der Muskulatur mit mehr oder weniger aktivierten Muskelfasern, die wiederum in ihrer Aktionskette andere Muskelpartien beanspruchen, und sich möglicherweise bis in weit von der Kaumuskulatur entfernte Bereiche fortziehen können. Für die Kaumuskulatur hat eine Stellungsänderung des Unterkiefers und damit auch eine Änderung der Okklusion gravierende Folgen: Bei einer anterioren kranialen Rotation des Unterkiefers kommt es in den Mm. masseteres durch die schräge Faserrichtung der superfiziellen Anteile zur einer Überanstrengung, da nicht nur eine nach oben gerichtete Kraftkomponente entsteht, sondern auch eine nach vorne.

Der anteriore Teil des M. temporalis mit seinen vertikal verlaufenden Fasern, wird unter einer pathophysiologischen Aktivität vor allem beim Pressen in habitueller Interkuspidation überansprucht. Der hintere Teil mit seinen horizontal gerichteten Fasern kann beim Reiben auf Retrusionsfacetten irritiert werden.

Auch in den Anteilen des M. pterygoideus lateralis kann die Koordination der Aktivität in den Muskelpartien verloren gehen. Durch die direkte Beziehung zum Kiefergelenk, kann das programmierte und koordinierte Gleiten von Diskus und Gelenkkopf gestört werden. Nach *Hupfauf* [1989] kann es zu einer Subluxation des Discus articularis kommen.

Des Weiteren folgt eine Verlagerung der Kiefergelenke aus ihrer physiologischen Position heraus und es kommt zur Belastung dieser durch Druckkräfte des Unterkiefers, welche normalerweise über die Strebepfeiler des Schädels zum Schädeldach geleitet werden und sich hier verlieren [Hupfauf 1989].

## **2.2 Körperhaltung**

### **2.2.1 Gleichgewicht, Haltung und Körperschwerpunkt**

Eine existentielle Voraussetzung des Menschen zum Stehen, Gehen und Laufen ist die Fähigkeit das Gleichgewicht halten zu können. Rein physikalisch gesehen ist ein Körper im Gleichgewicht, wenn sein Körperschwerpunkt oder das Lot seines Körperschwerpunktes sich innerhalb seiner Unterstützungsfläche befindet. Verbindet man alle Punkte, an denen ein Körper mit seiner Unterlage Kontakt hat, so erhält man die sogenannte Unterstützungsfläche. Der Körperschwerpunkt ist der Punkt, an dem sich der Körper balancieren lässt, ohne zu einer Seite zu kippen [Schellhammer 2002].

Im Stand befindet sich der Schwerpunkt ungefähr zwischen dem 1. Kreuzbeinwirbel und dem 5. Lendenwirbel. Je nach Stellung der Körperabschnitte ändert der Körperschwerpunkt seine Position im Körper. Die Haltungseffizienz wird durch einen niedrigen Körperschwerpunkt, eine breite Unterstützungsfläche und das Schwerpunktlot in der Mitte der Unterstützungsfläche verstärkt [Schellhammer 2002].

Die aufrechte Körperhaltung ist eine Gleichgewichtsleistung des Körpers, in der die einwirkenden äußeren Kräfte, die Schwerkraft sowie Kräfte der Fort- und Drehbewegung reguliert werden [Froböse 1998]. Sie ist gekennzeichnet durch eine ausgewogene thorakolumbale Lordose vom Sakrum bis Th 5 [Kolster 2002].

Als Haltung wird aktive Tätigkeit bezeichnet, bei der die ungleich verteilten Gewichte des Körpers ausgeglichen werden müssen [Schellhammer 2002]. Die idealisierte Haltung ist der Zustand der skelettalen und muskulären Balance, die die tragenden Strukturen des Körpers stellungsabhängig (Stand, Sitz, Liegen) in Ruhe und Bewegung gegen Verletzungen und zunehmende Belastung schützt [Hüter-Becker 2005], und vollzieht sich als beständiges motorisches Wechselspiel von Agonisten und Antagonisten [Schellhammer 2002].

Eine Normalhaltung aus seitlicher Sicht liegt vor, wenn die Lotlinie hinter dem Ohr durch die Mitte des Schulter und Ellenbogengelenks über dem Trochanter major, die Mitte des Kniegelenks zur Vorderkante des Außenknöchels verläuft. Zusätzlich schneidet diese Lotlinie die Mitte des dritten Lendenwirbels [Klimt 1990].

Es werden sechs verschiedene Haltungsformen unterschieden [Krämer 2007]:

- Physiologische Haltung
- Thorakale Hyperkyphose (Rundrücken)
- Lumbale Hyperlordose (Hohlkreuz)
- Kypho-Lordose (Hohlrundrücken)
- Totalkyphose
- Flachrücken

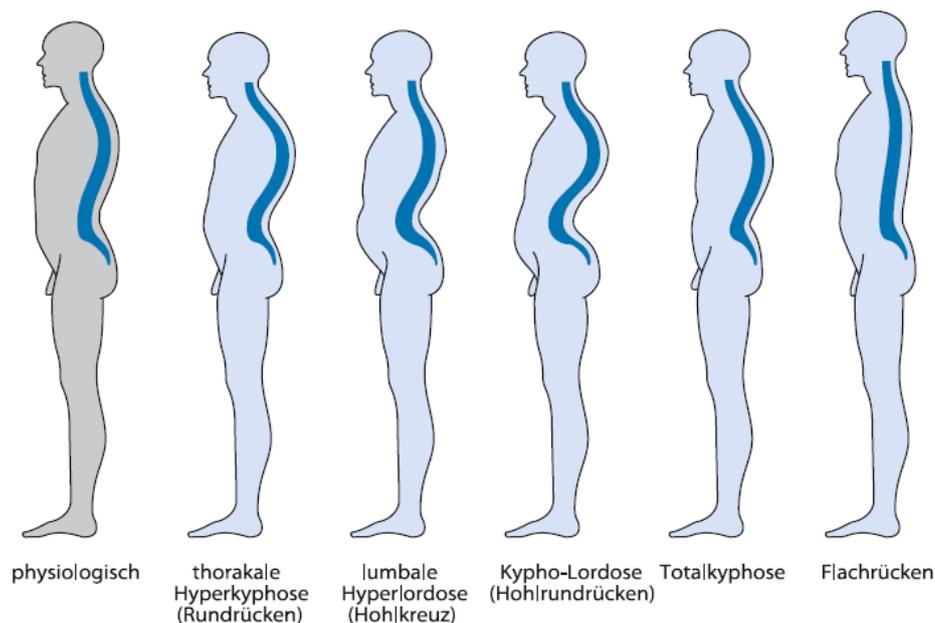


Abb.2 : Haltungsformen des Menschen, Bildquelle: Krämer 2007

### 2.2.2 Physiologie und Pathophysiologie des aufrechten Stehens: Haltungskompensation und Haltungsschäden

Idealisierterweise sollte die Anordnung der Körperabschnitte zur Gesamthaltung so sein, dass sie mit einem Mindestaufwand an Muskelaktivität gehalten werden kann. Dies bedeutet, dass das Lot des Körperschwerpunktes innerhalb der Unterstützungsfläche liegt [Schellhammer 2002]. Vom Körper wird dies durch eine Reihe aufeinander abgestimmte Regelkreise, deren gemeinsame Effektoren die Muskeln des Ober- und Unterschenkels und der Hüfte sind, gelöst. Als Messfühler dienen die Propriozeptoren, das Labyrinth und das visuelle System [Berger, 1984]. Schon 1857 wurde durch Romberg ein „Stehversuch“ bei Patienten mit Tabes dorsalis, welches eine Folgeerkrankung der Lues mit Degeneration der Hinter- und

## Grundlagen

Seitenstränge des Rückenmarks darstellte, beschrieben. Romberg konnte in diesem Versuch zeigen, dass zwei Systeme, die des Sehens und der Beinmuskel-Propriozeptoren an der Standregulation beteiligt sind. Das visuelle System wirkt an der Standregulation als Propriozeptor. Hierzu werden hauptsächlich Informationen von der Netzhautperipherie verwendet. Diese Informationen werden als Eigenbewegungsinformationen gedeutet, wohingegen bewegte Reize im Zentrum des Gesichtsfeldes als Fremdbewegung gedeutet werden [Berger 1984 nach Brandt et al. 1973 und Held et al. 1975]. Des weiteren dient das visuelle System dazu, die übrigen Regelkreise zu eichen. Die Bedeutung des visuellen Systems als Haltungsverstärkung wird beim Augenschluss ersichtlich. Die visuelle Stabilisation bei offenen Augen beruht auf den durch die Körperunruhe induzierten Relativbewegungen des Abbildes der visuellen Umwelt auf der Retina. Die afferenten visuellen Meldungen werden mit vestibulären Afferenzen verarbeitet, um dann die Standmotorik über den Tractus vestibulo-spinalis zu beeinflussen [Brandt et al. 1976].

Die eigentlichen dynamischen Elemente der Haltung sind die Muskeln. An der Standregulation in lateraler Richtung sind vor allem die Hüftmuskeln, in sagittaler Richtung die Muskeln des Unterschenkels und die des Oberschenkels beteiligt [Berger 1984].

Gibt es eine Abweichung der Haltung aus ihrer effizienten Position heraus, so verschiebt sich die Balance der Muskulatur, was nach dem Prinzip der Funktionalität bedeutet, dass sich die kontraktile Elemente, die Muskelfasern und die nicht kontraktile Elemente, das Bindegewebe des Muskels, an die veränderte Stellung anpassen. Die Muskelfasern adaptieren die Länge ihrer Sarkomere, um in der jeweiligen Stellung ihre maximale Kraft erzeugen zu können. Durch das veränderte Verhältnis zwischen Bindegewebe und Muskelfaser bei angenäherten Muskeln zugunsten des nicht kontraktile Anteils, wird der Muskel fester. Im Bewegungsverhalten äußert sich diese Adaption durch einen erhöhten Widerstand des Muskels gegen eine Verlängerung [Hüter-Becker 2005].

Der Ausgleich dieser Abweichungen zur Herstellung des ursprünglichen Zustands wird Kompensation genannt. Ein Zustand, also ein bestimmtes Vorkommenis oder Kräfteverhältnis, muss dann kompensiert werden, wenn das Lot des Körperschwerpunktes eines Körperteils oder- abschnitts sich außerhalb oder am Rand der Unterstützungsfläche befindet [Schellhammer 2002].

Eine Haltungskompensation überspringt kein Gelenk und zeigt sich kontinuierlich in jedem Bewegungsniveau mit unterschiedlich starker Ausprägung. Abweichungen in einer Körperebene werden hauptsächlich in der gleichen Ebene kompensiert. Durch zusätzliche muskuläre Kompensation wird die Haltungskompensation dann aber in weitere

## Grundlagen

Bewegungsebenen getragen. Dies liegt an der Mehrfachfunktion der meisten Muskeln [Schellhammer 2002].

Es wird angenommen, dass es für jede Haltung eine idealisierte Variante gibt. Diese ist durch die Parameter Ökonomie (Effizienz), Gleichgewichtskontrolle (Stabilisation im Schwerfeld) und Schmerzfreiheit gekennzeichnet. Die idealisierte Haltung ist nicht die Norm, sondern eine Referenz, welche eine vergleichbare Evaluation möglich macht. Auf Grund dessen, gibt es keine anormale Haltung, sondern wir sprechen von einer Abweichung von den definierten Parametern, durch welche die idealisierte Haltung gekennzeichnet ist [Hüter-Becker 2005]. Die Übergänge von der guten Haltung über Haltungsstörungen und Schwächen bis hin zum Haltungsschaden sind fließend [Klimt 1990].

Als typische erworbene Haltungsstörung mit pathologischer Rumpfhaltung ist der Haltungsschaden anzusehen [Krämer 2007].

Von einem Haltungsschaden spricht man, wenn eine dauernde, aktiv nicht mehr ausgleichbare Fehlstellung mit strukturellen Veränderungen wie Verkürzungen oder Dehnung des Halte- und Stützapparates vorliegt. Ein Aufrichten ist nur noch passiv möglich [Klimt 1990].

Zu pathologischen Haltungen des Rumpfes kommt es, wenn schmerzhafte Erkrankungen der Wirbelsäule vorliegen. Meistens ist hier die Fehlhaltung als Schonhaltung anzusehen. Vom Patienten wird die Position eingenommen, die ihm am wenigsten Beschwerden bereitet [Krämer 2007].

Eine Haltungsschwäche kann vom Haltungsfehler durch den sogenannten Haltungstest nach Matthiaß abgegrenzt werden [Krämer 2007].

Bei der Haltungsschwäche hat noch kein pathologischer Prozess eingesetzt, der zu strukturellen Veränderungen des Halte- und Stützapparates führt. Durch krankengymnastische Übungen zur Stärkung der betroffenen Rumpfmuskulatur können zwar keine grundsätzlichen Änderungen der Rückenform erreicht werden, jedoch die Muskeln so weit gekräftigt werden, dass eventuelle Formabweichungen muskulär kompensiert werden können [Krämer 2007].

Haltungsschwächen und vor allem Haltungsschäden führen nicht nur zu einer körperlichen Leistungsminderung, sondern können auch erhebliche Auswirkungen auf den gesamten Gesundheitszustand des Körpers haben [Klimt 1990].

### 2.2.3 Körperschwankungen

Unwillkürliche Verlagerungen des Körperschwerpunktes während ruhigen Stehens, werden als Körperschwankungen oder Körperschwingung bezeichnet [Latash 2003]. Die Körperschwingung ist ein Phänomen des fortwährenden Korrigierens des Schwerpunktes in Relation zu seiner Unterstützungsfläche [Smith 1996].

Die anterior-posteriore Körperschwankung junger Erwachsener beträgt im Stand fünf bis sieben Millimeter. Die medio-laterale Schwankung liegt bei drei bis vier Millimeter [Huei-Ming 2005].

Eine erhöhte Körperschwankung bei gesunden Menschen ist ein Gleichgewichtsverlust der auf instabile Umstände [Aruin 1998, Duarte & Zatsiorsky 2002] sowie auch auf neurologische Erkrankungen [Horak 1989] zurückzuführen ist. Dass das Alter einen Einfluss auf die Körperschwankungen hat, zeigten *Takuo et al.* [2005]. Sie untersuchten in einer Studie mittels Posturographie 144 Patienten zwischen 22 und 88 Jahren. Dabei stellten sie fest, dass es bei geöffneten Augen zu einem erheblichen Verlust der Kontrolle über den Schwerpunkt bei älteren Patienten kommt.

*Sforza et al.* [2006] beschäftigten sich mit dem Einfluss der Okklusion auf die Körperschwankungen. Bei elf gesunden Probanden, die alle eine Schiene mit einem bilateralen posterioren Kontakt erhielten, untersuchten sie den Einfluss der Okklusion auf ihre absteigende Wirkung auf die Muskelaktivität des M.sternocleidomastoideus und der Körperschwankung. Die Schiene sollte die Okklusion standardisieren. Bei den Schienenträgern konnte eine gleichmäßige Muskelaktivität der Mm. masseteres und Mm. Temporalis anteriores während dem maximalen Zusammenpressen der Zähne festgestellt werden. Auch war die Oszillation des Körperschwerpunktes im Durchschnitt ohne Schiene größer als mit Schiene.

Darüberhinaus zeigte sich, dass bei einer symmetrischen Muskelaktivität die Körperschwankungen kleiner wurden. Ein sicherer Beweis dafür konnte allerdings nicht erbracht werden, da eine hohe Variabilität der Ergebnisse eine statistische Signifikanz verhinderte.

### 2.3 Posturographie

Messverfahren zur Erfassung des Körperschwerpunktes und der Körperschwankungen werden als Posturographie bezeichnet.

In der vorliegenden Studie wurde die Lage des Druckmittelpunktes durch eine Druckmessplatte bestimmt. Diese entspricht der Gewichtsverteilung des Körpers im Stand auf zwei oder mehr Kraftmessplatten. Der Druckmittelpunkt befindet sich auf einer gedachten Symmetrieachse zwischen diesen Platten genau in der Mitte, wenn das Gewicht auf beide Kraftmessplatten gleich verteilt ist. Verlagert ein Patient sein Gewicht zu einer Seite, so wandert ebenfalls der Druckmittelpunkt zu dieser Seite. Um die anterior-posterioren Bewegungen messen zu können, benötigt man vier Kraftmessplatten zusätzlich je eine für Vorfuß und Ferse. Verschiebt ein Patient sein Gewicht nun gleichmäßig nach anterior oder posterior, so wandert auch der Messpunkt mittig nach vorne oder hinten.

Der mittels Kraftmessplatten computerunterstützt ermittelte Druckmittelpunkt (Center of Pressure, Kraftmittelpunkt) darf nicht mit dem Körperschwerpunkt (Center of Gravity, Massenmittelpunkt) verwechselt werden [Granert 2005 nach Witte und Recknagel 1997].

Bei langsamen Körperschwankungen entspricht der ermittelte Druckmittelpunkt etwa dem Körperschwerpunkt. Mit zunehmender Frequenz korrelieren die Bewegungen des Druckmittelpunktes nicht mehr mit den Schwerpunktverlagerungen [Berger 1984].

Der Körperschwerpunkt wurde mit einer Druckmessplatte der Firma Zebris, Modell PDM-S gemessen. Diese arbeitet mit 1504 kapazitiven Kraftsensoren, die auf einer Matrix von 32 x 47 cm angeordnet sind. Die verwendeten Druckmessfühler bestehen aus Kondensatoren. Zwischen den Platten der Kondensatoren befindet sich elastisches Schaumstoffmaterial. Durch Krafteinwirkung ändert sich deren Abstand und somit die Kapazität. Diese Kapazitätsänderung wird in eine elektrische Spannungsänderung umgewandelt. Dieser Betrag kann nun in Bezug zur aufgebrachten Kraft gesetzt werden. Die Kondensatorplatten sind auf beiden Seiten des kompressiblen Dielektrikums zeilen- und spaltenweise miteinander elektrisch leitend verbunden.

Kräfte werden von den Kraftaufnehmern in allen drei Raumrichtungen gemessen, so dass nicht nur die momentane Lage des Schwerpunktes (center of gravity, COG) eingeht, sondern auch horizontal gerichtete Scherkräfte. Diese treten bei aktiver Beschleunigung des Körpers an der Standfläche als Drehmoment in Vor-, Rück- und Seitwärtsrichtung auf. Der Computer verarbeitet die Signale so, dass diese den horizontalen Koordinaten eines Kraftzentrums (center of foot pressure, CFP) entsprechen [Gutmann 2004].

## Grundlagen

Das über die Zeilen in die Schieberegister eingekoppelte analoge Signal ist proportional zu der druckabhängigen Kapazität und wird zur Weiterverarbeitung an die Ansteuer- und Signalverarbeitungselektronik weitergeleitet. Von dort wird sie zum PC übertragen und angezeigt [Zebri 2008]. Ein Prinzipschaltbild des Messsystems der PDMS Druckmessplatte der Firma Zebri wird in Abbildung 3 gezeigt.

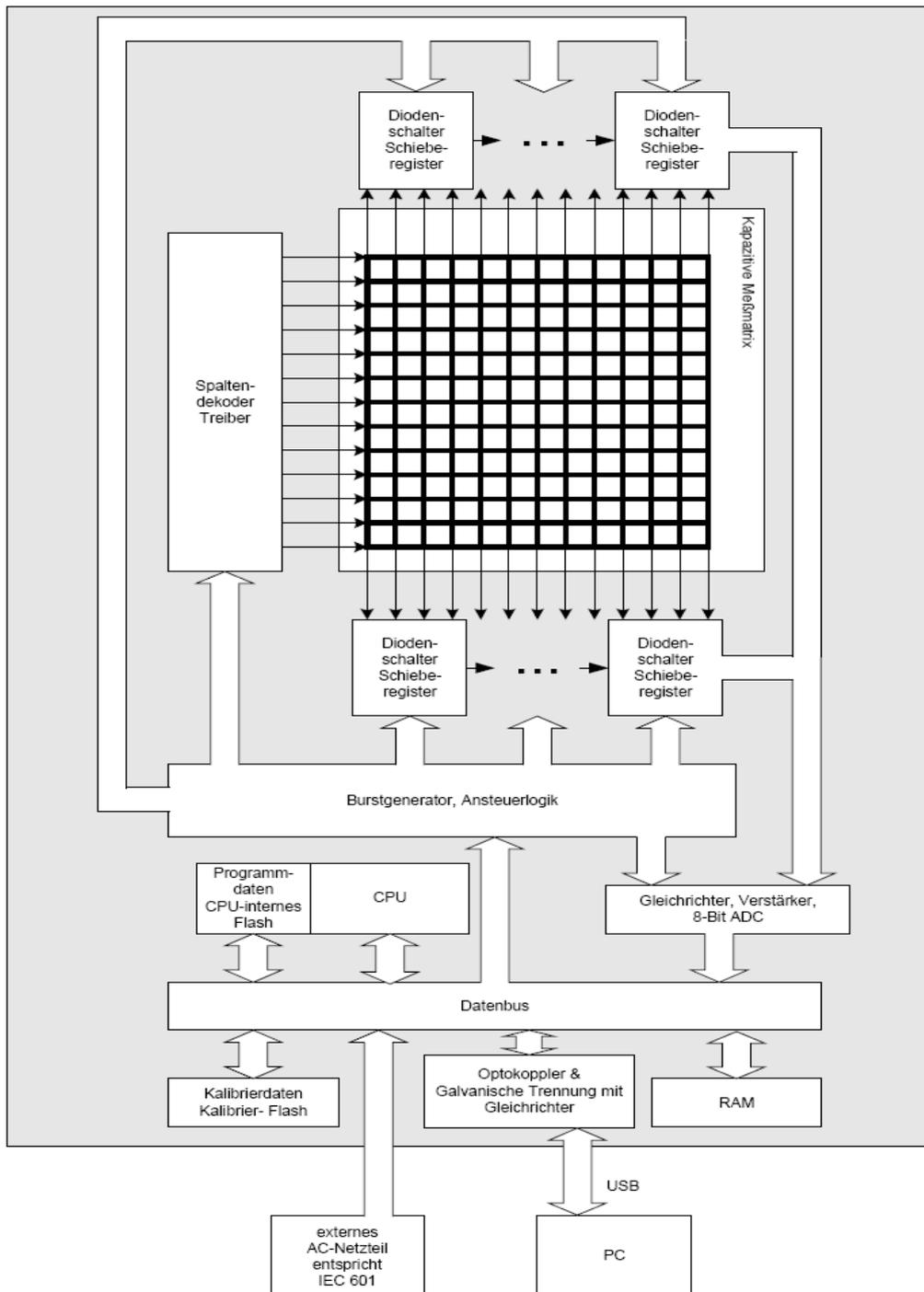


Abb. 3: Prinzipschaltbild des Messsystems der PDMS Druckmessplatte

### 2.3.1 Posturographische Registriersysteme

Schon 1922 wurde von *Miles* die erste Messapparatur für Körperschwankungen entwickelt. Kopfbewegungen im Stehen wurden mechanisch abgegriffen und aufgezeichnet.

*Uchytíl* [1962] machte sich die Messung der entfernungsabhängigen Kapazität zwischen dem Körper und einer Metallplatte zu nutzen.

Weitere Möglichkeiten zur Erfassung des Körperschwerpunktes und der Körperschwankungen bestehen in der Verwendung von Ultraschallsensoren, an Koordinatensysteme gekoppelte Fotoapparate, Videokoordinierte Aufzeichnungen, piezoelektrische Beschleunigungssensoren, ein an ein Brillengestell angebautes Inklinometer oder Messplattformen (siehe auch Kapitel 2.5.1-2.5.4).

Bei den Druckmessplatten gibt es verschiedene Systeme: Derzeit häufig benutzte Geräte sind der von Nashner entwickelte Balance Master, die Fußplatten der Firmen Tönnies und Kistler sowie das Multi Plate Tetrax-System nach Kohen-Raz. Gemeinsam haben alle Systeme die Benutzung piezoelektrischer Bauteile in den Fußplatten, die bei auf sie einwirkenden Druckkräften eine proportionale Widerstandsveränderung aufweisen. Damit wird die Bewegung des Körperdruckpunktes errechnet und seine Auslenkungen nach anterior, posterior sowie lateral indirekt verfolgt [Granert 2005].

Die technischen Daten der in dieser Studie verwendeten Druckmessplatte befinden sich im Material und Methode Kapitel 3.4.

## **2.4 Elektromyographie (EMG)**

In dieser Studie dient die Elektromyographie als Kontrollverfahren für die Aktivität der Mm. masseteres beim Zusammenbeißen in maximaler Interkuspitation. Daher erfolgt im folgenden Abschnitt eine Darstellung der Grundlagen im Allgemeinen und der in der Studie verwendeten Oberflächenelektromyographie.

Die Elektromyographie ist eine Technik, die sich mit der Entstehung, Aufzeichnung und der Analyse von myoelektrischen Signalen beschäftigt. Myoelektrische Signale werden durch physiologische Zustandsvariationen der Muskelfasermembran generiert [Basmajian 1985].

Die motorische Einheit eines Skelettmuskels besteht aus einem Motoneuron mit allen von diesem Neuron innervierten Muskelfasern. Jede Muskelfaser besitzt nur eine motorische Endplatte [Gohlenhofen 2004]. An der motorischen Endplatte wird durch die Depolarisation Acetylcholin ausgeschüttet, was eine Depolarisation der Muskelfasern mit Bildung eines Aktionspotentials nach sich zieht. Nach Freisetzung von Calcium kommt es durch ATP-Spaltung zum Ineinanderschieben der Aktin- und Myosinfilamente und somit zur Muskelkontraktion.

Einfluss auf die Muskelaktivität haben entweder die Anzahl rekrutierter motorischer Einheiten oder die Änderung der neuronalen Impulsfrequenz (Tetanisierung). Die Kraft erhöht sich sowohl durch die Erhöhung der Menge der erregten motorischen Einheiten (Rekrutierung) als auch durch die Steigerung der Aktionspotentialfrequenz (firing rate) [Silbernagel 2003].

Mit Hilfe eines bipolaren Elektromyogramms kann man die elektrische Aktivität eines Skelettmuskels aufzeichnen. Dieses leitet die Summenaktionspotentiale des Skelettmuskels zwischen zwei Elektroden ab, in dem es Potentialdifferenzen registriert. Die Aktionspotentiale können nach Signalverstärkung über Verstärkersysteme auf einem Monitor optisch sichtbar gemacht werden [Silbernagel 2003].

### **2.4.1 Oberflächenelektromyographie**

Die Oberflächenelektromyographie wird von vielen Wissenschaftlern zur Untersuchung komplexer Bewegungsabläufe sowie zur Registrierung physiologischer oder pathologischer Muskelphänomene verwendet. Unterschieden werden zwei Arten von Elektromyographie. Die Nadelelektromyographie wird als klassische neurologische Variante bezeichnet. Durch

## Grundlagen

einen externen elektrischen Stimulus wird die artifizielle muskuläre Antwort in (meist) statischen Bedingungen durch eine in den Muskel eingebrachte Nadelelektrode erfasst. Das kinesiologische EMG, oder Oberflächenelektromyogramm beschäftigt sich mit der Erfassung und Analyse der willkürlichen Muskelaktivierung in funktionellen Bewegungen, posturalen Aktivitäten oder Therapie- und Trainingsübungen [Konrad 2006]. Es ist eine nicht invasive Methode.

Zur Ableitung der Oberflächen-EMG-Signale werden oberflächlich Elektroden auf die Haut aufgebracht (OEMG). Dieses Signal ist hauptsächlich von der Elektrodengröße, der Lokalisation, dem Abstand, dem Hautwiderstand und der subkutanen Schichtdicke abhängig. Bei einer willkürlichen Muskelkontraktion werden stets mehrere Muskeln aktiviert. Neben den genannten Einflussfaktoren kommt es zu einer zusätzlichen Beeinflussung des OEMG-Signals durch fortgeleitete Potentiale benachbarter Muskeln. Dieser Effekt wird als crosstalk bezeichnet und kann in sehr unterschiedlicher Weise in die Untersuchungsergebnisse einfließen. Daher muss er bei der Interpretation kritisch reflektiert werden.

Vorteil der OEMG-Technik sind die Nichtinvasivität, die Möglichkeit der Erfassung ganzer Muskelgruppen und die Beurteilung der muskulären Aktivität durch Bildung einer OEMG-/Kraft-Beziehung.

Als nachteilig wirken sich die Effekte der Volumenleitung, des cross-talks und die nur eingeschränkte Selektivität der Methode zur Erfassung eines einzelnen Muskels aus [Basmajian 1985].

## **2.5 Einfluss der Okklusion und der Vertikaldimension auf den Körperschwerpunkt und die Körperhaltung, sowie bei statischen und dynamischen Interventionen**

Die Literaturrecherche wurde in Medline [www.pubmed.org] und SpringerLink [www.springerlink.com] durchgeführt, und beschränkte sich auf Artikel in deutscher oder englischer Sprache. Gesucht wurde mit den Mesh-Begriffen *Occlusion*, *Center of Pressure*, *Center of Gravity*, *vertical Dimension* und *Body Posture*.

Weiter wurde bei verwendeten Artikeln der Literaturanhang nach relevanten Studien durchsucht.

Zur qualitativen Beurteilung der Studien wurde eine Publikation von *Hanke et al.* aus dem Jahr 2007 herangezogen, in welcher das Evidenzniveau von Studien beurteilt wird, die sich mit einem Zusammenhang zwischen Zahnmedizin und Orthopädie beschäftigen. Hiernach können Publikationen zu ihrer qualitativen Einschätzung nach ihren Evidenzgraden beurteilt werden. *Antes* veröffentlichte 1998 eine Hierarchie der wissenschaftlichen Evidenzstärke für Therapieentscheidungen mit der stärksten Evidenz auf Stufe I:

- I wenigstens ein systematischer Review auf der Basis methodisch hochwertiger kontrollierter, randomisierter Studien (Randomised Controlled Tested Studies (RCTs))
- II wenigstens ein ausreichend großer, methodisch hochwertiger RCT
- III methodisch hochwertige Studien ohne Randomisierung bzw. nicht prospektiv (Kohorten-, Fall-Kontroll-Studien)
- IV mehr als eine methodisch hochwertige nichtexperimentelle Studie
- V Meinungen und Überzeugungen von angesehenen Autoritäten (mit klinischer Erfahrung); Expertenkommissionen; beschreibende Studien

Zusätzlich kann der Evidenzgrad III nach *Kahn et al.* 2004 weiter unterteilt werden:

- III a: experimentelle Studie ohne Randomisierung
- III b: Kohortenstudie
- III c: Fall-Kontroll-Studie

## Grundlagen

*Hanke et al.* [2007] unterteilen Grad IV noch in:

IV a: Probandenzahl über 100

IV b: Probandenzahl 20-100

IV c: Probandenzahl unter 20

Folgende in dieser Studie behandelten Publikationen wurden von *Hanke et al.* 2007 in ihre Evidenzgrade unterteilt:

<b>Literatur</b>	<b>Evidenzniveau</b>
<i>Bracco et al. 2004</i>	4 c
<i>Ferrario et al. 1996</i>	3 c
<i>Fink et al. 2003</i>	4 b
<i>Kibana et al. 2002</i>	4 c
<i>Kopp et al. 2003</i>	5
<i>Lotzmann et al. 1989</i>	4 c
<i>Lotzmann und Steinberg 1993</i>	4 c
<i>Milani et al. 2000</i>	3 a
<i>Nobili &amp; Adversi 1996</i>	4 b
<i>Perinetti 2006</i>	4 b
<i>Ridders et al. 1998</i>	4 b
<i>Slavicek et al. 2000</i>	5
<i>Sonnesen et al. 2001</i>	4 b
<i>Stelzenmüller 2004</i>	5
<i>Tallgren et al. 1983</i>	4 c
<i>Theron et al. 1989</i>	4 c
<i>Usumez et al. 2003</i>	4 c
<i>Yamabe et al. 1999</i>	4 c
<i>Yoshino et al. 2003</i>	4 c
<i>Yoshino et al. 2003</i>	4 c
<i>Zonnenberg et al. 1996</i>	3 c

*Tabelle 1: Einteilung der der Studien gemäß Evidenzniveau*

### 2.5.1 Einflüsse der Okklusion auf den Körperschwerpunkt

Die Ergebnisse einiger Studien weisen auf einen kausalen Zusammenhang zwischen Okklusion und Körperschwerpunkt oder Haltung des Kopfes hin. So wurde zum Beispiel in einer Studie von *Sakaguchi et al.* im Jahre 2007 der Körperschwerpunkt von 45 gesunden Probanden bei fünf unterschiedlichen Unterkieferpositionen untersucht, bei denen entweder die linke oder die rechte Ferse angehoben wurde. Ihre Auswirkung auf den Körperschwerpunkt wurden mit Hilfe eines Scanners aufgezeichnet. *Sakaguchi et al.* stellten fest, dass sich die okklusalen Kräfte zur jeweiligen Seite der angehobenen Ferse verlagerten. Um die Beziehung zwischen der Stellung des stomatognathen Systems und der Körperhaltung zu beweisen, untersuchten *Yoshino et al.* [2003] den Körperschwerpunkt mit Hilfe von Footplates, während durch eine geteilte Aufbissschiene ein unilateraler und bilateraler Stützzonenverlust simuliert wurde. Die Studie zeigte, dass bei maximaler Okklusion mit kompletter Aufbissschiene größere Schwankungen des Körperschwerpunktes zu beobachten waren als in Ruhe. Bei einem posterioren Stützzonenverlust verlagerte sich der Körperschwerpunkt nach anterior. Bei lateralem Stützzonenverlust wanderte er zur kontralateralen Seite. Die Autoren folgerten, dass die Körperhaltung durch eine veränderte Okklusion beeinflusst wird und dass durch diese ungewohnte Position Schmerzen im Nacken und in der Schulter auftreten können, besonders dann, wenn ein unilateraler oder bilateraler Stützzonenverlust vorliegt.

Mit der dynamischen Lageveränderung des Körperschwerpunktes beim aufrechten Stehen beschäftigten sich *Lotzmann und Steinberg* [1993]. Auf einer Druckmessplatte, bei welcher der Körperschwerpunkt auf die Höhe der Füße projiziert wird, wurden sieben Probanden mit uni- oder bilateralem posterioren Stützzonenverlust und sieben Zahngesunde bei einer maximalen Okklusion über 30 Sekunden gemessen. Bei den Patienten zeigten sich hohe Schwankungsamplituden bis an den Rand der Unterstützungsfläche hin. Bei den gesunden Probanden dagegen war eine deutlich geringere Schwankungsamplitude zu erkennen. Die Okklusion eines Patienten wurde mit einer Aufbissschiene korrigiert. Bei der folgenden Messung nahm die Schwankungsamplitude ab.

Mit dem Zusammenhang zwischen Okklusionsstörungen und Körperschwerpunkt beschäftigt sich die Studie von *Nobili & Adversi* [1996]. Sie wurde an 50 Patienten durchgeführt, 30 Männern und 20 Frauen, eingeteilt in drei Gruppen, Okklusionsstörungen Grad I bis III. Die Messung erfolgte mit Hilfe einer Druckmessplatte. Die Arbeit ergab, dass bei den Patienten mit einer Malokklusion der Klasse II der Körperschwerpunkt nach anterior dagegen bei

## Grundlagen

Patienten mit Malokklusion der Klasse III der Körperschwerpunkt nach posterior verlagert wird.

Andere Studien konnten wiederum keinen Zusammenhang zwischen Okklusion und Körperschwerpunkt feststellen.

Im Jahre 2006 versuchte *Perinetti*, die Affinität zwischen dentaler Okklusion und Körperschwerpunkt mittels posturographischem Verfahren nachzuweisen. 26 gesunde Probanden wurden mit geschlossenen und offenen Augen sowie in Ruhelage und maximaler Interkuspitation getestet. Es konnte kein Bezug zwischen Okklusion und Körperschwerpunkt hergestellt werden. Lediglich der Öffnungszustand der Augen hatte Einfluss auf die Lage des Körperschwerpunktes.

Auch *Ferrario et al.* [1996] stellten in ihrer Studie weder bei gesunden Probanden, noch bei Probanden mit einer Okklusionsstörung oder Temporomandibulärer Dysfunktion eine Verlagerung des Körperschwerpunktes und somit einen Zusammenhang zwischen Okklusion und Körperschwerpunkt fest. Die Messung wurde mit Hilfe von Foot-Plates durchgeführt.

*Gutmann* untersuchte 2006 mittels Posturographie eine funktionelle Abhängigkeit zwischen Körperschwerpunkt und Okklusion. Hierfür wurden 24 Patienten mit einer präparierten Aufbisschiene versorgt, die einen beidseitigen posterioren Stützzonenverlust simulierte. Eine Auswirkung der maximalen Okklusion auf die Position des Körperschwerpunktes konnte bei einer Versuchsdauer von 30 Sekunden, auf alle Probanden gesehen, nicht belegt werden.

Das die dentale Okklusion einen Einfluss auf die Stabilität von Haltung und Blick haben, behaupteten *Gangloff et al.* im Jahr 2000 in einer Studie bei der sie bei 18 professionellen Schützen posturographisch den Center of Foot Pressure während okklusaler Veränderungen maßen. Die Messungen wurden über 20 Sekunden in den Positionen habituelle Interkuspitation (IO), zentraler Kondylenposition (CR) und einer lateralen Position beidseits durchgeführt. Außer für die habituelle Interkuspitation bekamen die Probanden eine Schiene angefertigt. Sie kamen zu dem Schluss, dass die Haltung und der Blick bei CR am stabilsten ist, gefolgt von IO und den lateralen Positionen.

Posturographisch untersuchte auch *Perinetti* 2007 den Effekt einer Temporomandibulären Dysfunktion auf den Körperschwerpunkt bei 35 Gesunden und 35 Probanden mit CMD-Symptomatik. Getestet wurde in Ruhelage bei geöffneten Augen während Interkuspitation mit geöffneten Augen. Die Versuche wurden mit geschlossenen Augen wiederholt. Es konnte jedoch kein Unterschied zwischen den beiden Gruppen gefunden werden.

*Bracco et al.* kamen dagegen 2004 zu dem Schluss, dass es signifikante Unterschiede des Körperschwerpunktes bei verschiedenen Kieferpositionen gibt. Bei 95 gesunden Probanden

## Grundlagen

wurde der Schwerpunkt auf einer Druckmessplatte der Firma Ergomed in drei verschiedenen Kieferpositionen gemessen: Maximale Interkuspidation, Ruhelage und myozentrische Position. Die registrierten Veränderungen des Körperschwerpunktes waren signifikant, insbesondere verbesserte die myozentrische Position die Balance.

<b>Autoren</b>	<b>Effekte &amp; Auswirkungen</b>
<i>Bracco et al.</i>	Unterschiedliche Kieferpositionen haben einen Einfluss auf den Körperschwerpunkt.
<i>Ferrario et al.</i>	Veränderungen der Kiefergelenkstellung haben keinen Einfluss auf den Körperschwerpunkt.
<i>Gangloff et al.</i>	Veränderungen der dentalen Okklusion beeinflussen die Stabilität der Körperhaltung und des geradeaus gerichteten Blickes.
<i>Gutmann</i>	Kein Einfluss der dentalen Okklusion auf den Körperschwerpunkt, aber signifikante Einzelergebnisse.
<i>Lotzmann &amp; Steinberg</i>	Hohe Schwankungsamplituden bis an den Rand der Unterstützungsfläche bei Patienten in maximaler Okklusion, Gesunde schwanken weniger.
<i>Nobili &amp; Adversi</i>	Bei Patienten mit einer Malokklusion Klasse II verlagert sich der Körperschwerpunkt nach anterior, bei Patienten mit Malokklusion Klasse III der Körperschwerpunkt nach posterior.
<i>Perinetti</i>	Kein Einfluss der dentalen Okklusion auf den Körperschwerpunkt.
<i>Perinetti</i>	Kein Zusammenhang zwischen CMD und einer Verlagerung des Körperschwerpunktes.
<i>Sakaguchi et al.</i>	Eine veränderte Unterkieferposition wirkt sich auf den Körperschwerpunkt aus.
<i>Yoshino et al.</i>	Bei einem posterioren Stützzonenverlust verlagert sich der Körperschwerpunkt nach anterior. Bei lateralem Stützzonenverlust wandert er zur kontralateralen Seite.

*Tabelle 2: Einflüsse der Okklusion auf den Körperschwerpunkt*

## 2.5.2 Einflüsse der Okklusion bei statischen und dynamischen Interventionen

*Kibana et al.* stellten 2002 in ihrer Studie fest, dass es ein enges Verhältnis zwischen okklusaler Abstützung und der Haltung des Kopfes gibt. Um die Auswirkungen einer veränderten Okklusion auf Brust und Halswirbelsäule zu untersuchen, manipulierten *Kibana et al.* die Okklusion von acht gesunden Probanden mit Hilfe einer individuell gefertigten Aufbisschiene. Sie kamen zu dem Schluss, dass ein laterales Missverhältnis der okklusalen Abstützung die Muskelaktivität des M.sternocleidomastoideus negativ beeinflussen kann, mit der Folge einer kontralateralen Lateroflexion des Kopfes.

Ob eine fehlerhafte Okklusion sich negativ auf die Körperhaltung auswirkt und somit Schmerzen im Hals-, Brust- und Lendenwirbelbereich auslöst, sind *Kopp et al.* [2003] nachgegangen. In einer Pilotstudie überprüften sie bei einem Patienten die Auswirkungen vor und nach einer Schienenkorrektur auf die Hals-, Brust-, und Lendenwirbelsäule beim Gehen. So konnte mit Hilfe von Aufbissbehelfen eine Verbesserung der Stabilität einzelner Segmente der Wirbelsäule über einen Zeitraum von 3 Monaten dokumentiert werden. Schmerzen und Beschwerden des Patienten hatten sich über einen Zeitraum von acht Wochen vollständig zurückgebildet.

Um die weiterlaufenden Bewegungen beim Öffnen und Schließen des Mundes zu verfolgen, brachten *Yamabe et al.*[1999] piezoelektrische Beschleunigungssensoren bei zehn gesunden Probanden an. Diese platzierten sie an Stirn, Kinn, Halswirbelsäule, Brustwirbelsäule und Lendenwirbelsäule. Die Probanden führten wiederholende Kieferschlussbewegungen aus.

Beim Öffnen des Mundes konnten Richtungsänderungen von Stirn und Lendenwirbelsäule nach posterior festgestellt werden. Halswirbelsäule und Brustwirbelsäule bewegten sich nach anterior. Beim Schließen des Mundes wurden Bewegungen in umgekehrter Richtung gemessen.

Die Autoren folgerten, dass die Bewegungen von Halswirbelsäule und Rumpf einer sanfteren Kiefergelenksbewegung dienen.

Die Veränderung der Haltung von Kopf und Hals erforschten *Lotzmann et al.* [1989] fotografisch an fünf zahngesunden Probanden. Durch eine dreiteilige Aufbisschiene wurde die maximale Okklusion optimiert. Die frontale Kamera zeigte bei einer lateralen Nonokklusion eine homolaterale Lateralflexion des Kopfes. Durch die laterale Kamera konnte bei einer maximalen Interkuspitation eine leichte Bewegung des Kopfes nach posterior

## Grundlagen

beobachtet werden, bei einer bilateralen Nonokklusion sogar eine deutliche Bewegung in diese Richtung.

Um den Zusammenhang zwischen der Stellung des stomatognathen System und der Körperhaltung herauszufinden, untersuchten *Yoshino et al.* [2003] Änderungen in der Kopfhaltung während Pressphasen bei unilateralem oder bilateralem Stützzonenverlust. Durch eine dreiteilige Aufbissschiene wurde die Okklusion verändert und mit Hilfe eines Gnatho-Hexagraphs, ein an ein Koordinatensystem gekoppelter Fotoapparat, die Ergebnisse aufgezeichnet. Untersucht wurden 20 gesunde Probanden. Die maximale Okklusion wurde über zehn Sekunden gehalten, wobei nur die letzten fünf Sekunden ausgewertet wurden.

Bei bilateralem Stützzonenverlust verlagerte sich die Position des Kopfes nach anterior kaudal. Bei lateralem Stützzonenverlust bewegte sich der Kopf zusätzlich noch nach kontralateral. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass bei unilateralem Stützzonenverlust eine Disharmonie der Nackenmuskulatur besteht und sich dies negativ auf die gesamte Körperhaltung auswirkt.

Dass ein Bezug zwischen Okklusion und anderen Körperbereichen besteht, zeigten *Ferrario et al.* im Jahre 2001. Zur Diskussion stand die These, dass ein funktioneller Zusammenhang zwischen dem Stomatognathen System und Muskeln anderer Körperregionen sowohl als auch zwischen okklusalen Begebenheiten und neuromuskulärer Aktivität besteht. Dazu wurden 15 Männer mit Normokklusion und 15 Männer mit Malokklusion untersucht. Die Probanden mussten Hantelbewegungen mit verschiedenen Kieferpositionen durchführen, während ihre Muskelaktivität mittels Elektromyographie am *Musculus biceps brachii* gemessen wurde. Eine morphologisch veränderte Okklusion verschlechterte, laut der Autoren nicht immer die muskuläre Leistung anderer Körperregionen.

*Milani et al.* [2000] überprüften in ihrer Arbeit den Effekt einer schienenkorrigierten Okklusion über 21 Tage an 30 Patienten, 15 Patienten mit Schienenkorrektur, die anderen 15 ohne Schienenkorrektur. Bei den Schienenträgern stellte sich ein rotationsvermindernder Effekt am 7., 14. und 21. Tag ein. Dieser Effekt verschwand jedoch am 28. Tag fast völlig, nachdem die Schiene am 21.Tag entfernt worden war.

Mittels einer Okklusionsschiene untersuchten auch *Bergamini et al.* [2008] bei 24 gesunden freiwilligen Probanden etwaige Veränderungen der Okklusion auf die Aktivität des *M.sternocleidomastoideus*, *M. erector spinae* und der *Mm soleus*. Als Methode verwendeten sie die Oberflächenelektromyographie. Die Messungen wurden 15 Minuten vor und 15 Minuten nachdem die Probanden die Schiene trugen, durchgeführt. Sie kamen zu dem

## Grundlagen

Ergebnis, dass eine balancierte Okklusion bedingt durch eine Schiene einen positiven Effekt auf die getestete Muskulatur hat.

<b>Autoren</b>	<b>Effekte &amp; Auswirkungen</b>
<i>Bergamini et al.</i>	Eine balancierte Okklusion hat einen positiven Effekt auf die involvierte Muskulatur.
<i>Ferrario et al.</i>	Eine morphologisch veränderte Okklusion verschlechtert die muskuläre Leistung anderer Körperregionen nicht immer.
<i>Kibana et al.</i>	Lateraler Stützzonenverlust kann eine kontralaterale Lateralflexion der Halswirbelsäule bewirken.
<i>Kopp et al.</i>	Bei einer korrigierten Okklusion nehmen die Bewegungsamplituden der Halswirbelsäule ab.
<i>Lotzmann et al.</i>	Bei einer lateralen Nonokklusion ist eine homolaterale Lateralflexion des Kopfes zu erkennen. Bei einer maximalen Interkuspidation und einer bilateralen Nonokklusion ist eine leichte Bewegung des Kopfes nach posterior erkennbar.
<i>Milani et al.</i>	Eine korrigierte Okklusion bewirkt einen rotationsvermindernden Effekt beim Fukuda-Unterberger Step-Test.
<i>Yamabe et al.</i>	Es kommt beim Öffnen des Mundes zu Bewegungen von Stirn und Lendenwirbelsäule nach posterior und von Hals- und Brustwirbelsäule nach anterior. Beim Schließen umgekehrt.
<i>Yoshino et al.</i>	Bei anteriorem oder posteriorem Stützzonenverlust kann eine Bewegung des Kopfes nach ventral kaudal, bei lateralem Stützzonenverlust nach kontralateral beobachtet werden.

*Tabelle 3: Wesentliche Aussagen von Studien zum Einfluss auf den muskuloskelettalen Apparat.*

### 2.5.3 Veränderungen und Einflüsse der Vertikaldimension

Studien zum Einfluss der Vertikaldimension auf den Körperschwerpunkt lassen sich in der Literatur nicht finden. Jedoch beschäftigten sich mehrere Studien mit dem Effekt von Totalprothesen auf die faciale Morphologie und damit einhergehende Veränderungen in Kopf- und Halswirbelsäulenhaltung (Abbildung 4 und 5).



*Abb.4: Patientin im Seitenprofil: Links mit alter Prothese und abgesunkener vertikaler Dimension, rechts mit korrekt eingestellter Prothese*



*Abb. 5: Dazugehörige Prothesen der Patientin aus Abb. 1. Links Prothese mit abgesunkener vertikaler Dimension, rechts korrekt eingestellte Prothese*

## Grundlagen

*Tallgren* untersuchte schon im Jahre 1967 die Auswirkungen von Prothesen auf die faziale Morphologie. Über sieben Jahre hinweg wurden an 22 Patienten, 11 mit totalen Prothesen und 11 mit einer totalen Oberkieferprothese und einer partiellen Unterkieferprothese röntgencephalometrische Untersuchungen durchgeführt. Die Autorin kam zu dem Ergebnis, dass die zahnlosen Processus alveolares nach siebenjährigem Tragen einer Totalprothese sehr große Verluste in der Bisshöhe aufwiesen. Die Resorption der Processus alveolares begründet eine Abnahme der mandibulären Inklination und dadurch eine Reduktion der totalen Gesichtshöhe und eine Zunahme der mandibulären Prognathie.

In einer weiteren Studie 1983 untersuchte *Tallgren* 18 Patienten, welche nach Extraktion ihrer Restzähne mit einer sofortigen Totalprothese versorgt wurden. Sie dokumentierte die Veränderungen der Zungenbeinposition und der craniocervicalen Position während eines Jahres Tragedauer mit Hilfe einer kephalometrischen Röntgenuntersuchung und konnte nachweisen, dass die Veränderung der Position des Zungenbeins nach vorwärts und oben, hauptsächlich auf Grund der Kammresorption der Mandibula geschieht. Weder die Kopfposition noch die Position der Halswirbelsäule zeigten während der Studiendauer große Veränderungen.

*Karkazis et al.* [1994] belegten in einer vier Jahre langen Studie, dass sich bei 14 untersuchten Totalprothesenträgern die okklusale und die gesamte Gesichtshöhe signifikant reduzierten. Eine anteriore Rotationstendenz konnte festgestellt werden. Der anhaltende Knochenverlust an der vorderen Mandibula stand in direktem Zusammenhang mit dem Verlust der vorderen Gesichtshöhe.

In einer Langzeitstudie über zehn Jahre kamen auch *Tuncay et al.* [1984] zu dem Resultat, dass die Maxilla und die Mandibula einer sagittalen Rotation gegen den Uhrzeigersinn bei Totalprothesenträgern ausgesetzt sind. Durch diesen Verlust des Alveolarkamms unterliegen die Prothesen einer Rotation gegen den Uhrzeigersinn und einem Vorwärtsgleiten. Die Autoren konnten allerdings nicht beweisen, dass die Art der technischen Herstellung Einfluss auf die Ergebnisse hatte.

*Douglass et al.* [1993] demonstrierten in ihrer Langzeitstudie einen signifikanten Verlust des mandibulären Alveolarkamms und eine damit verbundene Rotation der Mandibula. Die Daten von 24 Patienten wurden über einen Zeitraum von 20 Jahren gesammelt. Die Patienten wurden in zwei Gruppen eingeteilt. Die eine Gruppe bekam eine komplex hergestellte Prothese, die andere eine sehr einfach konstruierte. Die Auswertung der Studie ergab einen Verlust der Vertikaldimension, des mandibulären Alveolarkamms und eine Rotation gegen

## Grundlagen

den Uhrzeigersinn. Der maxilläre Alveolarkamm dagegen blieb stabil. Die technische Herstellung der Prothese hatte keinerlei Einfluss auf die Ergebnisse.

Ob das Einsetzen einer Totalprothese und die damit verbundenen Veränderungen in der vertikalen Dimension Einfluss auf die Kopfhaltung haben, untersuchten *Usumez et al.* [2003] in ihrer Studie an 16 zahnlosen Patienten. Um die Extension und die Flexion der Halswirbelsäule beim Gehen zu analysieren, wurde ein Brillengestell mit Inklinometer angebracht. Die Testpersonen gingen fünf Minuten ohne Prothese. Dann wurde der Zahnersatz eingesetzt. Nach weiteren fünf Minuten Gehen war eine Verringerung der durchschnittlichen Extension von 4,6 Grad und der Flexion um 6,4 Grad im Vergleich zum Eingangstest festzustellen. Der Kontrollversuch 30 Tage später wies die gleichen Werte auf wie vor der Zahnersatzversorgung. Fazit der Studie: Das Einsetzen einer Totalprothese induziert keine signifikanten Langzeitveränderungen der Kopfposition, jedoch nehmen die Bewegungsamplituden der HWS beim Gehen mit korrigierter Okklusion ab.

Auch *Theron et al.* [1989] konnten mit ihrer Studie keine Langzeitveränderungen der Kopfhaltung durch Totalprothesen belegen. 18 Patienten die über sechs Monate hinweg zahnlos waren wurde eine Prothese eingesetzt. Die Kopfhaltung wurde vor Eingliederung der Prothese, direkt danach und 15 sowie 30 Minuten später gemessen. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass die Kopfposition sich nach Eingliederung der Prothesen beim Zahnlosen gegenüber der Kopfposition ohne Prothese sofort deutlich ändert. Allerdings konnte während der nächsten 30 Minuten keine signifikante Änderung der Kopfposition mehr festgestellt werden.

Weitere Untersuchungen von *Tallgren* 1984 zeigten, dass eine ausgeprägte Resorption des Kieferkamms mit einer vorwärts gerichteten Inklination der Halswirbelsäule einhergeht. Die Kopfposition zeigte während dieser 15-jährigen Langzeitstudie jedoch keine nennenswerte Veränderung.

## Grundlagen

<b>Autoren</b>	<b>Effekte &amp; Auswirkungen</b>
<i>Douglass et al.</i>	Signifikanter Verlust des mandibulären Alveolarkamms und damit verbundene Rotation der Mandibula nach anterior
<i>Karkazis et al.</i>	Bei Totalprothesenträgern sind die okklusale und die gesamte Gesichtshöhe signifikant reduziert. Es besteht eine anteriore Rotationstendenz.
<i>Tallgren et al.</i>	Die Resorption der Processus alveolares begründet eine Abnahme der mandibulären Inklinatation und dadurch eine Reduktion der totalen Gesichtshöhe und eine Zunahme der mandibulären Prognathie.
<i>Tallgren et al.</i>	Veränderung der Position des Zungenbeins nach vorwärts und oben, hauptsächlich auf Grund der Kammresorption der Mandibula.
<i>Tallgren et al.</i>	Weitere Resorptionen des Kieferkamms gehen mit einer vorwärts gerichteten Inklinatation der Halswirbelsäule einher.
<i>Theron et al.</i>	Keine signifikanten Langzeitveränderungen auf die Kopfposition.
<i>Tuncay et al.</i>	Maxilla und die Mandibula sind einer sagittalen Rotation gegen den Uhrzeigersinn ausgesetzt. Die Prothesen sind einer Rotation gegen den Uhrzeigersinn und einem Vorwärtsgleiten ausgesetzt.
<i>Usumez et al.</i>	Keine signifikanten Langzeitveränderungen auf die Kopfposition. Die Bewegungsamplituden der HWS nehmen beim Gehen mit korrigierter Okklusion ab.

*Tabelle 4: Wesentliche Aussagen von Studien zum Einfluss der Vertikaldimension*

## 2.5.4 Schlussfolgerungen der Literaturrecherche

Seit den 1980er Jahren hat die Zahl der Publikationen die sich mit einem Zusammenhang zwischen orthopädischen und dentalen Befunden beschäftigen stark zugenommen [Hanke et al. 2007]. Dies ist auch in Abbildung 6 zu erkennen.

Die Studien zum Thema „Einflüsse der Okklusion auf die Haltung und den Körperschwerpunkt“ ergeben ein widersprüchliches Bild. Viele Autoren konstatieren einen Zusammenhang zwischen Stellung des Unterkiefers und Verlagerung des Schwerpunktes [Bracco et al. 2004, Gangloff et al. 2000, Lotzmann und Steinberg 1993, Nobili&Adversi 1996, Sakaguchi et al. 2007, Yoshino et al. 2003], andere können diesen Zusammenhang wiederum nicht bestätigen.

Uneinigkeiten bestehen auch bei den Autoren, die einen Zusammenhang erkannt haben. *Kibana et al.* [2002] und *Yoshino et al.* [2003] beschreiben, dass ein lateraler Stützonenverlust eine kontralaterale Lateroflexion der Halswirbelsäule bewirkt. Dagegen wird von *Lotzmann et al.* eine homolaterale Lateroflexion festgestellt. Bei einem beidseitigen posterioren Stützonenverlust bewegt sich der Kopf in der Studie von *Yoshino et al.* nach ventral kaudal. Eine Verlagerung des Körperschwerpunktes nach anterior ist zu erkennen. *Lotzmann et al.* beobachten dagegen das Gegenteil: eine Bewegung des Kopfes nach posterior.

Andere Autoren wie *Ferrario et al.* [1996], *Gutmann* [2006] oder *Perinetti* [2006] können dagegen keinerlei Einfluss der Veränderung der Kiefergelenksstellungen auf die Position des Körperschwerpunktes feststellen.

Es gibt zwar Studien darüber, ob sich das langjährige Tragen einer Totalprothese auf die kraniofaziale Morphologie auswirkt, jedoch wurde der Einfluss dieser Ergebnisse auf den Bewegungsapparat bisher nicht weiter überprüft. *Karkazis* [1994], *Tallgren* [1984], *Tuncay* [1984] und *Douglass* [1993] stellten fest, dass sich der Kieferkamm bei Totalprothesenträgern deutlich reduziert und dass damit verbunden eine Verringerung der Gesichtshöhe, also eine Verringerung in der Vertikaldimension einhergeht. Weiter stellten sie fest, dass es zu einer anterioren Rotation des Unterkiefers kommt.

*Usumez et al.* [2003] und *Theron et al.* [1989] untersuchten die Auswirkungen einer Totalprothese auf die Kopfposition, kamen aber zum Resultat, dass, abgesehen von einer kurzzeitigen Veränderung, nach längerem Tragen kein Einfluss auf die Kopfposition zu beobachten ist.

## Grundlagen

In wieweit sich die Veränderung in der Vertikaldimension auf den Körperschwerpunkt und die Körperhaltung auswirkt, bleibt in der Literatur bisher ungeklärt.

Die Messungen zur Ermittlung des Körperschwerpunktes wurden einheitlich mit dem posturographischen Verfahren, also einer Druckmessplatte vorgenommen. Bei den Messungen zur Ermittlung der Körperhaltung dagegen, wurden verschiedene Systeme verwendet, wie Ultraschallsensoren, an Koordinatensysteme gekoppelte Fotoapparate, piezoelektrische Beschleunigungssensoren, ein an ein Brillengestell angebautes Inklinometer oder ein modifizierter Unterberger Step-Test. Die Validität und Reliabilität dieser Messsysteme ist abgesehen von den Druckmessplatten für diese Fragestellung nicht bekannt [Bauer 2007].



Abb.6: Anzahl der Literatur zur funktionellen Abhängigkeit von orthopädischen und okklusalen Befunden mit Bezug auf das Publikationsjahr.

## **3 Material und Methode**

### **3.1 Datenerhebung**

Die Datenerhebung der vorliegenden randomisierten, kontrollierten klinischen Studie wurde vom 06.10.2008 bis 10.10.2008 am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (ZMK), der Philipps-Universität Marburg durchgeführt.

Die Probanden wurden ausschließlich im Rahmen routinemäßiger Recall- oder Behandlungstermine in der Abteilung für Orofaziale Prothetik und Funktionslehre des Medizinischen Zentrums für Zahn-Mund-und Kieferheilkunde Marburg untersucht.

### **3.2 Auswahl der Probanden**

An der Studie nahmen 12 Probanden mit einem Durchschnittsalter von  $65,5 \pm 17,5$  Jahren teil. Drei Probanden davon waren weiblich, neun männlich. 11 der 12 Probanden waren eine bis zwei Wochen vor Versuchsbeginn mit einer neuen und suffizienten Prothese versorgt worden.

#### Einschlusskriterien:

Zur Teilnahme an der Studie musste der Patient mindestens eine Totalprothese im Ober- oder Unterkiefer besitzen, die in der vertikalen Dimension korrekt eingestellt war. Alle Patienten unterschrieben eine Einwilligungserklärung zur freiwilligen Teilnahme an der Studie, in welcher sie über Wesen, Bedeutung und Tragweite der klinischen Studie aufgeklärt wurden.

#### Ausschlusskriterien:

Ausgeschlossen wurden Probanden, die eine in der vertikalen Dimension nicht korrekt eingestellte oder nicht stabil sitzende Prothese besaßen. Nicht teilnehmen konnten zudem Probanden mit Schmerzen im Kopf/Halsbereich, mit neurologischen Erkrankungen (Multiple Sklerose, Morbus Parkinson), Traumata (Schleudertrauma, Kopfverletzung, Wirbelsäulenverletzung), oder jeglichen Erkrankungen, die dem Patienten das aufrechte Stehen zum Zeitpunkt der Datenerhebung nicht ermöglichten. Des Weiteren wurden Probanden mit Haltungsabweichungen oder Anomalitäten des Haltungsapparates (Morbus Bechterew, Morbus Scheuermann, Skoliosen) sowie blinde oder taube Probanden von der Studie ausgeschlossen.

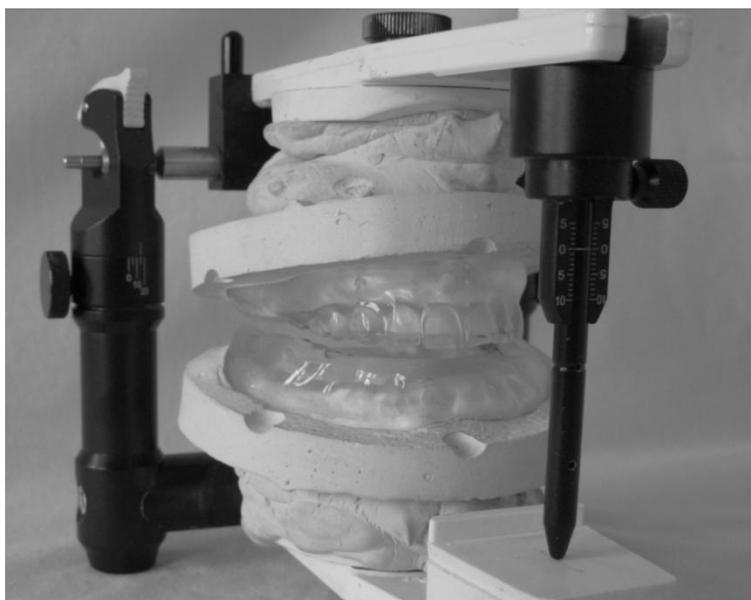
### 3.3 Probe-Prothesen

Für die Studie wurden für jeden Probanden präzise Duplikate seiner suffizienten Prothesen hergestellt, die im Folgenden als Probe-Prothesen bezeichnet werden. Die eigene Prothese wurde nicht verändert. Die Probe-Prothesen dienen zur Simulation eines Verlustes in der vertikalen Dimension.

Um einen exakten Sitz der neu hergestellten Prothesen zu garantieren, wurden die eigenen Prothesen der Probanden vom Zahntechnischen Labor in der Zahnklinik der Philipps-Universität-Marburg doubliert. Die Modelle wurden schädel- und kiefergelenkgerecht in einen Artex®NK Articulator der Firma Girrbaach einartikuliert.

Die Kauebene wurde unter Einhaltung der statischen Okklusionskontakte in einem Kiefer gleichmäßig um 10mm, gemessen am anterioren Stützstift, reduziert. Dies entspricht einer Reduktion von etwa 7mm im Frontzahnbereich. Die Auswahl des zu beschleifenden Kiefers hing vom jeweiligen Platzangebot zwischen der Kauebene und der Prothesenbasis ab. Die Lage des Gegenkiefers wurde durch Bissimpressionen mittels Tetric Flow® registriert. Dies ermöglichte dem Probanden einen gesicherten Biss und verhinderte ein Abgleiten der Prothesen während der Messung in maximaler Interkuspitation.

Die neu hergestellten Prothesen wurden von scharfen Kanten befreit und vor dem Einsetzen desinfiziert. Die gleichmäßige Okklusion wurde im Artikulator mit Okklusionsfolie kontrolliert. Beim Probanden wurde dies durch eine elektromyographische Aufzeichnung der Masseteraktivität in maximaler Okklusion zusätzlich kontrolliert.



*Abb. 7: Doublierte OK/UK Totalprothese mit 10 mm Reduktion der vertikalen Dimension im Unterkiefer*

### 3.4 Messung des Körperschwerpunktes mittels Posturographie

Das Prinzip der Posturographie sowie eine Beschreibung der in diesem Versuch verwendeten Druckmessplatte sind in Abschnitt 2.3 zu entnehmen.

Artikelnummer	123.2110
Maße Grundgerät (B x H x T)	700 x 403 x 18 mm
Gewicht	Ca. 8,1 kg
Schnittstelle zum PC	USB
Anschlüsse	Steckerfach mit Kabelabzugsicherung
Messprinzip	Kapazitative Druckmessung
Betriebsspannung	18 V DC
Leistungsaufnahme	15 W
Stromversorgung des externen Netzteil	100-230 V ~ /50/60 Hz
Temperaturbereich	15 bis 40°C
Lagertemperatur	-10 bis +60°C
Zulässig bis max. rel. Feuchte	80%
Messrate	60 Hz (dynamic mode), 60 Hz (COP mode), 2-5 Hz (static mode)
Druckbereich	1-120 N/cm <sup>2</sup>
Druckschwelle	1 N/cm <sup>2</sup>
Ortsauflösung	1 Sensor/cm <sup>2</sup>
Anzahl der Sensoren	1504
Sensorfläche	320 x 475 mm
Genauigkeit des kalibrierten Messbereichs	(1-80 N/cm <sup>2</sup> ) ± 5%
Max. Gesamtgewichtbelastung	82296 N
Mech. Übersprechen	-25 db
Synchronisierung	Sync Aus. und Eingang

*Tabelle 5: Technische Daten Druckmessplatte PDM-S der Firma Zebris*



Abb.8: Druckmessplatte PDM-S ,Bildquelle: Zebris medical GmbH winfdms Anleitung

### **3.5 Messung der Muskelaktivität**

Zur oberflächenelektromyographischen Aufzeichnung der Muskelaktivität der Mm. masseteres wurde das EMG DAB-Bluetooth der Firma Zebris verwendet. Die Analogdaten werden von den an der DAB-Box angeschlossenen Sensoren oder Elektroden erfasst. Der Verlauf und die Amplitude des Analogsignals werden am Computerbildschirm angezeigt. Die Analyse und Auswertung der Daten erfolgte mit der Software WinJaw 10.5 EMG.

## Material und Methode

Artikelnummer	134.0011
<b>Mechanische Daten</b>	
Abmessungen (B x H x T)	90 x 130 x 38
Gewicht (ohne Batterien)	150 g
<b>Elektrische Daten</b>	
Anzahl der Analogkanäle	8
Anzahl der Digitalkanäle	4
Messrate	Bei 8 Kanälen, max. 1000 Hz pro Kanal, bei 1 Kanal, bis zu 8000 Hz.
Auflösung	12 bit
Interner Pufferspeicher	512 kB
Speicherzeit bei Funkunterbrechung	1min (4 Kanäle, 1000 Hz)
Synchronisation	Infrarot
optional	Spezialkabel mit Patientenisolation zum Anschluss an eine USB-Schnittstelle
Stromversorgung	4 x Batterien Typ AAA LR03 1.5 V
Stromverbrauch	Max. 0,55 W
Durchschnittl. Lebensdauer der Batterie	Ca. 5 h
<b>Umgebungsbedingungen</b>	
Temperaturbereich	15 bis 40°C
Lagertemperatur	-10 bis +60°C
Max. Luftfeuchtigkeit	80%

*Tabelle 6: Technische Daten Grundeinheit Zebris EMG 8 – Bluetooth*

Die Verarbeitung der elektromyographischen Signale sowie der Signale der Druckmessplatte geschah mit der Software WinFDMS Stance v.1.1.5 der Firma Zebris. Ein Beispiel für einen Standanalysenreport wie er vom Programm errechnet wird, ist in Abbildung 9 dargestellt.

## Material und Methode

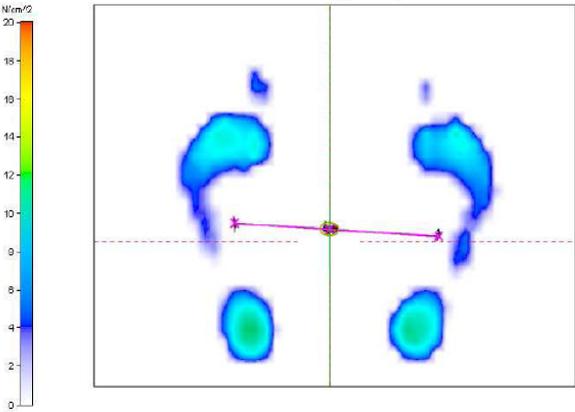
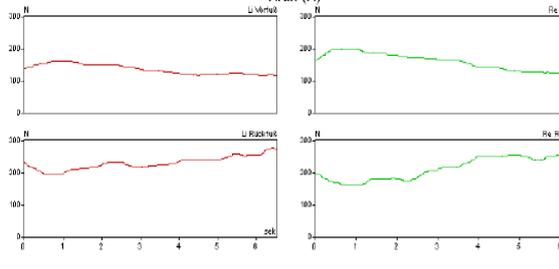
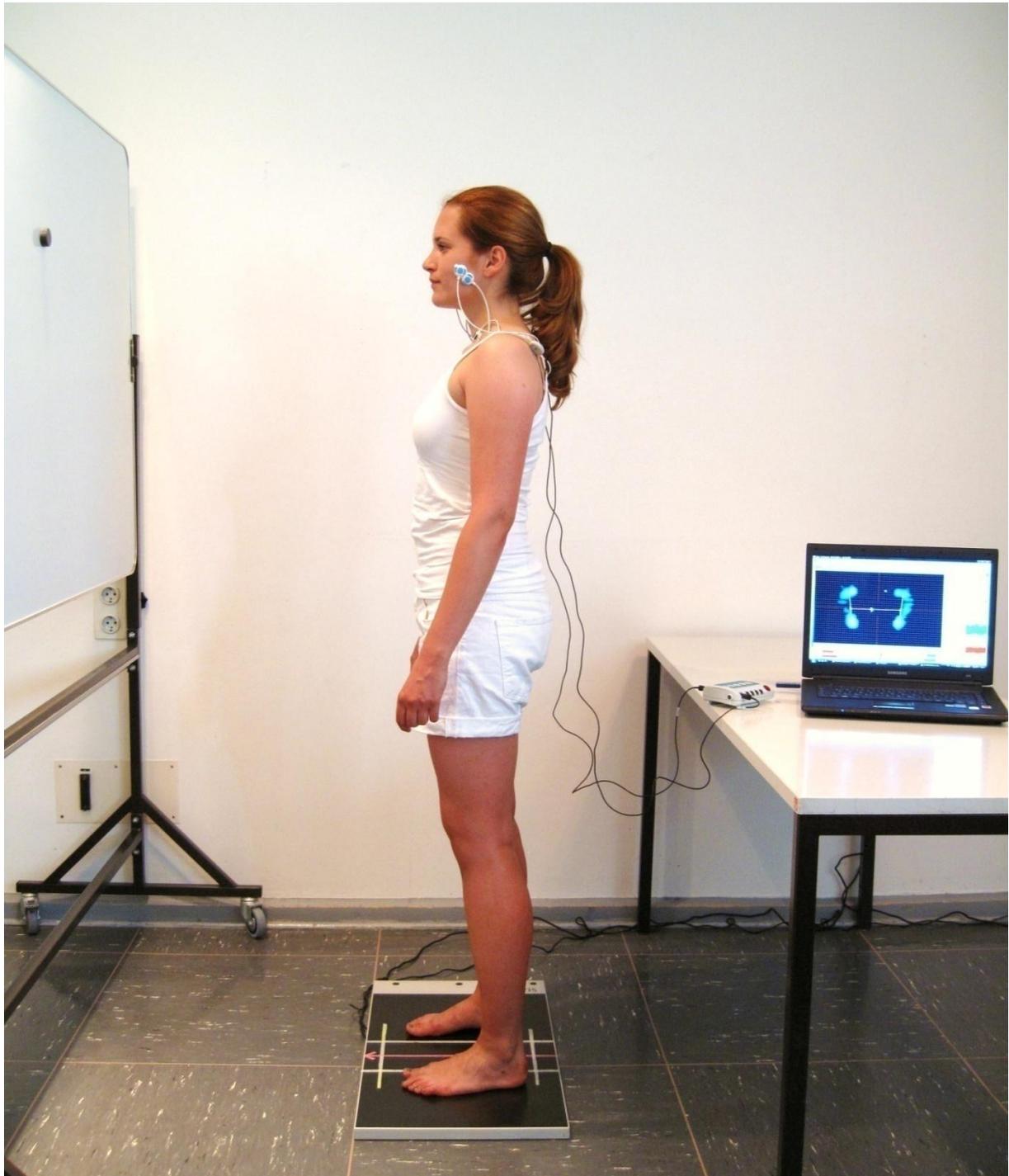
<p>Titel, Projekt- und Patientename sowie Datum der Messung befinden sich in der Kopfzeile.</p>	<div style="text-align: center;"> <b>zebris Standardanalyse Report</b> </div> <p>Projekt: Test          Patient: Test <span style="float: right;">Datum der Messung: 06.06.2007</span></p> <hr/>																
<p>In dieser Abbildung wird die durchschnittliche Belastungsverteilung unter den Füßen farblich dargestellt. Eine Quantifizierung der Belastungsverteilung erfolgt in der Farbskala am linken Rand. Die rosafarbige Linie stellt die Verbindungslinie der drei Belastungszentren dar. Der mittlere Punkt (als Kreuz dargestellt) ist das Belastungszentrum (CoP). Linker und rechter Punkt sind die jeweiligen Belastungszentren der linken und rechten Auflagefläche. Der eingezeichnete Kreis kennzeichnet die Vertrauensellipse. Kenndaten sind darunter tabellarisch aufgeführt.</p>	<div style="text-align: center;"> <b>Kraftverteilung (gemittelt)</b> </div>  <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>Parameter</th> <th>06.06.2007 Standardanalyse</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Stärke der Vertrauensellipse, mm</td> <td>4,7</td> </tr> <tr> <td>Höhe der Vertrauensellipse, mm</td> <td>22,9</td> </tr> <tr> <td>Winkel der Vertrauensellipse, Grad</td> <td>0,0, rechts</td> </tr> <tr> <td>Fläche der Vertrauensellipse, mm²/mm</td> <td>04,9</td> </tr> <tr> <td>CoP gesamte Länge der Spure</td> <td>77,4</td> </tr> <tr> <td>CoP horizontale Abweichung</td> <td>1,6</td> </tr> <tr> <td>CoP vertikale Abweichung</td> <td>9,4</td> </tr> </tbody> </table>	Parameter	06.06.2007 Standardanalyse	Stärke der Vertrauensellipse, mm	4,7	Höhe der Vertrauensellipse, mm	22,9	Winkel der Vertrauensellipse, Grad	0,0, rechts	Fläche der Vertrauensellipse, mm²/mm	04,9	CoP gesamte Länge der Spure	77,4	CoP horizontale Abweichung	1,6	CoP vertikale Abweichung	9,4
Parameter	06.06.2007 Standardanalyse																
Stärke der Vertrauensellipse, mm	4,7																
Höhe der Vertrauensellipse, mm	22,9																
Winkel der Vertrauensellipse, Grad	0,0, rechts																
Fläche der Vertrauensellipse, mm²/mm	04,9																
CoP gesamte Länge der Spure	77,4																
CoP horizontale Abweichung	1,6																
CoP vertikale Abweichung	9,4																
<p>Hier wird in vier Diagrammen der zeitliche Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft des linken/rechten Vorfußes und des linken/rechten Rückfußes dargestellt.</p>	<div style="text-align: center;"> <b>Kraft (N)</b> </div> 																
<p>Das Balkendiagramm zeigt die durchschnittliche prozentuale Belastungsverteilung von linkem und rechtem Vor- und Rückfuß und die prozentuale Belastungsverteilung der linken und rechten Auflageflächen</p>	<div style="text-align: center;"> <b>Belastungsverteilung (gemittelt), %</b> </div> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th></th> <th>Links</th> <th>Rechts</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Vorfuß</td> <td>36,6</td> <td>41,9</td> </tr> <tr> <td>Rückfuß</td> <td>63,4</td> <td>58,1</td> </tr> <tr> <td>Gesamtbelastung</td> <td>44,4</td> <td>50,6</td> </tr> </tbody> </table>		Links	Rechts	Vorfuß	36,6	41,9	Rückfuß	63,4	58,1	Gesamtbelastung	44,4	50,6				
	Links	Rechts															
Vorfuß	36,6	41,9															
Rückfuß	63,4	58,1															
Gesamtbelastung	44,4	50,6															

Abb.9: Beispiel für einen Standardanalysenreport wie er von der Software WinFDMS Stance v.1.1.5 der Firma Zebris errechnet wird. Der Report setzt sich aus Frames (Abbildungen) zusammen, welche die Messergebnisse grafisch darstellen. Bildquelle: Zebris medical GmbH winfdms-Anleitung

### 3.6 Versuchsaufbau und zeitlicher Ablauf



*Abb.10: Positionierung des Patienten auf der Druckmessplatte wie in 3.6.1 und 3.6.2 beschrieben.*

### **3.6.1 Vorbereitung des Patienten: Platzieren der Oberflächenelektroden**

Zum Anbringen der Elektroden wurde die Haut mit 70% Ethanol im Bereich der Mm. masseteres desinfiziert. Das Entfernen von Gesichtsbehaarung war nicht notwendig. Die Elektroden wurden in Faserverlaufsrichtung und nach palpieren auf der dicksten Stelle des Muskelbauches angebracht. Durch die Verwendung von Doppelelektroden war der Abstand der Elektroden vorgegeben. Eine Neutralelektrode wurde seitlich am Hals an einer muskelfreien Stelle angeklebt. Um einen spannungsfreien Sitz zu gewährleisten wurden die Elektrodenkabel auf dem Rücken des Patienten befestigt.

### **3.6.2 Positionieren des Patienten auf der Druckmessplatte**

Nach Anbringen der Elektroden wurden die Probanden gebeten, sich barfuß oder in Socken aufrecht auf die Druckmessplatte zu stellen (Abb.10). In Vorversuchen wurde eine vorgegebene Fußposition von den Probanden als sehr anstrengend empfunden. Um Störfaktoren wie Muskelverspannung und dadurch bedingte Schwerpunktverlagerungen auszuschließen, hat sich ein etwa hüftbreiter, habitueller Stand bewährt (Abb.11).

In einem Meter Entfernung wurde an einer weißen Magnetwand ein schwarzer Magnet auf individueller Augenhöhe angebracht. Die Probanden wurden gebeten, diesen Punkt während der Messung zu fixieren, um etwaige Kopf- und Augenbewegungen zu vermeiden, die das Messergebnis verzerren könnten.

Bevor der Proband die Messplatte betrat, wurde eine Messung zur Nullkalibrierung der Druckmessplatte durchgeführt.

Während der Messung durfte die Position der Füße nicht verändert werden. War dies trotzdem der Fall so wurde der Referenzwert, also die Ruhelage, neu bestimmt.

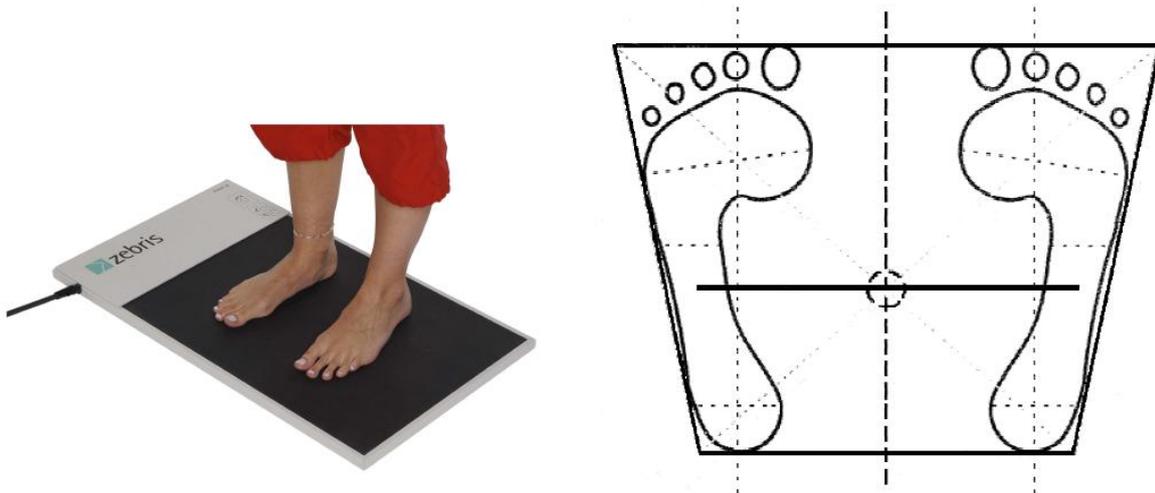


Abb. 11: *Habituelle Positionierung der FüÙe auf der Druckmessplatte* ,Bildquelle: Zebris medical GmbH, winfdms Anleitung

### 3.6.3 Messzyklus

Nach dem Betreten der Druckmessplatte wurde die Ruhelage, welche als das unbewusste Abstandhalten des Unterkiefers zum Schädel definiert ist, als Referenzwert gemessen. Es wurden vier verschiedene Messungen durchgeführt. Nach Vorversuchen wurde die Dauer eines Messzyklus auf jeweils 15 Sekunden festgelegt. Längere Pressphasen in maximaler Interkuspidation wurden auf die Dauer des gesamten Versuches von den Probanden als sehr anstrengend empfunden. Zwischen jedem Messzyklus sollte der Proband sich 30 Sekunden entspannen.

Der Ablauf der Messungen ist in Tabelle 7 aufgeführt. Die Messungen eins bis vier wurden doppelt durchgeführt. Als Kontrollmessung wurde die Ruhelage im Laufe des Versuches nochmals bestimmt.

## Material und Methode

<b>Messzyklus</b>	<b>Wiederholung/Zeit</b>	<b>Codierung</b>
t <sub>0</sub> Bestimmung der Ruhelage mit eigener Prothese	1 x 15 Sekunden	RS
t <sub>1</sub> Maximale Interkuspitation mit eigener Prothese ohne vertikale Veränderung bei geöffneten Augen	2 x 15 Sekunden	MVC OE 1-2
t <sub>2</sub> Maximale Interkuspitation mit veränderter Prothese und vertikalem Verlust bei geöffneten Augen	2 x 15 Sekunden	MVC VOE 1-2
t <sub>3</sub> Maximale Interkuspitation mit eigener Prothese ohne vertikale Veränderung bei geschlossenen Augen	2 x 15 Sekunden	MVC CE 1-2
t <sub>4</sub> Maximale Interkuspitation mit veränderter Prothese und vertikalem Verlust bei geschlossenen Augen	2 x 15 Sekunden	MVC VCE 1-2
t <sub>5</sub> Bestimmung der Ruhelage als Kontrollmessung	1 x 15 Sekunden	RS C

*Tabelle 7: Versuchsablauf*

Dargestellt ist ein kompletter Messablauf eines Probanden. Je nach Randomisierung der Messzyklen wurde das Schema der Reihenfolge t<sub>1</sub>-t<sub>5</sub> abgeändert. Außer der Ruhelage wurden alle Messungen unter der Bedingung: MVC = „Maximal Voluntary Contraction“ durchgeführt. OE=open eyes,VOE=open eyes mit vertikaler Komponente, CE=closed eyes, VCE=closed eyes mit vertikaler Komponente.

### 3.6.4 Randomisierung der Messung

Die Randomisierung der Reihenfolge der einzelnen Messzyklen wurde vor den Messungen mit Hilfe einer versuchsunabhängigen Person durchgeführt. Die Zuordnung erfolgte mittels nummerierter Karteikarten in einem geschlossenen Briefumschlag.

Proband	Versuchsreihenfolge					
1	0	4	3	2	1	5
2	0	5	4	2	1	3
3	0	5	3	2	1	4
4	0	3	1	2	5	4
5	0	3	2	4	5	1
6	0	1	5	3	2	4
7	0	3	5	2	1	4
8	0	3	5	1	2	4
9	0	2	3	4	5	1
10	0	1	3	2	4	5
11	0	1	4	5	3	2
12	0	4	5	2	1	3

*Tabelle 8: Randomisierter Versuchsablauf*

Versuch 0: RS; Versuch 1: RS C; Versuch 2: MVC OE; Versuch 3: MVC VOE; Versuch 4: MVP CE; Versuch 5: MVP VCE

### 3.7 Test- und Vergleichsgruppe

Die Testgruppe setzte sich aus zwölf Patienten der Abteilung für Orofaziale Prothetik und Funktionslehre des MZ ZMK Marburg zusammen. Alle zwölf Patienten bekamen eine um einen Betrag von einheitlich 10 mm, gemessen am anterioren Stützstift, in der vertikalen Dimension reduzierte Prothese, die in ihrer Basisanformung mit der Originalprothese identisch war.

Die Kontrollgruppe wurde von denselben zwölf Probanden gebildet, um einen direkten Vergleich ziehen zu können. Alle Probanden besaßen eine eigene Prothese mit korrekt eingestellter vertikaler Dimension.

### **3.8 Datenschutz**

Die Datenanonymisierung der erhobenen Daten wurde gemäß den Auflagen des Datenschutzes vertraulich behandelt und in pseudoanonymisierter Form gespeichert. Die dazugehörige Schlüsselliste der Probanden wird nach Ablauf der Studie von Professor Dr. Lotzmann unter Verschluss gehalten und wird nach drei Jahren vernichtet. Alle Personen, die an der Untersuchung beteiligt waren, wurden der Schweigepflicht unterlegt. Eine Übermittlung der Daten an versuchsunabhängige Personen fand nicht statt. Zugangsrecht, zu dem für die Datenerhebungen eingesetzten Laptop, hatte nur Hr. Eberle. Nach jedem Messtag wurde ein Backup der erhobenen Daten auf einer externen Festplatte gespeichert, zu der nur Hr. Eberle Zugang hat.

### **3.9 Statistik**

#### **3.9.1 Berechnung des Stichprobenumfangs**

Die Daten für die Berechnung des Stichprobenumfangs wurden den Studien von *Gutman* [2006] und *Gubitz* [2006] sowie von *Lotzmann und Steinberg* [1993] entnommen. Die dort beobachteten Effektgrößen  $\mu_1=959$  und  $\mu_2=1031$  ergaben nach der Berechnung des Stichprobenumfangs für quantitative Stichproben eine notwendige Fallzahl von 11,4 Probanden pro Gruppe bei angenommenem  $\alpha$ -Fehler von 0,05 und  $\beta$ -Fehler von 0,2 und geschätztem  $\delta$ -Wert von 1690.

#### **3.9.2 Statistische Analyse**

Zur statistischen Signifikanzprüfung in der Testgruppe wurde der gepaarte t-Test verwendet. Das Signifikanzniveau wurde durch einen  $\alpha$ -Wert von 0,05 bestimmt.

Die statistische Beratung und Berechnung erfolgte im Universitätsklinikum Marburg in der Abteilung für Theoretische Mathematik durch PD Dr. Helmut Sitter.

## 4 Ergebnisse

Die PDM-S Druckmessplatte zeigt den Center of Pressure (COP) als x- und y-Werte eines Koordinatensystems an. Diese wurden manuell erfasst. Die x-Achse erstreckt sich in lateraler Richtung, die y-Achse in anterior posteriorer Richtung. Ein positiver Wert auf der x-Achse entspricht einer Bewegung vom Referenzpunkt der Ruhelage aus Sicht des Probanden nach rechts, und ein negativer Wert einer Bewegung nach links. Ein positiver Wert auf der y-Achse zeigt eine Bewegung nach anterior und ein negativer Wert eine Bewegung nach posterior an. Die Drop-out-Quote dieser Studie lag bei 0%.

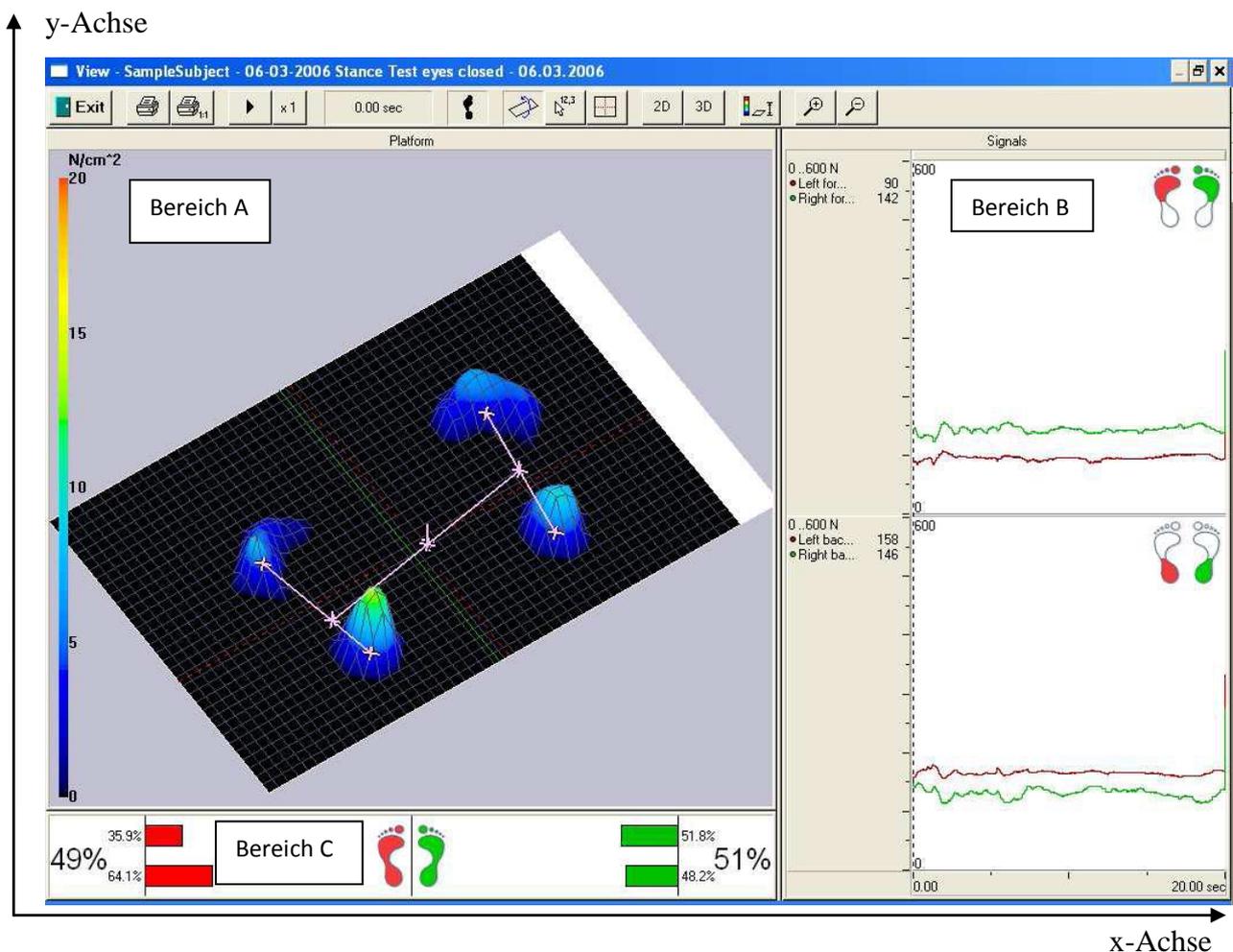


Abb. 12: Beispiel einer Körperschwerpunktmessung und Koordinatenzuordnung.  
Bildquelle: Zebris medical GmbH windfms-Anleitung

## Ergebnisse

Abbildung 12 zeigt beispielhaft die graphische Darstellung einer Körperschwerpunktsmessung und die dabei erfolgte Koordinatenzuordnung.

Bereich A stellt während der Messung die Belastungsverteilung unter den Füßen wahlweise zwei- oder dreidimensional farbig codiert dar. Die Farbskala auf der linken Seite des Bereiches repräsentiert die Kraftwirkung auf die einzelnen Sensoren in der Einheit  $N/cm^2$ .

Die horizontale rosafarbige Gerade stellt die Verbindungslinie der drei Belastungszentren dar. Der mittlere Punkt (als Kreuz dargestellt) ist das Belastungszentrum (COP) des gesamten Körpers. Linker und rechter Punkt sind die Belastungszentren der linken und rechten Auflagefläche.

Im Bereich B sind die Kraftkurven im zeitlichen Verlauf dargestellt. Im oberen Teil wird dabei die vertikale Bodenreaktionskraft des linken und rechten Vorfußes und im unteren Teil die vertikale Bodenreaktionskraft des linken und rechten Rückfußes angezeigt.

In Bereich C werden die prozentuale Belastungsverteilung der linken und rechten Auflagefläche sowie die prozentuale Verteilung der Belastung einer Auflagefläche auf Vor- und Rückfuß angezeigt [Zebris medical GmbH winfdms-Anleitung 2008].

### **4.1 Darstellung der Veränderungen des Center of Pressure (COP) auf der x-Achse**

Die Tabellen 9-19 sind so aufgebaut, dass der Mittelwert in der horizontalen Spalte jeweils den Durchschnitt der beiden Messungen eines Versuchs zeigt. Der Mittelwert in der Vertikalen beschreibt den Durchschnitt der Messungen aller Probanden. Die Werte spiegeln jeweils die Abweichungen von der Ruhelage, gemessen in cm, wider. Ein negatives Vorzeichen zeigt auf der x-Achse eine Abweichung nach links. Ein positives Vorzeichen gibt eine Verlagerung nach rechts an.

In Tabelle 9 kann ein direkter Vergleich zwischen den beiden Messungen bei geöffneten Augen ohne und mit vertikaler Veränderung auf der x-Achse gezogen werden. Bei einzelnen Probanden zeigen sich deutliche Veränderungen bis zu einer Abweichung von 1,25 cm (Prob.2) beim Einsetzen der Prothese mit veränderter Okklusion. Ebenfalls große Unterschiede zeigen sich bei Prob.3 mit einer Veränderung um 0,75 cm, bei Prob.7 um 0,42 cm, bei Prob.11 um 0,53 cm und bei Prob.12 um 0,45 cm.

## Ergebnisse

x-Achse	Augen offen ohne vertikale Veränderung MVC OE		Mittelwert	Augen offen mit vertikaler Veränderung MVC VOE		Mittelwert
	Messung1	Messung2		Messung1	Messung2	
Prob. 1	- 1	-0,56	<b>-0,78</b>	-0,33	-0,72	<b>-0,525</b>
Prob. 2	+0,45	+0,84	<b>+0,645</b>	+2,45	+1,34	<b>+1,895</b>
Prob. 3	+2,38	+2,88	<b>+2,63</b>	+1,66	+2,11	<b>+1,885</b>
Prob. 4	+0,22	+0,5	<b>+0,36</b>	+0,22	+0,39	<b>+0,305</b>
Prob. 5	+0,06	+0,39	<b>+0,225</b>	-0,11	-0,28	<b>-0,195</b>
Prob. 6	+/-0	+0,16	<b>+0,08</b>	+0,38	+0,53	<b>+0,455</b>
Prob. 7	-0,68	-0,13	<b>-0,405</b>	-0,49	+0,51	<b>+0,01</b>
Prob. 8	+0,37	-0,66	<b>-0,145</b>	-0,07	+0,11	<b>+0,02</b>
Prob. 9	+0,12	-0,13	<b>-0,005</b>	+0,54	-0,19	<b>+0,175</b>
Prob. 10	+0,33	-0,34	<b>-0,005</b>	-0,32	-0,15	<b>-0,235</b>
Prob. 11	+0,02	-0,22	<b>-0,1</b>	+0,49	+0,36	<b>+0,425</b>
Prob. 12	-1,23	-0,95	<b>-1,09</b>	-0,56	-0,72	<b>-0,64</b>
<b>Mittelwert</b>	0,09	0,15	<b>0,12</b>	0,32	0,27	<b>0,3</b>

*Tabelle 9: Differenzen in cm vom Referenzwert der Ruhelage auf der x-Achse bei geöffneten Augen. MVC OE= Maximal voluntary compression open eyes, MVC VOE=Maximal voluntary compression open eyes with change in vertical dimension*

## Ergebnisse

Tabelle 10 erlaubt einen direkten Vergleich zwischen den beiden Messungen bei geschlossenen Augen ohne und mit vertikaler Veränderung auf der x-Achse. Wieder können starke individuelle Schwankungen bis zu 2,96 cm bei Prob. 3 beobachtet werden. Prob. 6 zeigt eine Veränderung von 0,87 cm, Prob. 7 von 0,85 cm, Prob. 8 von 0,46 cm, Prob. 10 von 0,4 cm, Prob. 11 von 1,03 cm auf und Prob. 12 einen Unterschied von 0,77 cm.

x-Achse	Augen geschlossen ohne vertikale Veränderung MVC CE		Mittelwert	Augen geschlossen mit vertikaler Veränderung MVC VCE		Mittelwert
	Messung1	Messung2		Messung1	Messung2	
Prob. 1	-1,33	-1	<b>-1,165</b>	-1,17	-1,39	<b>-1,28</b>
Prob. 2	+0,62	+0,34	<b>+0,48</b>	+0,73	-0,05	<b>+0,34</b>
Prob. 3	+3,32	+3,71	<b>+3,515</b>	+0,55	+0,55	<b>+0,55</b>
Prob. 4	+0,22	+0,39	<b>+0,305</b>	+0,11	+0,33	<b>+0,22</b>
Prob. 5	+1,33	+1,28	<b>+1,305</b>	+0,83	+1,33	<b>+1,08</b>
Prob. 6	+0,65	-0,52	<b>+0,065</b>	+1,09	+0,77	<b>+0,93</b>
Prob. 7	-0,48	-1,05	<b>-0,765</b>	-0,07	+0,23	<b>+0,08</b>
Prob. 8	-0,54	missing	<b>-0,54</b>	-0,27	+0,11	<b>-0,08</b>
Prob. 9	-0,07	+0,04	<b>-0,015</b>	+0,42	+0,09	<b>+0,255</b>
Prob. 10	-0,21	-0,11	<b>-0,16</b>	-0,66	-0,46	<b>-0,56</b>
Prob. 11	-0,15	-0,2	<b>-0,175</b>	+0,9	+0,81	<b>+0,855</b>
Prob. 12	-0,29	-0,06	<b>-0,175</b>	-0,83	-1,06	<b>-0,945</b>
<b>Mittelwert</b>	0,26	0,26	<b>0,22</b>	0,14	0,11	<b>0,12</b>

*Tabelle 10: Differenzen in cm vom Referenzwert der Ruhelage auf der x-Achse bei geschlossenen Augen.*

MVC CE=Maximal voluntary compression closed eyes, MVC VCE=Maximal voluntary compression closed eyes with change in vertical dimension

Die Mittelwerte der Testgruppe belegen eine Verlagerung des Körperschwerpunktes bei MVC OE um 1,2 mm nach rechts, bei MVC VOE um 3 mm nach rechts, bei MVC CE um 2,2 mm nach rechts und bei MVC VCE um 1,2 mm nach rechts.

## 4.2 Darstellung der Veränderungen des Center of Pressure (COP) auf der y-Achse

Ein negatives Vorzeichen bei Abweichungen auf der y-Achse bedeutet eine Verlagerung des Körperschwerpunktes nach posterior. Ein positives Vorzeichen hingegen eine Verlagerung nach anterior.

In Tabelle 11 kann ein direkter Vergleich zwischen den beiden Messungen bei geöffneten Augen ohne vertikale Veränderung und mit vertikaler Veränderung auf der y-Achse gezogen werden. Einzelabweichungen bis zu 2,27 cm können bei Proband 6 beobachtet werden. Bei Prob.2 konnte ein Unterschied von 1,22 cm, bei Prob.3 von 0,97 cm und bei Prob. 7 von 0,835 cm festgestellt werden.

y-Achse	Augen offen ohne vertikale Veränderung MVC OE		Mittelwert	Augen offen mit vertikaler Veränderung MVC VOE		Mittelwert
	Messung1	Messung2		Messung1	Messung2	
Prob. 1	-0,11	-0,33	<b>-0,22</b>	+1	+0,33	<b>+0,665</b>
Prob. 2	-2	-1,61	<b>-1,805</b>	-3,22	-2,83	<b>-3,025</b>
Prob. 3	+0,07	+0,39	<b>+0,23</b>	+1,7	+0,7	<b>+1,2</b>
Prob. 4	-0,22	-0,11	<b>-0,165</b>	+0,33	+0,11	<b>+0,22</b>
Prob. 5	-1,17	-1,39	<b>-1,28</b>	-1,56	-0,72	<b>-1,14</b>
Prob. 6	+0,2	+0,25	<b>+0,225</b>	-2,06	-2,02	<b>-2,04</b>
Prob. 7	-0,5	-0,49	<b>-0,495</b>	-0,93	-1,73	<b>-1,33</b>
Prob. 8	-0,23	-0,29	<b>-0,26</b>	-1	+0,23	<b>-0,385</b>
Prob. 9	+0,8	+0,39	<b>+0,595</b>	+0,76	+0,93	<b>+0,845</b>
Prob. 10	+0,6	-0,23	<b>+0,185</b>	+0,25	+0,39	<b>+0,32</b>
Prob. 11	-0,58	-0,83	<b>-0,705</b>	-0,58	-0,4	<b>-0,49</b>
Prob. 12	-0,27	+0,01	<b>-0,13</b>	-0,29	-0,2	<b>-0,245</b>
<b>Mittelwert</b>	-0,28	-0,35	<b>-0,32</b>	-0,47	-0,43	<b>-0,45</b>

Tabelle 11: Differenzen in cm vom Referenzwert der Ruhelage auf der y-Achse bei geöffneten Augen. MVC OE= Maximal voluntary compression open eyes, MVC VOE=Maximal voluntary compression open eyes with change in vertical dimension

## Ergebnisse

Tabelle 12 erlaubt einen direkten Vergleich des COP zwischen den beiden Messungen bei geschlossenen Augen ohne vertikale Veränderung und mit vertikaler Veränderung auf der y-Achse. Wieder sind starke individuelle Veränderungen zu erkennen. Bei Proband 1, 6, 7 und 11 zeigen sich Abweichungen von MVC CE zu MVC VCE um 0,58 cm, 2,43 cm, 0,89 cm und 0,68 cm ab.

y-Achse	Augen geschlossen ohne vertikale Veränderung MVC CE		Mittelwert	Augen geschlossen mit vertikaler Veränderung MVC VCE		Mittelwert
	Messung1	Messung2		Messung1	Messung2	
Prob. 1	+1,11	+0,83	<b>+0,97</b>	+0,45	+0,33	<b>+0,39</b>
Prob. 2	-1,61	-1,89	<b>-1,75</b>	-2,11	-1,5	<b>-1,805</b>
Prob. 3	+2,96	+1,33	<b>+2,145</b>	+0,66	+3,03	<b>+1,845</b>
Prob. 4	+0,22	-0,39	<b>-0,085</b>	+0,28	-0,06	<b>+0,11</b>
Prob. 5	+/-0	+0,17	<b>+0,085</b>	-0,94	+0,78	<b>-0,08</b>
Prob. 6	-2,45	-2,44	<b>-2,445</b>	-4,48	-5,26	<b>-4,87</b>
Prob. 7	-0,51	-0,88	<b>-0,695</b>	-2,27	-0,9	<b>-1,585</b>
Prob. 8	-0,6	missing	<b>-0,6</b>	-1,1	-0,52	<b>-0,81</b>
Prob. 9	+0,21	+0,19	<b>+0,2</b>	+0,39	+0,07	<b>+0,23</b>
Prob. 10	+0,17	+0,7	<b>+0,435</b>	-0,11	+0,2	<b>+0,045</b>
Prob. 11	-1	-0,86	<b>-0,93</b>	-2,39	-0,82	<b>-1,605</b>
Prob. 12	+0,58	+0,51	<b>+0,545</b>	+1,11	+0,26	<b>+0,685</b>
<b>Mittelwert</b>	-0,08	-0,25	<b>-0,19</b>	-0,88	-0,37	<b>-0,62</b>

*Tabelle 12: Differenzen in cm vom Referenzwert der Ruhelage auf der y-Achse bei geschlossenen Augen.*

MVC CE=Maximal voluntary compression closed eyes, MVC VCE=Maximal voluntary compression closed eyes with change in vertical dimension

Die Mittelwerte der Testgruppe bedeuten eine Verlagerung des Körperschwerpunktes bei MVC OE um 3,2 mm nach posterior, bei MVC VOE um 4,5 mm nach posterior, bei MVC CE um 1,9 mm nach posterior und bei MVC VCE um 6,2 mm nach hinten.

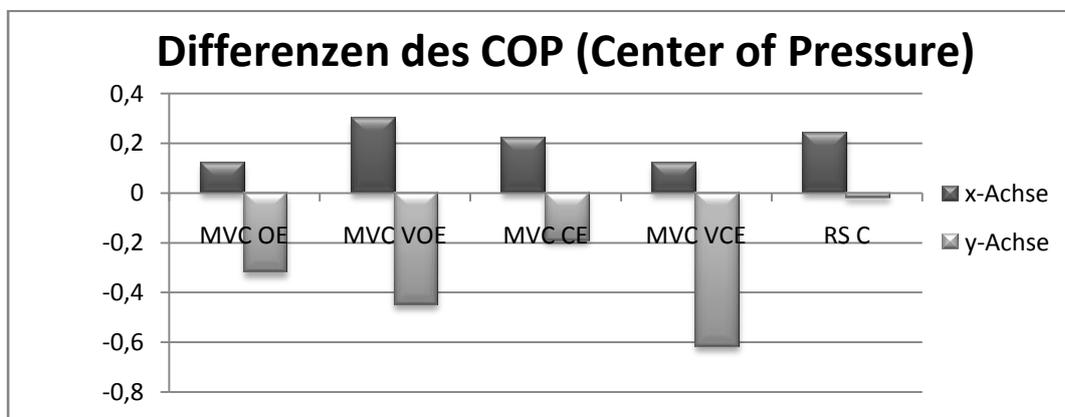
## Ergebnisse

Tabelle 13 gibt die Werte der Abweichung der Kontrollmessung von der Ruhelage wider. Diese Werte zeigen die natürliche Abweichung zwischen zwei identischen Messungen ohne Okklusion.

	x-Achse	y-Achse
Prob. 1	-0,33	+0,05
Prob. 2	+0,29	-1,72
Prob. 3	+3,5	+0,5
Prob. 4	+0,44	+0,28
Prob. 5	+0,22	+0,72
Prob. 6	-0,03	+0,47
Prob. 7	missing	missing
Prob. 8	+0,17	-0,16
Prob. 9	-1,08	+0,67
Prob. 10	-0,33	+0,05
Prob. 11	+0,42	-1,09
Prob. 12	-0,65	-0,03
<b>Mittelwert</b>	<b>0,24</b>	<b>-0,02</b>

*Tabelle 13: Abweichung der Kontrollmessung von der Ruhelage*

Die Mittelwerte der Kontrollmessung des Referenzwertes der Ruhelage belegen eine Verlagerung des Körperschwerpunktes um 2,4 mm nach rechts und 0,2 mm nach posterior.



*Abb. 13: Mittelwerte der Differenzen des COP vom Referenzwert der Ruhelage auf der x- und y-Achse gemessen in cm*

### 4.3 Fläche der Vertrauensellipse in mm<sup>2</sup>

Die Tabellen 14-16 zeigen die Fläche der Vertrauensellipse. Die Vertrauensellipse wird von der Software WinFDMS Stance v.1.1.5 der Firma Zebris als jene Fläche errechnet, in der sich der Center of Pressure (COP) zu 95% während einer Messung befindet. Je größer eine Fläche ist, desto größer waren die Schwankungsamplituden der Probanden.

Tabelle 14 erlaubt einen direkten Vergleich zwischen den beiden Messungen der Fläche bei geöffneten Augen mit vertikaler Veränderung und ohne vertikale Veränderung. Eine deutliche Zunahme der Fläche auf das gesamte Probandenkollektiv ist nicht zuerkennen. Im Durchschnitt nimmt die Fläche um 2,38 cm<sup>2</sup> ab.

	Augen offen ohne vertikale Veränderung MVC OE		Mittelwert	Augen offen mit vertikaler Veränderung MVC VOE		Mittelwert
	Messung1	Messung2		Messung1	Messung2	
Prob. 1	8,1	17,9	<b>13</b>	10,2	10,4	<b>10,3</b>
Prob. 2	26,7	30,2	<b>28,45</b>	33,6	21,4	<b>27,5</b>
Prob. 3	60,4	44	<b>52,2</b>	32,7	34,7	<b>33,7</b>
Prob. 4	14,8	35,1	<b>24,95</b>	16,1	12,8	<b>14,45</b>
Prob. 5	31,3	36,4	<b>33,85</b>	23,2	33	<b>28,1</b>
Prob. 6	10,5	12,4	<b>11,45</b>	18,1	16,3	<b>17,2</b>
Prob. 7	17,9	29,7	<b>23,8</b>	59,8	20,5	<b>40,15</b>
Prob. 8	13,8	35,4	<b>24,6</b>	21,8	10,1	<b>15,95</b>
Prob. 9	14,3	18,1	<b>16,2</b>	19,2	12,7	<b>15,95</b>
Prob. 10	7,7	10,4	<b>9,05</b>	6,6	16,1	<b>11,35</b>
Prob. 11	10,7	27,3	<b>19</b>	11,2	23,3	<b>17,25</b>
Prob. 12	21,1	18	<b>19,55</b>	11,6	19,6	<b>15,6</b>
Mittelwert	19,78	26,24	<b>23,01</b>	22,01	19,24	<b>20,63</b>

Tabelle 14: Fläche der Vertrauensellipse bei geöffneten Augen in cm<sup>2</sup>.

MVC OE= Maximal voluntary compression open eyes, MVC VOE=Maximal voluntary compression open eyes with change in vertical dimension

## Ergebnisse

In Tabelle 15 kann ein direkter Vergleich zwischen den beiden Messungen der Fläche bei geschlossenen Augen mit vertikaler Veränderung und ohne vertikale Veränderung gezogen werden. Es sind deutlich höhere Mittelwerte als beim Versuch mit geöffneten Augen zu erkennen. Auch zeigen sich einzelne Veränderungen bis zu 122,85 cm<sup>2</sup> (Proband 5).

	Augen geschlossen ohne vertikale Veränderung MVC CE		<b>Mittelwert</b>	Augen geschlossen mit vertikaler Veränderung MVC VCE		<b>Mittelwert</b>
	Messung1	Messung2		Messung1	Messung2	
Prob. 1	15,1	12,3	<b>13,7</b>	16,5	8,1	<b>12,3</b>
Prob. 2	20	17,3	<b>18,65</b>	36,3	65,2	<b>50,75</b>
Prob. 3	19,5	27	<b>23,25</b>	170,3	67,7	<b>119</b>
Prob. 4	40,2	68,6	<b>54,4</b>	36,3	52,1	<b>44,2</b>
Prob. 5	239,4	144,4	<b>191,9</b>	68	70,1	<b>69,05</b>
Prob. 6	113,7	45,7	<b>79,7</b>	78,1	103,2	<b>90,65</b>
Prob. 7	70,3	39,9	<b>55,1</b>	171,1	70,1	<b>120,6</b>
Prob. 8	33,5	missing	<b>33,5</b>	29,9	10,2	<b>20,05</b>
Prob. 9	29,6	14,2	<b>21,9</b>	27,3	26,6	<b>26,95</b>
Prob. 10	67,7	31,2	<b>49,45</b>	17,1	21	<b>19,05</b>
Prob. 11	27,3	48,1	<b>37,7</b>	74,6	52,5	<b>63,55</b>
Prob. 12	9,5	14,3	<b>11,9</b>	19	8,7	<b>13,85</b>
Mittelwert	57,15	42,09	<b>49,26</b>	62,04	46,29	<b>54,17</b>

*Tabelle 15: Fläche der Vertrauensellipse bei geschlossenen Augen in cm<sup>2</sup>.*

MVC CE=Maximal voluntary compression closed eyes, MVC VCE=Maximal voluntary compression closed eyes with change in vertical dimension

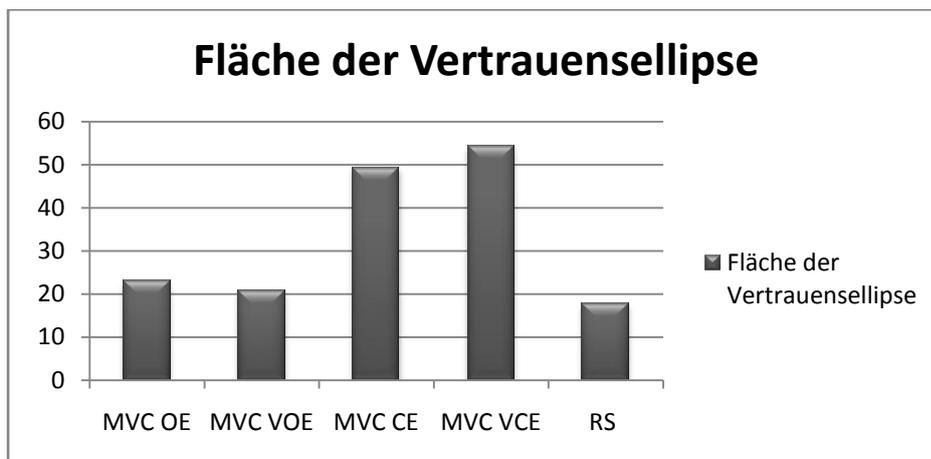
Tabelle 16 zeigt den Vergleich zwischen der Messung der Ruhelage und der Kontrollmessung. Die Differenz der Flächen zeigt eine natürliche Variabilität der Körperschwankung. Der Mittelwert kann als durchschnittliche Fläche, die der Center of Pressure (COP) während einer Messung einnimmt, angesehen werden.

## Ergebnisse

	RS- Kontrolle	Ruhelage	Mittelwert
Prob. 1	6,4	30,7	<b>18,55</b>
Prob. 2	18,3	27,1	<b>22,7</b>
Prob. 3	28,1	54	<b>41,05</b>
Prob. 4	12,3	8,6	<b>10,45</b>
Prob. 5	18,8	6,3	<b>12,55</b>
Prob. 6	18,7	25,7	<b>22,2</b>
Prob. 7	missing	17	<b>17</b>
Prob. 8	13,4	10,5	<b>11,95</b>
Prob. 9	10,2	11,5	<b>10,85</b>
Prob. 10	4,8	20,7	<b>12,75</b>
Prob. 11	18,5	16,1	<b>17,3</b>
Prob. 12	7,5	25,5	<b>16,5</b>
Mittelwert	14,27	21,14	<b>17,82</b>

*Tabelle 16: Fläche der Vertrauensellipse während der Ruhelage und ihrer Kontrollmessung in cm<sup>2</sup>*

Zu 95% liegt der COP innerhalb der Vertrauensellipse. Der Mittelwert der Fläche beträgt für MVC OE 23,01 mm<sup>2</sup>, für MVC VOE 20,63 mm<sup>2</sup>, für MVC CE 49,26 mm<sup>2</sup> und für MVC VCE 54,17 mm<sup>2</sup>. Der Mittelwert der Messungen für die Ruhelage beträgt 17,82 mm<sup>2</sup>.



*Abb. 14: Durchschnittliche Fläche der Vertrauensellipse bei geöffneten und geschlossenen Augen mit und ohne vertikale Reduktion*

#### 4.4 Zurückgelegte Strecke des Center of Pressure (COP)

Die Strecke des COP gibt den Weg wider, den der Körperschwerpunkt während einer Messung durch Schwankungen zurücklegt. Je höher dieser Wert bei gleicher Messzeit ist, desto schneller waren die Schwankungen.

Tabelle 17 zeigt die zurückgelegte Strecke des COP bei geöffneten Augen ohne vertikale Veränderung und mit vertikaler Veränderung. Im Durchschnitt aller Probanden ist keine Zunahme der Strecke zwischen MVC OE zu MVC VOE zu erkennen.

	Augen offen ohne vertikale Veränderung MVC OE		Mittelwert	Augen offen mit vertikaler Veränderung MVC VOE		Mittelwert
	Messung1	Messung2		Messung1	Messung2	
Prob 1	301	463,1	<b>382,05</b>	389,1	399,2	<b>394,15</b>
Prob 2	586	630,3	<b>608,15</b>	567,2	644,6	<b>605,9</b>
Prob 3	409	311,7	<b>360,35</b>	299,8	386,6	<b>343,2</b>
Prob 4	436,4	454,5	<b>445,45</b>	390,6	417,4	<b>404</b>
Prob 5	327,8	278,9	<b>303,35</b>	282,2	300,5	<b>291,35</b>
Prob 6	257,8	249,9	<b>253,85</b>	291,3	264,3	<b>277,8</b>
Prob 7	361,3	450,9	<b>406,1</b>	403,7	445	<b>424,35</b>
Prob 8	788,9	794,6	<b>791,75</b>	738,1	669,3	<b>703,7</b>
Prob 9	219,1	237	<b>228,05</b>	260,5	175,7	<b>218,1</b>
Prob 10	419,3	487,8	<b>453,55</b>	441,3	419,1	<b>430,2</b>
Prob 11	486,4	544,9	<b>515,65</b>	390,5	452,7	<b>421,6</b>
Prob 12	263,4	300,6	<b>282</b>	232	284,6	<b>258,3</b>
Mittelwert	404,7	433,68	<b>419,19</b>	390,53	404,92	<b>397,72</b>

Tabelle 17: Strecke des COP in mm bei geöffneten Augen

MVC OE= Maximal voluntary compression open eyes, MVC VOE=Maximal voluntary compression open eyes with change in vertical dimension

## Ergebnisse

Tabelle 18 zeigt die zurückgelegte Strecke des COP bei geschlossenen Augen ohne vertikale Veränderung und mit vertikaler Veränderung. Auch hier ist keine auffällige Veränderung zwischen MVC CE und MVC VCE zu erkennen. Die durchschnittliche Strecke des Center of Pressure aller Probanden, ist bei geschlossenen Augen um ca. 6 mm länger als bei geöffneten Augen.

	Augen geschlossen ohne vertikale Veränderung MVC CE		<b>Mittelwert</b>	Augen geschlossen mit vertikaler Veränderung MVC VCE		<b>Mittelwert</b>
	Messung1	Messung2		Messung1	Messung2	
Prob 1	390,4	401,2	<b>395,8</b>	351,9	337,6	<b>344,75</b>
Prob 2	604,3	536	<b>570,15</b>	630,1	541,3	<b>585,7</b>
Prob 3	487,4	405,3	<b>446,35</b>	510,4	425,9	<b>468,15</b>
Prob 4	512,9	573,6	<b>543,25</b>	479,4	544,2	<b>511,8</b>
Prob 5	574,7	564,3	<b>569,5</b>	474,2	481,2	<b>477,7</b>
Prob 6	447,2	443,7	<b>445,45</b>	405,4	527,2	<b>466,3</b>
Prob 7	823,1	663	<b>743,05</b>	1132,3	752,9	<b>942,6</b>
Prob 8	675,5		<b>675,5</b>	624,4	594,9	<b>609,65</b>
Prob 9	290,9	272,8	<b>281,85</b>	251,4	232,8	<b>242,1</b>
Prob 10	581,6	570,6	<b>576,1</b>	511,3	532	<b>521,65</b>
Prob 11	532,4	615	<b>573,7</b>	588,5	608,7	<b>598,6</b>
Prob 12	212,7	210,8	<b>211,75</b>	318,4	337	<b>327,7</b>
Mittelwert	511,09	477,85	<b>502,7</b>	523,14	492,98	<b>508,06</b>

*Tabelle 18: Strecke des COP in mm bei geschlossenen Augen*

MVC CE=Maximal voluntary compression closed eyes, MVC VCE=Maximal voluntary compression closed eyes with change in vertical dimension

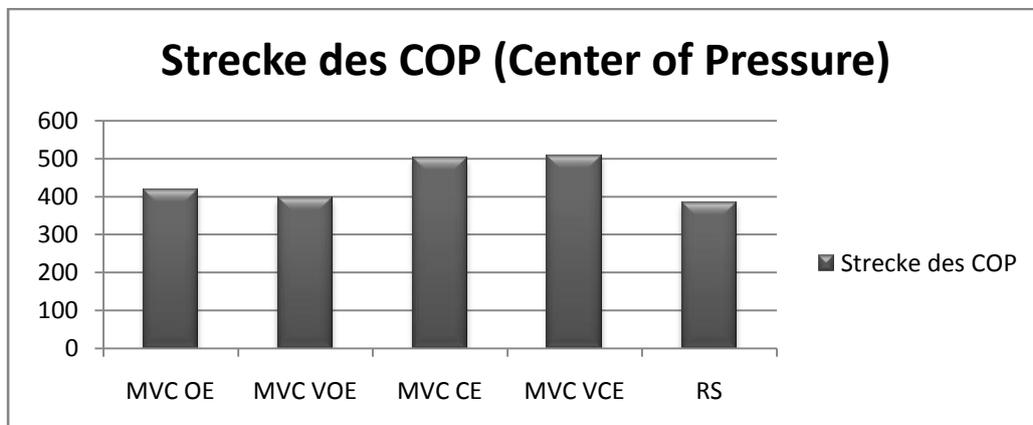
## Ergebnisse

Tabelle 19 zeigt die Messung der Ruhelage und der Kontrollmessung. Die Differenz gibt die Schwankung wider, die bei zwei identischen Messungen ohne Okklusion entsteht.

	RS-Kontrolle	Ruhelage	Mittelwert
Prob 1	484,7	304	<b>394,35</b>
Prob 2	536,9	633,7	<b>585,3</b>
Prob 3	358,8	432,4	<b>395,6</b>
Prob 4	330,3	365,5	<b>347,9</b>
Prob 5	298,2	244,9	<b>271,55</b>
Prob 6	371,7	314,4	<b>343,05</b>
Prob 7	missing	325,3	<b>325,3</b>
Prob 8	722,7	492,2	<b>607,45</b>
Prob 9	242,3	269,6	<b>255,95</b>
Prob 10	402,8	489,7	<b>446,25</b>
Prob 11	449,8	366,5	<b>408,15</b>
Prob 12	251,1	216,9	<b>234</b>
Mittelwert	404,48	371,26	<b>384,57</b>

*Tabelle 19: Strecke des COP in mm während der Ruhelage und ihrer Kontrollmessung*

Die Mittelwerte der Strecke, die der COP während des Versuchs zurückgelegt hat, betragen für MVC OE 419,19 mm, für MVC VOE 397,72 mm, für MVC CE 502,7 mm, für MVC VCE 508,06 mm und für den Wert der Ruhelage 384,57 mm.



*Abb. 15: Durchschnittliche Strecke die der COP während einer Messung zurückgelegt hat bei geöffneten und geschlossenen Augen mit und ohne vertikale Reduktion*

## 4.5 Statistische Auswertung

Zur Berechnung der Signifikanzen der gemessenen Unterschiede wurde, nach Überprüfung der Normalverteilung der Daten, der gepaarte t-Test verwendet.

### 4.5.1 t-Test der unterschiedlichen Versuche bei gepaarten Stichproben: Gepaarte Differenzen

Gepaarte Versuche	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwerts	95% Konfidenz- intervall der Differenz	
				Untere	Obere
COP Mittelwert: MVC OE / MVC VOE	-0,31	0,74	0,21	-0,78	0,15
COP Mittelwert: MVC CE / MVC VCE	-0,17	1,06	0,31	-0,84	0,51
Durchschnittliche Fläche der Vertrauensellipse, Mittelwert: MVC OE / MVC VOE	2,38	8,66	2,5	-3,12	7,88
Durchschnittliche Fläche der Vertrauensellipse, Mittelwert: MVC CE / MVC VCE	-4,9	53,36	15,4	-38,81	28,99
Strecke des COP: MVC OE / MVC VOE	21,47	37,52	10,83	-2,37	45,31
Strecke des COP: MVC CE / MVC VCE	-5,35	82,89	23,93	--58,06	47,32

*Tabelle 20: Statistik der gepaarten Differenzen.*

MVC OE= Maximal voluntary compression open eyes, MVC VOE=Maximal voluntary compression open eyes with change in vertical dimension, MVC CE=Maximal voluntary compression closed eyes, MVC VCE=Maximal voluntary compression closed eyes with change in vertical dimension, COP = Center of Pressure

## Ergebnisse

Gepaarte Versuche	T	df	Signifikanz (2-seitig)
COP Mittelwert: MVC OE / MVC VOE	-1,47	11	0,168
COP Mittelwert: MVC CE / MVC VCE	-0,55	11	0,594
Durchschnittliche Fläche der Vertrauensellipse, Mittelwert: MVC OE / MVC VOE	0,95	11	0,361
Durchschnittliche Fläche der Vertrauensellipse, Mittelwert: MVC CE / MVC VCE	-0,32	11	0,756
Strecke des COP: MVC OE / MVC VOE	1,98	11	0,073
Strecke des COP: MVC CE / MVC VCE	-0,22	11	0,827

*Tabelle 21: Signifikanz der gepaarten Differenzen.*

MVC OE= Maximal voluntary compression open eyes, MVC VOE=Maximal voluntary compression open eyes with change in vertical dimension, MVC CE=Maximal voluntary compression closed eyes, MVC VCE=Maximal voluntary compression closed eyes with change in vertical dimension, COP = Center of Pressure

Alle in der obigen Tabelle aufgeführten Ergebnisse liegen mit ihrer Testgröße t unterhalb des kritischen Wertes von 2,201 [Fisher 1963] und sind somit nicht signifikant. Die Hypothese  $H(0)$ , die besagt das eine kurzfristige und reversible Reduktion der vertikalen Dimension bei Totalprothesenträgern beim Pressen in maximaler Okklusion zu keiner messbaren Verlagerung des Körperschwerpunktes führt, kann somit für keinen der Versuche abgelehnt werden. Dies bedeutet, dass es weder signifikante Verlagerungen beim Tragen der veränderten Prothese auf den Körperschwerpunkt noch die vom Center of Pressure (COP) zurückgelegte Strecke oder die vom COP eingenommene Fläche während eines Versuchs gab. Auch der Öffnungszustand der Augen hat, bezogen auf das Gesamtkollektiv, keine signifikanten Veränderungen.

#### 4.5.2 Statistische Auswertung der Ergebnisse auf der x-Achse

Gepaarte Versuche	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwerts	95% Konfidenz- intervall der Differenz	
				Untere	Obere
MVC OE / MVC VOE	-0,18	0,51	0,15	-0,51	0,14
MVC CE / MVC VCE	0,11	1,06	0,3	-0,56	0,78
MVC OE / MVC CE	-0,11	0,53	0,15	-0,45	0,23
MVC VOE / MVC VCE	0,17	0,77	0,22	-0,32	0,67

*Tabelle 22: Statistische Einzelauswertung der Ergebnisse auf der x-Achse*

Gepaarte Versuche	T	df	Signifikanz (2-seitig)
MVC OE / MVC VOE	-1,22	11	0,247
MVC CE / MVC VCE	0,36	11	0,729
MVC OE / MVC CE	-0,72	11	0,485
MVC VOE / MVC VCE	0,79	11	0,446

*Tabelle 23: Signifikanz der gepaarten Differenzen auf der x-Achse*

Auch die statistische Auswertung der x-Achse zeigt, dass die Nullhypothese hier nicht abgelehnt werden kann, da sich die in der obigen Tabelle angeführten Effektunterschiede mit ihrer Testgröße  $t$  unterhalb des kritischen Wertes von 2,201 [Fisher 1963] liegen und somit statistisch nicht signifikant sind. Weder die Veränderung der Okklusion, noch der Öffnungsunterschied der Augen haben einen signifikanten Unterschied.

### 4.5.3 Statistische Auswertung der Ergebnisse auf der y-Achse

Gepaarte Versuche	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwerts	95% Konfidenz- intervall der Differenz	
				Untere	Obere
MVC OE / MVC VOE	0,13	0,91	0,3	-0,45	0,71
MVC CE / MVC VCE	0,47	0,68	0,19	0,43	0,91
MVC OE / MVC CE	-0,17	1,16	0,34	-0,91	0,56
MVC VOE/ MVC VCE	0,17	1,11	0,32	-0,54	0,88

Tabelle 24: Statistische Einzelauswertung der Ergebnisse auf der y-Achse

Gepaarte Versuche	T	df	Signifikanz (2-seitig)
MVC OE / MVC VOE	0,5	11	0,627
MVC CE / MVC VCE	2,42	11	0,034
MVC OE / MVC CE	-0,52	11	0,613
MVC VOE / MVC VCE	0,53	11	0,606

Tabelle 25: Signifikanz der gepaarten Differenzen auf der y-Achse

Die statistische Auswertung der y-Achse zeigt dagegen, dass es beim Tragen der veränderten Prothese mit geschlossenen Augen im Vergleich zum Tragen der eigenen unveränderten Prothese, zu einer statistisch signifikanten Veränderung in anterior posteriorer Richtung kommt. Da hier die Testgröße  $t$  über dem kritischen Wert von 2,201 [Fisher 1963] liegt, kann die Arbeitshypothese  $H(1)$ , die besagt das eine kurzfristige und reversible Reduktion der vertikalen Dimension bei Totalprothesenträgern beim Pressen in maximaler Okklusion zu einer messbaren Verlagerung des Körperschwerpunktes führt, angenommen werden.

Bei den übrigen Versuchen kann dagegen die Nullhypothese  $H(0)$  auf der y-Achse nicht abgelehnt werden, da die angeführten Effektunterschiede mit ihrer Testgröße  $t$  unterhalb des kritischen Wertes der  $t$ -Verteilung liegen.

## 4.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Anhand der aufgeführten Ergebnisse kann die Hypothese  $H(0)$ , dass eine reduzierte vertikale Dimension beim Pressen in maximaler Okklusion zu keinen Veränderungen des Körperschwerpunktes führt, verworfen werden. Effekte bestehen sowohl auf der x- wie auch auf der y-Achse. Diese bleiben bis auf den Vergleich zwischen reduzierter vertikaler Reduktion und optimal eingestellter Prothese bei Augenschluss auf der y-Achse jedoch unterhalb der Signifikanzgrenze. Der t-Wert des Vergleichs MVC CE zu MVC VCE liegt über der Testgröße t von 2,201 und es kann somit ein statistisch signifikanter Zusammenhang nachgewiesen werden.

Eine einheitliche Richtungsabweichung kann weder auf der x- noch auf der y-Achse beobachtet werden. Individuell schwanken die Probanden sowohl in lateraler als auch in anterior-posteriorer Richtung zu beiden Seiten. Im Durchschnitt weichen sie bei allen Versuchen nach posterior und rechts ab.

Es kann kein statistisch signifikanter Einfluss der veränderten vertikalen Dimension auf die Fläche oder die Strecke des Center of Pressure belegt werden. Es zeigte sich, dass sowohl die Strecke wie auch die Fläche bei geschlossenen Augen höhere Werte aufwiesen, die jedoch unter dem Signifikanzniveau lagen.

## 5 Diskussion

### 5.1 Kritische Interpretation der eigenen Ergebnisse

#### 5.1.1 Bewertung der Veränderungen des COP auf der x-Achse (Lateralabweichung)

Da die x-Achse eine Veränderung des Körperschwerpunktes nach lateral widerspiegelt und in diesem Versuch eine seitengleiche Reduktion der gesamten vertikalen Dimension vorgenommen wurde, haben sich die Erwartungen einer geringen lateralen Veränderung, die statistisch unter dem Signifikanzniveau bleibt, bestätigt. Die Mittelwerte der Testgruppe zeigen eine Verlagerung des Körperschwerpunktes bei MVC OE um 1,2 mm nach rechts, bei MVC VOE um 3 mm nach rechts, bei MVC CE um 2,2 mm nach rechts und bei MVC VCE um 1,2 mm nach rechts.

Der Mittelwert der Kontrollmessung der Ruhelage dieser 12 Probanden weicht um 0,24 cm vom eigentlichen Referenzwert der Ruhelage dieser Studie ab. Damit liegt er innerhalb des von *Huei-Ming* [2005] publizierten Referenzwerts, der von einer natürlichen lateralen Schwankung von drei bis vier Millimetern ausgeht, und zeigt somit eine stabile Position der Probanden. Drei Probanden liegen bei dieser Kontrollmessung über diesem Wert (Prob.3: +3,5 cm; Prob.9: -1,08 cm und Prob.12: -0,65 cm). Diese individuelle höhere Schwankungsamplitude könnte auch der Grund für die erhöhten Werte von Prob.3 und Prob.12 bei MVC OE mit +2,63 cm und -1,09 cm sein. Die leicht erhöhten Mittelwerte von MVC OE bei Prob.1 mit -0,78 cm und Prob.2 mit +0,645 cm sind wahrscheinlich auf die spontane muskuläre Anspannung der Kaumuskel zurückzuführen. Ein deutlicher Anstieg des Mittelwertes bei einer veränderten Okklusion lässt sich auf das gesamte Probandenkollektiv gesehen nicht erkennen. Jedoch sind individuelle Ergebnisse hervorstechend: Prob.2 zeigt eine Veränderung um 1,25 cm, Prob.3 um 0,75 cm, Prob. 7 um 0,42 cm, Prob. 11 um 0,53 cm und Prob. 12 um 0,45 cm bei geöffneten Augen. Diese Verlagerung kann, abgesehen von den möglichen Fehlerquellen, die in 5.3 beschrieben sind, auf die vertikale Reduktion zurückgeführt werden. Langfristig kann dies eine Veränderung der muskulären Aktivität bewirken und zu den in Abschnitt 2.2.2 dargestellten kompensatorischen Mechanismen mit eventuellen Fehlhaltungen führen.

Bei geschlossenen Augen wird der Unterschied durch eine fehlende visuelle Haltungsstabilisation noch deutlicher: Prob.3 zeigt eine Veränderung von 2,97 cm, Prob.6 von

0,87 cm, Prob.7 von 0,85 cm, Prob.8 von 0,46 cm, Prob.10 von 0,4 cm, Prob.11 von 1,03 cm und Prob.12 zeigt einen Unterschied von 0,77 cm. Eine so deutliche Verlagerung des Körperschwerpunktes wie bei Proband 3 (MVC CE zu MVC VCE), ist zwar ein Einzelwert und möglicherweise zufällig entstanden, kann aber auch als Indiz dafür gewertet werden, dass beim einzelnen Individuum ein Verlust der vertikalen Dimension zu massiven Verlagerungen des Körperschwerpunktes führen kann und mit den damit verbundenen Folgen einer fehlerhaften Körperhaltung gerechnet werden muss.

### 5.1.2 Bewertung der Veränderungen des COP auf der y-Achse

Die y-Achse spiegelt eine Verlagerung des Center of Pressure in anterior-posteriorer Richtung wider. Es wurden hauptsächlich auf dieser Achse größere Veränderungen erwartet, die aber nur teilweise bestätigt wurden. Der Mittelwert der Kontrollmessung der Ruhelage weicht mit -0,02 cm kaum vom Referenzwert der Ruhelage des COP ab und zeigt somit eine stabile Position der Probanden. Als normale Schwankung gibt *Huei-Ming* 2005 fünf bis sieben mm in anterior-posteriorer Richtung an. Bei MVC OE weichen lediglich die Werte zweier Probanden davon ab. Prob.2 um -1,805 cm und Prob.5 um -1,28 cm. Diese Aussage relativiert sich wieder bei Prob.2, wenn man die Kontrollmessung der Ruhelage berücksichtigt. In dieser beträgt die Abweichung bei Proband 2 schon -1,72 cm, was für eine höhere individuelle Schwankungsamplitude spricht. Die Werte befinden sich unter Berücksichtigung dieses Umstandes wieder im nach *Huei-Ming* festgelegten Normbereich. Die Aberration bei Proband 5 ist nicht zufriedenstellend zu beurteilen, da dieser in der Kontrollmessung 0,72 cm in kontralateraler Richtung abweicht. Deutliche Verlagerungen des Körperschwerpunktes sind bei vier Probanden von MCV OE zu MCV VOE zu erkennen. Bei Prob.2 konnte ein Unterschied von 1,22 cm, bei Prob.3 von 0,97 cm, bei Prob.6 von 2,27 cm und bei Prob.7 von 0,835 cm festgestellt werden. Sieht man von Störfaktoren ab, lassen sich diese Abweichungen möglicherweise auf den Verlust der vertikalen Dimension zurückführen.

Bei geschlossenen Augen ohne vertikale Reduktion weichen fünf Patienten vom Normbereich der 5-7mm ab. Prob.1 zeigt bei MVC CE eine Divergenz von +0,97 cm, Prob.2 von -1,75 cm, Prob.3 von +2,15 cm, Prob.6 von -2,45 cm und Prob.11 von -0,93 cm. Diese Werte sind wohl auf den Einfluss der geschlossenen Augen zurückzuführen, da die visuelle Haltungsverstärkung neben vestibulären und anderen propriozeptiven Afferenzen aus Gelenken, Muskeln und Haut die Stabilisation des aufrechten Standes regeln.

Den Einfluss der vertikalen Dimension kann man bei Prob.1, Prob.6, Prob.7 und Prob.11 unter Berücksichtigung der eventuellen Fehlerquellen beobachten. Hier weichen die Ergebnisse von MVC CE zu MVC VCE um 0,58 cm, 2,43 cm, 0,89 cm und 0,68 cm ab und zeigen auch im t-Test eine statistische Signifikanz. Dies kann möglicherweise mit der fehlenden visuellen Stabilisation erklärt werden, da ohne diesen Parameter der Körper sensibler auf Störungen und Veränderungen reagiert. Somit kann der Einfluss der vertikalen Dimension ohne die Kompensation durch visuelle Rückmeldungen und die somit verbundene Haltungsstabilisation beobachtet werden.

Ob Veränderungen von wenigen Millimetern, bedingt durch einen Verlust in der vertikalen Dimension, einen schädigenden Einfluss auf vom stomatognathen System weit entfernte Regionen des Körpers haben können, sollte weiter untersucht werden. Jedoch liegt die Vermutung nahe, dass es bei massiven Veränderungen wie sie manche Probanden der Studie aufweisen, durchaus zu Veränderungen kommen kann.

### **5.1.3 Bewertung der Fläche der Vertrauensellipse**

Die Fläche der Vertrauensellipse ist die vom System errechnete Fläche, innerhalb welcher sich der Center of Pressure (COP) während einer Messung zu 95% befindet. Der Mittelwert der Fläche beträgt für MVC OE 23,01 mm<sup>2</sup>, für MVC VOE 20,63 mm<sup>2</sup>, für MVC CE 49,26 mm<sup>2</sup> und für MVC VCE 54,17 mm<sup>2</sup>. Der Mittelwert der Messungen für die Ruhelage beträgt 17,82 mm<sup>2</sup>. Statistisch konnte weder mit geöffneten noch mit geschlossenen Augen ein signifikanter Unterschied erkannt werden.

Nach *Huei-Ming*[2005] beträgt die anterior-posteriore Körperschwankung junger Erwachsener im Stand fünf bis sieben Millimeter. Die medio-laterale Schwankung drei bis vier Millimeter. Danach ergibt sich mit diesen Werten eine minimale Ellipsenfläche von 11,775 cm<sup>2</sup> und eine maximale Fläche von 21,98 cm<sup>2</sup> als Vertrauensellipse für junge Erwachsene. Sechs von 12 Probanden liegen mit ihrem Mittelwert über diesem maximalen Wert von 21,98cm<sup>2</sup> für MVC OE. Für MVC VOE sind es vier, für MVC CE acht und für MVC VCE auch acht Probanden. Der Grenzwert von 21,98cm<sup>2</sup> bei der Messung der Ruhelage wurde nur von drei Patienten in Ihrem Mittelwert überschritten. Abgesehen von individuellen Ergebnissen die sowohl eine deutliche Zunahme als auch eine deutlichen Abnahme der Fläche aufweisen (MVC OE-MVC VOE: Prob.3 und Prob.5, MVC CE-MVC VCE: Prob.7, Prob.10 und Prob.11), kann kein allgemeiner Zusammenhang zwischen einer Reduktion der vertikalen

Dimension und einer Veränderung der Fläche der Vertrauensellipse festgestellt werden. Vielmehr lassen die Ergebnisse den Schluss zu, dass die muskuläre Aktivität der Kaumuskeln, insbesondere bei geschlossenen Augen, zu einer größeren Schwankung oder Instabilität und damit zu einer größeren Fläche der Vertrauensellipse führen.

Kritisch muss auch das Alter der Probanden bewertet werden. Es ist bekannt, dass Körperschwankungen im aufrechten Stand bei gesunden Personen mit steigendem Lebensalter deutlicher werden [Weber et al. 2000]. Das Durchschnittsalter der Patienten dieser Studie betrug  $65,5 \pm 17,5$  Jahre. Somit können die leicht erhöhten Mittelwerte MVC OE und MVC VOE als normal erachtet werden, die überdies unter muskulärer Kontraktion gemessen wurden. Die Werte mit geschlossenen Augen wären bei jungen Erwachsenen wahrscheinlich ähnlich, da zwar die Kontrolle der Körperschwankung bei geöffneten Augen im Alter abnimmt, nicht jedoch bei geschlossenen, wie *Fujita et al.* im Jahre 2005 feststellten.

### 5.1.4 Bewertung der Gesamtstrecke des COP

Die Strecke des Center of Pressure (COP) gibt die gesamte Länge der Schwankung während eines Versuchs an, also den Weg den der Körperschwerpunkt während der Registrierdauer zurücklegt. Die Mittelwerte der Strecke die der COP während des Versuchs zurücklegte, betragen für MVC OE 41,92 cm, für MVC VOE 39,77 cm, für MVC CE 50,27 cm, für MVC VCE 50,81 cm und für den Wert der Ruhelage 38,46 cm. Statistisch konnte weder bei geöffneten noch bei geschlossenen Augen ein signifikanter Unterschied erkannt werden.

Normwerte für die Strecke, die der COP während eines Versuches zurücklegt waren in der Literatur nicht zu finden. Allerdings zeigten *Fujita et al.* 2005, dass sich die gesamte Länge der Strecke im Alter deutlich verlängert. So betrug in ihrem Versuch über 60 Sekunden bei einem 32 jährigen Probanden die Strecke bei geöffneten Augen 46,57 cm und bei geschlossenen Augen 74,70 cm. Bei einem 71 Jahre alten Probanden vergrößerte sich die Distanz bei geöffneten Augen auf 131,66 cm und bei geschlossenen Augen auf 176,72 cm.

In der vorliegenden Arbeit betrug die Strecke in Ruhelage zwischen 23,4 cm und 60,74 cm bei einer Messdauer von 15 Sekunden. Der Mittelwert von 38,45 cm, gemessen über 15 Sekunden, entspricht einem Wert von 153,8 cm gemessen über 60 Sekunden und ist demnach mit dem Wert von *Fujita et al.* vergleichbar, der als durchschnittlicher Normalwert angesehen wird.

Im Vergleich zur Ruhelage steigt der Mittelwert bei geöffneten Augen sowohl mit als auch ohne vertikale Veränderung von 38,45 cm auf MVC OE 41,91 cm und MVC VOE 39,77 cm an. Bei geschlossenen Augen auf MVC CE 50,27 cm und MVC VCE 50,8 cm. Die erhöhten Werte MVC VOE und MVC VCE sind wahrscheinlich Folge der geleisteten muskulären Arbeit während der maximalen Okklusion.

### **5.2 Eigene Ergebnisse im Kontext publizierter Arbeiten**

Die vorliegende Studie berücksichtigt nur das Ergebnis der Auswirkung aller betroffenen Körperteile auf den Körperschwerpunkt in seiner Projektion auf die Standfläche. Eine Aussage über Veränderungen einzelner Körperbereiche kann nicht getroffen werden.

Da dies die erste Studie ist, die sich mit dem Einfluss der Reduktion der vertikalen Dimension auf die Standregulation beschäftigt, können nur bedingt Vergleiche zu anderen Arbeiten gezogen werden.

Viele der in letzter Zeit erschienenen Publikationen widmen sich sehr speziellen Fragestellungen, ohne dabei eine hohe methodische Qualität aufzuweisen [Hanke et al. 2007]. Deshalb sind viele der bisherigen Studien die sich mit Zusammenhängen zwischen der Gang- und Standregulation und der Qualität der okklusalen Abstützung des Unterkiefers zum Schädel befassen kritisch zu beurteilen.

In dieser Studie kann ein statistischer Zusammenhang zwischen einer reduzierten Okklusion und der Verlagerung des Körperschwerpunktes nachgewiesen werden. Dieser zeigt sich aber nur bei Augenschluss in anterior posteriorer Richtung. Die anderen Versuche blieben unterhalb des Signifikanzniveaus.

Im Gegensatz zu *Yoshino et al.* [2003], die eine anteriore Bewegung des Körperschwerpunktes bei einem posterioren Stützzonenverlust und bei einem lateralen Verlust die Verlagerung zur kontralateralen Seite feststellen konnten, ist in der vorliegenden Studie bei einem durchgängigen Verlust in der vertikalen Dimension eine Veränderung bei geschlossenen Augen in posteriorer Richtung erkennbar. Diese posteriore Abweichung könnte auf eine höhere Aktivität in der dorsalen Muskelkette zurückzuführen sein. Anders als in der vorliegenden Untersuchung arbeiteten *Yoshino et al.* nur mit vollbezahnten Probanden. Es wurde bei 20 gesunden Probanden der Körperschwerpunkt bei einer maximalen Okklusion von zehn Sekunden Dauer ermittelt. Weiter wurde die Okklusion durch eine dreigeteilte Aufbisschiene verändert, um den Stützzonenverlust posterior und lateral zu simulieren.

## Diskussion

Abgesehen vom unterschiedlichen Studiendesign ist durch das stark unterschiedliche Probandengut kein direkter Vergleich möglich. *Hanke et al.* bewerten Yoshinos Arbeit nur mit Evidenzgrad 4c. Nach denselben Kriterien würde vorliegende Studie als experimentelle Studie, jedoch ohne Randomisierung des Patientenguts, mit dem Evidenzgrad 3a bewertet werden.

*Bracco et al.* [2004] postulierten einen generellen Zusammenhang zwischen verschiedenen Unterkieferlagen und dem Körperschwerpunkt nach Untersuchung von 95 gesunden Probanden, und kommen so nur teilweise zu einem ähnlichen Ergebnis wie unsere Studie. Die registrierten Veränderungen des Körperschwerpunktes bei *Bracco et al.* waren signifikant, insbesondere verbesserte die myozentrische Position die Balance. Auch zu dieser Arbeit differieren Design und Probandengut. Von *Hanke et al.* 2007 wird die Arbeit von *Bracco et al.* mit dem Evidenzgrad 4 c bewertet. Trotz der hohen Probandenzahl ist die Studie weiter zu hinterfragen.

Auch *Sakaguchi et al.* [2007] sehen einen direkten Zusammenhang zwischen Okklusion und Körperschwerpunkt. Es wurden 45 gesunde Probanden untersucht, in zwei Gruppen unterteilt und mit Hilfe eines Scanners wurde bei fünf verschiedenen Positionen des Unterkiefers eine Veränderung des Körperschwerpunkts aufgezeichnet. Die zwei Probandengruppen unterschieden sich in der Reihenfolge ihrer Tests. Abwechselnd wurden die linke und die rechte Ferse der Probanden angehoben. Sie stellten fest, dass sich die okklusalen Kräfte zur jeweiligen Seite der angehobenen Ferse verlagerten und kamen zu dem Ergebnis, dass eine veränderte Unterkieferposition sich auf den Körperschwerpunkt auswirkt und umgekehrt. Der Evidenzgrad wurde von *Hanke et al.* nicht bewertet. Die Studie kann aber als experimentelle Arbeit angesehen werden. *Sakaguchi et al.* führten die Untersuchung jedoch nur an gesunden Probanden durch.

Das Ergebnis unserer Studie kann durch die ausschließliche Einbeziehung von zahnlosen Patienten als praxisrelevanter angesehen werden.

*Lotzmann & Steinberg* untersuchten 1993 sieben Patienten mit uni- oder bilateralem Stützzonenverlust und sieben gesunde Probanden, mit dem Ergebnis, dass bei Gesunden die Schwankungsamplitude des Körperschwerpunktes geringer ist als bei Patienten. Diese Arbeit zeigt wie auch unsere Studie den Einfluss der Kieferlage auf den Schwerpunkt, kann aber durch den zu unterschiedlichen Studienfokus, der sich mit einem Verlust der Stützzonen beschäftigt, nur bedingt mit vorliegender Studie verglichen werden.

*Nobili & Adversi* [1996] beschäftigten sich mit der Auswirkung von Okklusionsstörungen Grad I-III auf den Körperschwerpunkt. Wie in unserer Studie wurde der Körperschwerpunkt

## Diskussion

posturographisch bestimmt und Veränderungen dokumentiert. Die Patienten mussten über zehn Sekunden in maximaler Okklusion pressen. Für die Auswertung wurden nur die letzten fünf Sekunden verwendet. Interessant sind die Veränderungen bei Okklusionsstörungen dritten Grades, da hier eine prognathe Stellung der Mandibula beobachtet werden kann, ähnlich bei Patienten unserer Studie mit durchgehender okklusaler Reduktion und damit einhergehender anteriorer Rotation des Unterkiefers. *Nobili & Adversi* stellten eine Verlagerung des Körperschwerpunktes nach posterior fest, was wir in vorliegender Studie statistisch nur bei geschlossenen Augen belegen konnten. Die Mittelwerte der individuellen Ergebnisse aller Probanden unserer Studie weichen zwar auch bei geöffneten Augen geringfügig nach posterior ab, jedoch kann diese Tendenz auch ohne veränderte Okklusion beobachtet werden. Somit lässt sich hier kein Zusammenhang belegen.

Auf Grund des differierenden Patientengutes ist ein direkter Vergleich der Ergebnisse nicht möglich. *Hanke et al.* bewerten die Studie von *Nobili & Adversi* mit Evidenzgrad 4b. Somit ist auch dieses Studienergebnis kritisch zu betrachten.

Auch *Gangloff et al.* behaupten, dass die dentale Okklusion einen Einfluss auf die Stabilität von Haltung und Blick hat. In einer Studie im Jahr 2000 bei der sie bei 18 professionellen Schützen posturographisch den Center of Foot Pressure während okklusaler Veränderungen maßen, kamen sie zu dem Schluss, dass die Haltung und der Blick bei zentraler Kondylenposition am stabilsten ist, gefolgt von der habituellen Interkuspitation und den lateralen Positionen. Die Messungen wurden über 20 Sekunden in den Positionen habituelle Interkuspitation, zentrale Kondylenposition und einer lateralen Position beidseits durchgeführt. Außer für die habituelle Interkuspitation bekamen die Probanden eine Schiene angefertigt. Eine Bewertung des Evidenzgrades besteht nicht. Dieses Ergebnis widerspricht unserem Resultat nicht, da auch in unserem Versuch die Werte in der Ruhelage, also in einer physiologischen Kondylus-Diskus Relation, eine geringere zurückgelegte Strecke des Körperschwerpunktes und eine geringere eingenommene Fläche als eine Messung mit veränderter Okklusion aufzeigen.

Mit der Aussage, dass eine Veränderung der Lage des Unterkiefers keine unmittelbare Folge auf den Körperschwerpunkt hat, stimmen *Ferrario et al.* [1996] überein und kommen somit zu einem anderen Ergebnis als vorliegende Arbeit. Sie stellten in ihrer Studie weder bei gesunden Probanden, noch bei Probanden mit einer Okklusionsstörung oder temporomandibulärer Dysfunktion eine Verlagerung des Körperschwerpunktes fest. Sie untersuchten an 30 Testpersonen, ob bei einer maximalen Okklusion über 30 Sekunden eine Verlagerung des Körperschwerpunktes erfolgte. Zehn der Probanden waren gesund, zehn

## Diskussion

hatten eine Okklusionsstörung Grad 2 und zehn Probanden wiesen eine Temporomandibuläre Dysfunktion (TMD) auf. Ein Vergleich ist durch das unterschiedliche Studiendesign wiederum schwierig, da Patienten mit differierenden Okklusionsstörungen oder Gesunde untersucht wurden. *Hanke et al.* stufen die Studie mit dem Evidenzgrad 3c ein, also höher als die oben aufgeführten Studien, die einen möglichen Effekt auf den Körperschwerpunkt nachweisen konnten.

Auch *Gutmann* kann 2006 in seiner Arbeit nur bei einzelnen Probanden einen Zusammenhang zwischen Okklusion und Körperschwerpunkt erkennen. Er simulierte einen bilateralen posterioren Stützzonenverlust mittels Aufbisschiene an gesunden Probanden. Somit unterscheidet sich der Aufbau der Studie wesentlich von unserem Studiendesign und die Ergebnisse können nur bedingt verglichen werden. *Gutmann* bewertet seine eigene Arbeit mit neun von möglichen 10 Punkten auf der PEDro-Skala. Diese wurde vom Center of Evidence-Based Physiotherapy der Universität Sydney auf Basis der von *Verhagen et al.* 1998 publizierten Delphi-List entwickelt um speziell physiotherapeutisch wichtige Studien effizient zu beurteilen und von *Maher et al.* 2003 als reliables Bewertungssystem bestätigt.

*Perinetti* kommt mit seinen Untersuchungen 2006 und 2007 zu einem unterschiedlichen Resultat wie unsere Studie. Weder bei 26 gesunden Probanden [2006], noch bei 35 Patienten mit CMD [2007] kann er eine Affinität zwischen Okklusion und der Verlagerung des Körperschwerpunktes erkennen, wo hingegen in unserer Studie bei Augenschluss ein Zusammenhang zwischen einer veränderten Okklusion und einer Verlagerung des Körperschwerpunktes belegt werden konnte. Einen generellen Einfluss des Öffnungszustandes der Augen auf den Körperschwerpunkt konnte in beiden Studien beobachtet werden. Allerdings unterscheidet sich das Studiendesign wiederum zu stark, um das Ergebnis mit unserer Studie zu vergleichen. Die Studie 2006 wird von *Hanke et al.* mit Evidenzgrad 4b bewertet, so dass auch diese Arbeit keine qualitativ gesicherte Aussage liefert. Die Publikation von 2007 wurde noch nicht bewertet, kann aber als experimentelle Studie ohne Randomisierung eingestuft werden.

Studien, die sich nicht direkt mit der Auswirkung einer veränderten Okklusion auf den Körperschwerpunkt, sondern mit der Veränderung die sich auf andere Parameter der Haltung auswirken, können nur bedingt mit vorliegender Arbeit verglichen werden, sollen aber trotzdem an dieser Stelle diskutiert werden, da einer Veränderung der Kopf- oder Körperhaltung indirekt eine Verlagerung des Körperschwerpunktes folgen würde.

So stellten *Kibana et al.* [2002] mittels elektromyographischer Messungen fest, dass ein laterales Missverhältnis der okklusalen Abstützung die Muskelaktivität des

## Diskussion

M.sternocleidomastoideus negativ beeinflussen kann, mit der Folge einer kontralateralen Lateroflexion des Kopfes. Somit müsste es dann auch zu einer initialen Verlagerung des Schwerpunktes zu dieser Seite hin kommen. Es wurden die habituelle maximale Okklusion, die Okklusion mit kompletter Schiene und der laterale Stützonenverlust getestet. Die Probanden mussten fünf Sekunden maximal pressen. Elektromagnetische Bewegungssensoren wurden am Hinterkopf und am Rücken zwischen dem fünften und achten Thoraxwirbel befestigt, um eventuelle Winkelveränderungen zu messen. Die Muskelaktivität wurde mittels Elektromyogramm an der Kaumuskulatur und der Sternummuskulatur erfasst. Das Ergebnis ist kritisch zu betrachten, da das Patientenkollektiv mit acht Probanden sehr gering war und lediglich eine Einstufung auf Evidenzgrad 4 c durch *Hanke et al.* erfolgte. Durch eine seitengleiche Reduktion der Vertikaldimension konnte in unserer Studie keine Lateroflexion des Kopfes festgestellt werden und damit ist ein Vergleich durch den unterschiedlichen Studienfokus schwierig.

Auch *Kopp et al.* [2007] dokumentierten, dass eine Optimierung der Okklusion, also eine Veränderung der Lage des Unterkiefers aus einer fehlerhaften Okklusion heraus, die Stabilität einiger Segmente der Wirbelsäule verbesserte, somit also ein direkter Zusammenhang zwischen Okklusion und weiter peripher gelegenen Regionen des Körpers besteht. Ob sich dies auch auf den Körperschwerpunkt auswirkt, wird in dieser Untersuchung nicht erläutert. Allerdings kann nach *Hanke et al.*, die die Arbeit mit Evidenzgrad 5 einstuften, dieser keine allzu große Bedeutung beigemessen werden.

Die Veränderung der Haltung von Kopf und Hals wurde auch von *Lotzmann et al.* [1989] in einer Pilotstudie an fünf zahngesunden Probanden erforscht. Die Messungen erfolgten mit zwei Spiegelreflexkameras, die lateral und frontal positioniert wurden. Durch eine dreiteilige Aufbisschiene wurde die maximale Okklusion optimiert. Der Beobachtungszeitraum betrug 20 Sekunden. Die frontalen Aufnahmen zeigten bei einer lateralen Nonokklusion eine homolaterale Lateralflexion des Kopfes. Durch die laterale Kamera konnte bei einer maximalen Interkuspitation eine leichte Bewegung des Kopfes nach posterior beobachtet werden, bei einer bilateralen Nonokklusion sogar eine deutliche Bewegung in diese Richtung. In unserer Untersuchung konnten wir eine derartige Veränderung statistisch nur bei geschlossenen Augen belegen. Jedoch zeigt der gemessene Mittelwert der Versuche aller Probanden bei geöffneten Augen auch in unserer Studie eine geringfügige Bewegung nach posterior. Dieser Effekt liegt allerdings unterhalb der Signifikanzgrenze und kann auch ohne eine Veränderung der Okklusion beobachtet werden, so dass hier kein Zusammenhang

zwischen einer reduzierten vertikalen Relation und einer veränderten Körperhaltung gezogen werden kann.

In einer RCT-Studie wiesen *Milani et al.* im Jahr 2000 eine Verringerung des Rotationsverhaltens als Folge einer schienenkorrigierte Okklusion nach. Die Testpersonen wurden einem Fukuda-Unterberger Step-Test unterzogen, wobei sie mit verbundenen Augen 50 Schritte auf der Stelle machen mussten. Die Rotation des Körpers wurde durch ein auf dem Boden aufgezeichnetes Koordinatensystem ermittelt. Die Schiene wurde 15 Stunden pro Tag getragen. Nach der Eingangsmessung erfolgten weitere Messungen 7, 14, 21 und 28 Tage danach. Ein Vergleich mit Ergebnissen dieser Studie ist auf Grund des unterschiedlichen Studiendesign nicht möglich.

Das Resultat vorliegender Arbeit zeigt im Vergleich MVC CE mit MVC VCE einen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen einem seitengleichen Verlust in der vertikalen Dimension und einer Verlagerung des Körperschwerpunktes. Dies kann mit der fehlenden visuellen Stabilisation erklärt werden. Ohne diesen Parameter reagiert der Körper sensibler auf Störungen und Veränderungen. Der Einfluss der vertikalen Dimension kann somit ohne die Kompensation durch visuelle Rückmeldungen und die verbundene Haltungsstabilisation beobachtet werden.

Individuelle Ergebnisse zeigen weiter, wie sie in 5.1 diskutiert wurden, dass es trotz des statistischen Wertes der übrigen Versuche einen möglichen individuellen Effekt geben könnte. Es wäre durchaus denkbar, dass es bei größerer Fallzahl auch in den restlichen Versuchen zu einem statistisch nachweisbaren Effekt gekommen wäre, wie im Vergleich auf der y-Achse zwischen MVC CE und MVC VCE sichtbar ist.

### **5.3 Bewertung der verwendeten Methodik und Verfahren**

In der vorliegenden Studie erfolgte die Erfassung des Körperschwerpunktes durch Posturographie mittels einer Druckmessplatte, wie in Abschnitt 2.3 und 3.4 beschrieben. Das Verfahren der Posturographie ist eine Methode, insbesondere zur Ermittlung von Sturzursachen und vestibulären Dysfunktionen. Desweiteren wird sie in zahnmedizinischen Studien zur Ermittlung von Veränderungen des Körperschwerpunktes bei kranio-mandibulären Dysfunktionen, Abweichungen von der Normokklusion oder iatrogen herbeigeführten Veränderungen verwendet.

## Diskussion

Das hier verwendete System wird als valide und reliabel beschrieben [Gutmann 2006 aus Brunner et al., 1983] und ist häufig in Forschung und Praxis eingesetzt worden. *Bauer* [2008] empfiehlt, dass jedes Protokoll auf seine Reliabilität hin überprüft werden sollte, da diese für die statische Posturographie stark vom verwendeten Protokoll zu gemessenen Parametern, Testbedingungen und Studienpopulation abzuhängen scheint.

Die statische Posturographie unterliegt einigen Fehlerquellen wie der Haltung des Patienten, der Position seiner Füße, der Tagesform, individuellen Schwankungen, dem Alter, sowie seiner physischen und psychischen Gesamtverfassung während des Versuchs. Diese Faktoren sind nur bedingt vom Untersuchenden zu beeinflussen. In dieser Studie wurde auf eine habituelle, entspannte Haltung des Patienten mit hüftbreitem Fußstand geachtet, um etwaige verzerrende Effekte bei einer in der Literatur beschriebenen Normalhaltung, die für den Probanden eine ungewohnte und künstliche Haltung bedeutet zu vermeiden. Vorteil dieser standardisierten Normalhaltung dagegen ist die Vergleichbarkeit der Ergebnisse, jedoch unter den genannten etwaigen Fehleinflüssen.

Für vorliegende Studie musste eine spezielle Prothese entwickelt werden, da es noch keine vergleichbaren Arbeiten gab, die sich mit einer kompletten Reduktion der vertikalen Relation beschäftigten.

Zur Herstellung der Prothesen wurden die Totalprothesen der Patienten doubliert. Dadurch ließ sich ein einwandfreier Sitz im Mund des Patienten garantieren. Etwaige Druckstellen wurden direkt am Patienten entfernt. Das Reduzieren der Vertikalen erfolgte im Artikulator nachdem die Prothesen schädel- und kiefergelenkgerecht einartikuliert wurden.

Es erwies sich als günstig, einen Einbiss der Gegenkieferzähne mit einem dünnfließenden Komposit vorzunehmen. Dadurch konnte ein Abgleiten der Kiefer voneinander verhindert werden. Die Kontrolle der gleichmäßigen Okklusion mittels Elektromyographie hat sich nur teilweise bewährt. Da die Patienten mit reduzierter Okklusion eine prognathere Unterkieferstellung aufwiesen, konnten sie nur noch mit reduzierter Kraft zubeißen. Die zusätzliche Kontrolle mit Okklusionsfolie war daher nötig.

In der vorliegenden Studie wurde die Dauer der Messung der maximalen Okklusion nach Vorversuchen auf 15 Sekunden festgelegt. Längere Pressphasen von 20 bis 30 Sekunden bezeichneten die Probanden als äußerst anstrengend und teilweise unangenehm. Um Haltungsänderungen zu vermeiden, die auf Grund von Haltungskompensation zur Schmerzvermeidung entstehen, wurde diese kürzere Okklusionsphase verwendet. So konnte einer Ermüdung der Muskulatur und einer dadurch bedingten Veränderung der Messergebnisse auf Grund dieses Störfaktors vorgebeugt werden.

Während der Messdauer konnte in einem Versuch eine signifikante Veränderung des Körperschwerpunktes festgestellt werden. Dies beschreibt einen kurzzeitigen Effekt, macht allerdings keinerlei Aussagen über eine mögliche Veränderung bei einer Reduktion der vertikalen Dimension die zeitlich über die Versuchsdauer hinaus geht. In folgenden Untersuchungen wäre es daher sinnvoll, eine längere Messdauer von einigen Tagen bis zu mehreren Wochen anzustreben, um kurzfristige muskuläre Kompensationsmechanismen auszuschließen und eine Reduktion der vertikalen Dimension wie sie bei Zahnlosen über viele Jahre hin entsteht, zu simulieren.

Die Studienpopulation unserer Arbeit betrug zwölf Probanden, die jeweils ihre eigene Kontrollgruppe bildeten. Die Berechnung der Fallzahl beruht auf der Arbeit von *Gutmann* 2006, und wurde von PD DR. Sitter durchgeführt (Abschnitt 3.9.1).

### **5.4 Konklusion und Ausblick**

Die Nullhypothese  $H(0)$ , die besagt, dass bei Totalprothesenträgern eine kurzfristige und reversible Reduktion der vertikalen Dimension um im Frontzahnbereich gemessene 7mm beim kurzfristigen Pressen in maximaler Okklusion zu keiner messbaren Verlagerung des Körperschwerpunktes führt, muss aufgrund der vorliegenden Ergebnisse verworfen werden. Die sagittalen Verlagerungen des Körperschwerpunktes die unter Augenschluss des Probanden, im Vergleich mit und ohne reduzierter vertikaler Dimension auftreten, sind signifikant. Durch die fehlende visuelle Orientierung kann hier ein unmittelbarer Effekt der reduzierten Vertikaldimension beobachtet werden.

Die Arbeitshypothese  $H(1)$ , das eine kurzfristige und reversible Reduktion der vertikalen Dimension bei Totalprothesenträgern beim kurzfristigen Pressen in maximaler Okklusion zu einer messbaren Verlagerung des Körperschwerpunktes führt, kann aber trotzdem nicht uneingeschränkt angenommen werden. In allen Versuchen unter visueller Kontrolle war zumindest initial und kurzfristig eine Kompensation möglich. Es ließen sich keine signifikanten Veränderungen belegen. Weiterhin verursacht eine reduzierte vertikale Dimension keine statistisch signifikanten Veränderungen bezüglich der zurückgelegten Strecke des Körperschwerpunktes und der durchschnittlichen Fläche der Vertrauensellipse während einer Messung.

## Diskussion

Neben anderen funktionellen und ästhetischen Aspekten erscheint es somit auch aufgrund dieser posturographischen Ergebnisse empfehlenswert, regelmäßige Kontrollen und Optimierungen an Zahnersatz vorzunehmen.

In einer nachfolgenden prospektiven Studie sollte bei Patienten, bei denen aufgrund einer insuffizienten in der Vertikaldimension zu niedrigen Prothese eine Neuversorgung erforderlich ist, posturographische und elektromyographische Messungen vor und über einen längeren Zeitraum auch nach der prothetischen Neuversorgung durchgeführt werden.

## 6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden klinisch-experimentellen prospektiven Studie war die Untersuchung eines möglichen Einflusses der reduzierten vertikalen Dimension, wie sie oftmals bei insuffizient versorgten Totalprothesenträgern anzutreffen ist, auf den Körperschwerpunkt in seiner Projektion auf die Standfläche (COP). 12 Patienten mit einem Durchschnittsalter von  $65,5 \pm 17,5$  Jahren, die in mindestens einem Kiefer zahnlos waren, nahmen an der Studie teil. Alle Patienten waren mindestens zwei Wochen vor der posturographischen Untersuchung mit einer neuen, in der Vertikaldimension („Bisshöhe“) korrekt eingestellten Prothese versorgt worden. Für die Studie bekamen die Teilnehmer zusätzlich eine dublierte Prothese, bei der die vertikale Dimension gegenüber der physiologischen Kieferrelation um 7 mm, gemessen im Frontzahnbereich, reversibel reduziert wurde.

Bei den Probanden wurden fünf verschiedene posturographische Messungen in randomisierter Reihenfolge durchgeführt. Gemessen wurde bei maximaler habitueller Okklusion unter EMG-Kontrolle über 15 Sekunden ohne und mit vertikaler Reduktion. Die Versuche wurden jeweils mit geöffneten und geschlossenen Augen durchgeführt. Als Referenzwert diente die Messung des COP während der Ruhelage vor Versuchsbeginn. Die Messung des Körperschwerpunktes, erfolgte mit einer Druckmessplatte der Firma Zebris. Der optimale Sitz der dublierten Prothesen wurde neben manueller Inspektion zusätzlich elektromyographisch kontrolliert.

Eine generelle Verlagerung des Körperschwerpunktes, den eine kurzfristige und reversible Reduktion der vertikalen Dimension bei Totalprothesenträgern beim Pressen in maximaler Okklusion hervorrufen könnte, wurde in dieser Studie statistisch nicht durchgehend signifikant belegt. Jedoch konnte bei Augenschluss ohne visuelle Gleichgewichtskontrolle eine statistisch signifikante Veränderung beim Tragen einer Prothese mit reduzierter vertikaler Dimension gegenüber der korrekt eingestellten Prothese in posteriorer Richtung beobachtet werden. Dies beweist, dass eine veränderte Vertikaldimension auch außerhalb des Kauorgans zu Veränderungen des muskulo-skelettalen Apparates führen kann. Weiterhin wurde kein signifikanter Einfluss auf die Strecke, die der Körperschwerpunkt während einer Messung zurücklegt noch auf die Größe der Fläche, die er in Anspruch nimmt, festgestellt. Einzelne Probanden zeigen Resultate, die hiervon abweichen. Effekte sind somit zwar vorhanden, jedoch in der interindividuellen Betrachtung so schwach, dass sie mit dem verwendeten Registriersystem nur beim Stehen ohne visuelle Haltungskontrolle nachweisbar waren.

Schlüsselwörter: Okklusion, Körperschwerpunkt, vertikale Dimension und Körperhaltung

## 6.1 Summary

The purpose of this experimental prospective study was to determine whether there is a possible influence of a reduced vertical dimension, as it is distinctive for wearers of a complete denture, on the center of gravity. 12 patients with an average age of  $65,5 \pm 17,5$  years, who were edentulous at least in one jaw, took part in the study. The subjects received a new denture with a correct vertical dimension at least two weeks before the trial. Additionally the participants got a doubled prosthesis with a reduced vertical dimension of 7mm, measured at the front teeth, compared to their physiological height of bite. The perfect fit of the doubled denture was ensured by manual inspection and additional use of electromyography.

The posturographic examination of the center of gravity was carried out by using a plate of force (Zebris).

Five different randomized measurements were taken both habitual occlusion and resting position under EMG-control of the Mm. masseteres over a period of 15 seconds with and without vertical reduction. The trials were conducted with open and closed eyes. The measurement of the rest jaw relation acts as a reference level.

A general shift of the center of gravity resulting from a short and reversible reduction in the vertical dimension of wearers of a complete denture while clenching in maximal occlusion, could not be statistically proven. Yet, while eyes closed without visual balance control, a statistically significant change could be observed. This proves that a change in vertical dimension can lead to alterations even outside the stomatognathic system. Further no significant influence neither on the distance that the center of gravity uses during one measurement or on the size of the area it covers could be found. However single subjects show results that differ from those outcomes.

Effects do exist, but so slightly that they could just be observed with the used recording system while eyes closed without visual balance control.

Keywords: dental occlusion, center of gravity, vertical dimension, body posture

## 7 Literaturverzeichnis

1. Aruin AS, Forrest WR, Latash ML. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability.  
Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 109:350-359;1998.
2. Basmajian JV, DeLuca CJ. Muscles alive, their functions revealed by electromyography.  
Williams & Wilkins: Baltimore, London, Sydney;1985.
3. Bauer C. Reliabilität der statischen Posturographie – Review.  
Physioscience.4:65-70; 2008
4. Bergamini M, Pierleoni F, Gizdulich A, Bergamini C. Dental occlusion and body posture: a surface EMG study.  
Cranio.26:25-32;2008.
5. Berger et al. Haltung und Bewegung beim Menschen.  
Springer: Berlin Heidelberg;1984.
6. Beyer L. Theoretische Grundlagen der Verkettung von Symptomen in der Manuellen Medizin.  
Manuelle Medizin. 41:268-271;2003.
7. Bracco P, Deregibus A, Piscetta R. Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects.  
Neuroscience Letters. 19:228-230; 2004.
8. Brandt T, Wenzel D, Dichgans J. Die Entwicklung der visuellen Stabilisation des aufrechten Standes beim Kind: Ein Reifezeichen in der Kinderneurologie.  
Arch. Psychiat. Nervenkr. 223,1-13; 1976.
9. Brunner W, Kurz B, Diebschlag W. Kapazitives Druckverteilungssystem für hohe Messstellendichte.  
Biomed Technik. 28:221-4;1983.
10. Carlsson GE, Persson G: Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years.  
Odontol Revy. 18, 27-54;1967.

11. Ciftci Y, Kocadereli I, Canay S, Senyilmaz P. Cephalometric evaluation of maxillomandibular relationships in patients wearing complete dentures: a pilot study. *Angle Orthod.* 75(5):821-5;2005.
12. Cleall JF, Alexander WJ, McIntyre WJ. Head posture and its relationship to deglutition. *J Prosthet Dent.* 36:335-350;1966.
13. CMD-Baden-Württemberg, [online available: <http://209.85.135.132/search?q=cache:Q15SHCYI6c0J:www.cmd-bw.de/epidemiologie.html+epidemiologie+CMD&cd=2&hl=de&ct=clnk&gl=de>]
14. Cooke MS. Five-year reproducibility of natural head posture: A longitudinal study. *J Orthod Dentofac Orthop.* 97:489-94;1990.
15. Douglass JB, Meader L, Kaplan A, Ellinger CW. Cephalometric evaluation of the changes in patients wearing complete dentures: a 20-year study. *J Prosthet Dent.* 69(3):270-5;1993.
16. Duarte M, Zatsiorsky VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res.* 146:60-69;2002.
17. Felsenberg D, Dietzel R. Langfassung, Leitlinie Physiotherapie und Bewegungstherapie bei Osteoporose. Charité Berlin, 2008.
18. Ferrario VF, Sforza C, Miani A, Tartaglia G. Craniofacial morphometry by photographic evaluations. *J Orthod Dentofac Ortho.* 103:327-37;1993.
19. Ferrario VF, Sforza C, Schmitz JH, Taroni A. Occlusion and center of foot pressure variation: Is there a relationship? *J Prosthet Dent.* 76:302-8;1996.
20. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Fragnito N, Grassi G. The influence of different jaw positions on the endurance and electromyographic pattern of the biceps brachii muscle in young adults with different occlusal characteristics. *J Oral Rehabil.* 28:732-739;2001.
21. Festa F, Dattilio M, Vecchiet F. Effects of horizontal oscillation of the mandible on the spinal column of the rat in vivo using radiographic monitoring. *Ortogntodontia Ital.* 6:539-550;1997.

## Literaturverzeichnis

22. Fink M, Tschernitschek H, Stiesch-Scholz M, Wähling K. Kraniomandibuläres System und Wirbelsäule; Funktionelle Zusammenhänge mit der Zervikal- und Lenden-Becken-Hüft-Region.  
Manuelle Medizin. 41:476-480;2003.
23. Fischer P. Zusammengesunken oder aufrecht sitzen? Was ist gesünder und wie lässt sich eine gesündere Haltung trainieren?  
Manuelle Therapie. 8:147-152;2004.
24. Fisher RA, Yates F. Statistical Tables for Biological, Agricultural and Medical Research.  
Oliver and Boyd Ltd. Edinburgh,1963.
25. Freesmeyer W. Okklusionsschienen. [Online available: [www.zm-online.de/m5a.htm?/zm/22\\_04/pages2/titel3.htm](http://www.zm-online.de/m5a.htm?/zm/22_04/pages2/titel3.htm)].2004
26. Freesmeyer WB. Klinische Prothetik.  
Hüthig Verlag: Heidelberg, 1995.
27. Froböse I, Nellessen G. Training in der Therapie-Grundlagen und Praxis.  
Ullstein Medical Verlagsgesellschaft: Wiesbaden, 1998.
28. Fujita T, Nakamura S, Ohue M, Fufii Y, Miyauchi A, Takagi Y, Tsugeno H. Effect of age on body sway assessed by computerized posturography.  
J Bone Miner Metab. 23:152-156;2005.
29. Funakoshi M, Fujita N, Takehana S. Relations between occlusal interference and jaw muscle activities in response to changes in head position.  
J Dent Res. 55:684-690;1976.
30. Gahery Y & Massion J. Co-ordination between posture and movement.  
Trends in Neurosciences. 4:199;1981.
31. Gangloff P, Louis JP, Perrin PP. Dental occlusion modifies gaze and posture stabilization in human subjects.  
Neuroscience Letters. 293:203-206; 2000.
32. Gohlenhofen K. Basislehrbuch Physiologie.  
Urban & Fischer: München Jena, 2004.
33. Goldstein DF, Kraus SL, Williams WB, Glasheen-Wray M. Influence of cervical posture on mandibular movements.  
J Prosthet Dent. 52:421-425;1984.
34. Granert JP. Koordinationstrainingstherapie im Spacecurl-posturographische Ergebnisse bei Pflegepersonal mit Rückenschmerzen.

## Literaturverzeichnis

- Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, 2005.
35. Gubitz A. Der Einfluss reversibler und temporärer Veränderung der Okklusion auf den Körperschwerpunkt in Korrelation zur Muskelaktivität.  
Philipps-Universität Marburg, 2006.
  36. Gutmann T. Der Einfluss artifizierender und temporärer Veränderung der Okklusion auf den Körperschwerpunkt in Korrelation zur Muskelaktivität.  
Philipps-Universität Marburg, 2006.
  37. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure.  
J Dent Res. 78:1336-1344; 1999.
  38. Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural sway dyscontrol in the elderly: a review.  
Neurobiol Aging. 10:727-738;1989.
  39. Huei-Ming C. The Standing Posture. <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/Kines04/KINapplication/StandingPosture.htm>.2005.
  40. Hülse M, Losert-Bruggner B. Der Einfluss der Kopfgelenke und/oder der Kiefergelenke auf die Hüftabduktion.  
Manuelle Medizin. 40:97-100;2002.
  41. Hüter-Becker A, Dölken M. Untersuchen in der Physiotherapie.  
Thieme: Stuttgart New York, 2005.
  42. John M, Stellungnahme des Arbeitskreises Epidemiologie in der DGZMK in Zusammenarbeit mit der Gemeinschaft für Funktionslehre in der DGZMK zu epidemiologischen Studien über kranio-mandibuläre Dysfunktioen (CMD), 2000.
  43. Karkazis HC, Lambadakis J. Changes in mandibular alveolar bone and anterior face height after four years of complete denture wearing.  
Eur J Prosthodont Restor Dent. 2(3):109-11;1994.
  44. Kibana Y, Ishijima T, Hirai T. Occlusal support and head posture.  
J Oral Rehabil. 29:58-63;2002.
  45. Kirveskari, P., Alanan, P., Jämsä, T.: Association between craniomandibular disorders and occlusal interferences.  
J Prosthet Dent.62:66;1989
  46. Klimt F. Haltung Haltungsschwäche Fehlhaltung Haltungsschaden.  
Marburg: Philipps-Universität, 1990.

## Literaturverzeichnis

47. Kolster BC, Ebelt-Paprotny G. Leitfaden Physiotherapie.  
Urban & Fischer: München Jena, 2002.
48. Konrad P. EMG-Fibel. [onlineavailable:www.velamed.de, Stand 2006]
49. Kopp S, Friedrichs A, Pfaff G, Langbein. Beeinflussung des funktionellen Bewegungsraumes von Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule durch Aufbissbehelfe. Manuelle Medizin.41:39-51;2003.
50. Körber K. Zahnärztliche Prothetik. Bd1:Funktionslehre, Gnathologie, Traumatologie. Thieme: Stuttgart-NewYork, 1980.
51. Krämer J, Grifka J. Orthopädie, Unfallchirurgie.  
Springer: Berlin, 2007
52. Kraus H. Diagnose und Behandlung von Muskelschmerzen.  
Quintessenz: Berlin, 1989.
53. Lambadakis J, Karkazis HC. Changes in the mandibular rest position after removal of remaining teeth and insertion of complete dentures.  
J Prosthet Dent.68(1):74-7;1992.
54. Latash ML, Ferreira SS. Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure.  
Exp Brain Res.150:314-324; 2003.
55. Lexikon der Zahnmedizin.  
Elsevier, Urban&Fischer: München Jena, 2000.
56. Lippold C, Danesh G, Hoppe G, Drerup B, Hackenberg L. Sagital Spinal Posture in Relation to Craniofacial Morphology.  
Angle Orthod.76:625-631; 2006.
57. Lotzmann U & Steinberg JM. Klinische Anwendung der Kistler-Messplattform zur computergestützten Posturographie im Rahmen einer funktionsdiagnostischen Vergleichsstudie.  
Zahnärztliche W.102:535-45;1993.
58. Lotzmann U, Kobes L, Rudolph W, Paula M. Der Einfluss der Okklusion auf die Kopfhaltung während anhaltender Pressphasen.  
Dtsch Zahnärztl Z. 44:162-4;1989.
59. Lotzmann U. Die Prinzipien der Okklusion. Dental Labor Fachbuchreihe.  
Verlag Neuer Merkur: München, 1998.
60. Lotzmann U. Okklusionsschienen und andere Aufbissbehelfe.  
Verlag neuer Merkur: München, 1983.

61. Lotzmann U. Studien zum Einfluss der okklusalen Prä-Therapie auf die zentrische Kieferrelation.  
Quintessenz: Berlin, 1999.
62. Maher C, Sherrington C, Herbert R, Moseley A, Elkins M. Reliability of the PEDro Scale Rating Quality of Randomized Controlled Trials.  
Physical Therapy. 83:713-721;2003.
63. Marcotte MR. Head Posture and Dentofacial Proportions.  
Angle Orthodont.51:3;1981.
64. Michelotti A, Farella M, Gallo LM, Veltri A, Palla S, Martina R. Effect of occlusal interference on habitual activity of human masseter. Department of Dental and Maxillo-Facial Sciences, Section of Orthodontics and Clinical Gnathology, School of Dentistry, University of Naples Federico II, Via Pansini 5, I-80131 Naples, Italy 2005
65. Miethke R, Canine-protected occlusion.  
J Orthod Dentofac Ortho. 132:573;2007.
66. Milani RS, De Pierre DD, Lapeyre L, Pourreyon L. Relationship between dental occlusion and posture.  
Cranio. 18:127-35;2000.
67. Morokuma M. Influence of the functional improvement of complete dentures on brain activity.  
Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi. Apr;52(2):194-9;2008.
68. Nobili A & Adversi R. Relationship between posture and occlusion: A clinical and experimental investigation.  
Cranio. 14:274-85;1996.
69. Nusser-Müller-Busch R. Die Therapie des Facio-Oralen Trakts: F.O.T.T. nach Kay Coombes.  
Springer: Berlin, 2007.
70. Perinetti G. Dental occlusion and body posture: no detectable correlation.  
Gait Posture. 24:165-8;2006.
71. Perinetti G. Temporomandibular Disorders Do Not Correlate with Detectable Alterations in Body Posture.  
J Contemp Dent Pract.(8)5:060-067;2007.
72. Poikela A, Pirttiniemi P, Kantomaa T. Location of the glenoid fossa after a period of unilateral masticatory function in young rabbits.  
Eur J Orthod. 22:105-112;2000.

## Literaturverzeichnis

73. Preston C, Evans W, Todres J. The relationship between ortho head posture and head posture measures during walking.  
J Orthod Dentofac Ortho. 111:283-7;1997.
74. Prucha C. Retrospektive Studie zu craniomandibulären Dysfunktionen unter Berücksichtigung von schmerzbezogenen und psychosozialen Aspekten.  
Universität Charité Berlin, 2006.
75. Ridders P. Kiefergelenksstörungen und Zahnfehlstellungen mit ihren Auswirkungen auf die Körperperipherie.  
Manuelle Medizin. 36:194;1998.
76. Sakaguchi K, Mehta NR, Abdallah EF, Forgione AG, Hirayama H, Kawasaki T, Yokoyama A. Examination of the relationship between mandibular position and body posture.  
Cranio. Oct;25(4):237-49;2007
77. Schellhammer S. Bewegungslehre-Motorisches Lernen aus Sicht der Physiotherapie.  
Urban & Fischer: München, 2002.
78. Schopf P. Curriculum Kieferorthopädie.  
Quintessenz: Berlin, 2000.
79. Sforza C, Tartaglia GM, Solimene U, Morgun V, Kaspranskiy RR, Ferrario VF. Occlusion, sternocleidomastoid muscle activity, and body sway: a pilot study in male astronauts.  
Cranio. 24(1):43;2006.
80. Shimazaki T, Motoyoshi M, Hosoi K, Namura S. The effect of occlusal alteration and masticatory imbalance on the cervical spine.  
European J Orthod. 25:457-463; 2003.
81. Silbernagl S, Despopoulos A. Taschenatlas der Physiologie.  
Thieme: Stuttgart, 2003.
82. Slavicek R. Funktion – die Haltung. In: Slavicek R. Das Kauorgan: Funktionen und Dysfunktionen. Gamma Medizinisch-wissenschaftliche Fortbildungsgesellschaft, Klosterneuburg, 2000.
83. Smith LK, Weiss EL, Don Lehmkuhl L. Brunnstrom's Clinical Kinesiology, 5<sup>th</sup> ed.  
Philadelphia, F.A. Davis. 1996.

## Literaturverzeichnis

84. Sonnesen L, Bakke M, Solow B. Temporomandibular disorders in relation to craniofacial dimensions, head posture and bite force in children selected for orthodontic treatment.  
Eur J Orthod. 23:179-192; 2001.
85. Stahl F, Grabowski R, Gaebel M, Kundt G. Relationship between Occlusal Findings and Orofacial Myofunctional Status in Primary and Mixed Dentition.  
J Orofac Orthop. 68:74-90; 2007.
86. Stelzenmüller W, Wiesener J. Therapie von Kiefergelenkschmerzen.  
Thieme: Stuttgart, 2004.
87. Strajnic L, Stanisic-Sinobad D, Markovic D, Stojanovic L. Cephalometric indicators of the vertical dimension of occlusion.  
Coll Antropol.32(2):535-41;2008.
88. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik.  
Quintessenz: Berlin, 2005.
89. Tallgren A & Solow B. Long-term changes in hyoid bone position and craniocervical posture in complete denture wearers.  
Acta Odontol Scand. 42:257-267; 1984.
90. Tallgren A, Lang B, Walker F, Ash M. Changes in jaw relations, hyoid position, and head posture in complete denture wearers.  
J Prosthet Dent. 50:148-56; 1983.
91. Tallgren A. Positional changes of complete dentures. A 7-year longitudinal study.  
Acta Odontol Scand. 27:539-61;1969.
92. Tallgren A. The effect of denture wearing on facial morphology.  
Acta Odontol Scand. 25:563-92;1967.
93. Tallgren A: The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years.  
J Prosthet Dent 27, 120-132;1972.
94. Theron W, Slabbert JCG, Cleaton-Jones PE, Fatti PL. The effect of complete dentures on head posture.  
J Prosthet Dent. 62:181-4;1989.
95. Tuncay OC, Thomson S, Abadi B, Ellinger C. Cephalometric evaluation of the changes in patients wearing complete dentures. A ten-year longitudinal study.  
J Prosthet Dent. 51(2):169-80;1984.

## Literaturverzeichnis

96. Üsümez S, Orhan M. Inclinometer method for recording and transferring head position in cephalometrics.  
J Orthod Dentofac Ortho. 120:664-70;2001.
97. Upledger JE & Vredevoogd JD. Lehrbuch der Kraniosakral-Therapie.  
Haug: Heidelberg, 1996.
98. Usumez A, Usumez S, Orhan M. Effect of complete dentures on dynamic measurement of changing head position: A pilot study.  
J Prosthet Dent. 90:394-400;2003.
99. Verhagen AP, Vet HCW, Bie RA, Kessels AGH, Bouter LM, Knipschild PG. The Delphi list: a criteria list for quality assessment of randomized clinical trials for conducting systematic reviews developed by Delphi consensus.  
J Clin Epidemiol, 51;1235-41;1998.
100. Ververs MJB, Ouwerkerk JL, Heijden van der GJMG, Steenks MH, Wijer A De. Ätiologie der kranio-mandibulären Dysfunktion: eine Literaturübersicht.  
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift. 59:556-562;2004.
101. Weber U, Holzmann M, Vieregge P. Die Erfassung alltagsrelevanter Mobilität in der Geriatrie mittels statischer Posturographie-Eine bevölkerungsbezogene Studie. Z Gerontol Geriat. 33:401-409;2000.
102. Witte H, Recknagel S. Is indirect posturography using force plates equivalent to direct posturography by movement analysis? A physical observation.  
Biomed Tech (Berl).42(10);280-3;1997.
103. World Health Organization: International Classification functioning disability and health (ICF). WHO, Geneva 2001.
104. Wöstmann B, Balkenhol M, Ferger P, Rehmann P. Changes in occlusal force at denture dislodgement after refabrication or optimization of complete dentures.  
Int J Prosthodont. 21(4):305-6; 2008.
105. Yamabe Y, Yamashita R, Fujii H. Head, neck and trunk movements accompanying jaw tapping.  
J Oral Rehabil. 26:900-905; 1999.
106. Yoshino G, Higashi K, Nakamura T. Changes in head position due to occlusal supporting zone loss during clenching.  
Cranio. 21:89-98; 2003.

## Literaturverzeichnis

107. Yoshino G, Higashi K, Nakamura T. Changes in weight distribution at the feet due to occlusal supporting zone loss during clenching.  
Cranio. 21:271-8; 2003.
108. Zebris Medical GmbH. Messsystem zur Kraftverteilungsmessung.  
Technische Daten und Bedienungsanleitung, 2008.
109. Zebris Medical GmbH. WinFDMS für Windows. Bedienungsanleitung, 2007.
110. Zitzmann NU. Die Folgen der Zahnlosigkeit für das Individuum.  
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift. 59:617-625;2004.
111. Zonnenberg AJ, Van Maanen CJ, Oostendorp RA, Elvers JW. Body posture photographs as a diagnostic aid for musculoskeletal disorders related to temporomandibular disorders (TMD).  
Cranio. 14:225-32; 1996.

## 8 Anhang



Justus-Liebig-Universität  
Gießen

**UNIVERSITÄTSKLINIKUM  
GIESSEN UND MARBURG GMBH**

*MEDIZINISCHES ZENTRUM FÜR ZAHN- MUND- UND KIEFERHEILKUNDE*



Philipps-Universität  
Marburg

### **Probandenaufklärung zur Studie**

„Zum initialen Einfluss einer reversibel veränderten Vertikaldimension bei Totalprothesenträgern auf die horizontale Projektion des Körperschwerpunktes“

Der Zusammenhang zwischen der Stellung des Unterkiefers und der Haltung des Körpers wird in der Wissenschaft kontrovers diskutiert. Hat die Position des Unterkiefers beim Zusammenbeißen einen Einfluss auf die Haltung, so könnten Fehlstellungen im Kieferbereich verantwortlich für Beschwerden und Funktionsstörungen in vom Kiefergelenk weit entfernten Körperbereichen, etwa der Wirbelsäule, sein. Ziel dieser Studie ist es den Einfluss der Vertikaldimension bei Totalprothesenträgern auf den Körperschwerpunkt und die Körperhaltung zu untersuchen, um eine optimale vertikale Kieferrelation bei Totalprothesenträgern zu erreichen. Unter der sogenannten Vertikaldimension versteht man die vertikale Komponente der dreidimensionalen Beziehung der Zahnreihen von Ober- und Unterkieferdimension zueinander.

Zur Teilnahme an der Studie ist ein einmaliger Zeitaufwand von etwa 30 Minuten nötig. Zur Messung des vertikalen Verlustes werden sie eine individuell hergestellte Schablone eingesetzt bekommen. Mit dieser werden sie dann mehrmals mit maximal möglicher Kraft zubeißen. Um den Körperschwerpunkt zu analysieren, werden sie dabei barfuß auf einer Druckmessplatte stehen. Zeitgleich wird zur Ermittlung der Kaumuskelaktivität ein Elektromyogramm aufgezeichnet. Dazu wird jeweils links und rechts eine Elektrode an ihrer Wange angebracht.

Risiken dieser Untersuchung und Messungen sind nicht bekannt.

Die im Rahmen dieser Studie von ihnen erhobenen Daten werden gemäß den Auflagen des Datenschutzes vertraulich behandelt und in anonymisierter Form verarbeitet.

Die Teilnahme an oben genannter Studie ist freiwillig. Sie können jederzeit und ohne Angaben von Gründen ihre Einwilligung widerrufen, ohne dass für sie Nachteile entstehen.



Justus-Liebig-Universität  
Gießen

**UNIVERSITÄTSKLINIKUM**  
**GIESSEN UND MARBURG GMBH**  
*MEDIZINISCHES ZENTRUM FÜR ZAHN- MUND- UND KIEFERHEILKUNDE*



Philipps-Universität  
Marburg

## Probandeneinverständniserklärung zur Studie

„Zum initialen Einfluss einer reversibel veränderten Vertikaldimension bei Totalprothesenträgern auf die horizontale Projektion des Körperschwerpunktes“

Ich,....., wurde vollständig über Wesen, Bedeutung und Tragweite der klinischen Prüfung mit o.g Titel aufgeklärt. Ich habe den Aufklärungstext gelesen und verstanden. Ich hatte die Möglichkeit Fragen zu stellen, und habe die Antworten verstanden und akzeptiere sie. Ich bin über die mit der Teilnahme an die Studie verbundenen Risiken und den möglichen Nutzen informiert worden.

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zur Teilnahme an dieser Studie zu entscheiden und weiß, dass die Teilnahme an dieser klinischen Prüfung freiwillig ist. Ich weiß, dass ich jederzeit und ohne Angaben von Gründen diese Zustimmung widerrufen kann, ohne dass sich dieser Entschluss nachhaltig auswirken wird.

Mir ist bekannt, dass meine persönlichen Daten in verschlüsselter Form gespeichert werden.

Ich habe eine Kopie der Probandeninformation und dieser Einwilligungserklärung erhalten und erkläre hiermit meine freiwillige Teilnahme an dieser klinischen Studie.

.....  
Ort, Datum

.....  
Unterschrift des Studienteilnehmers

.....  
Ort, Datum

.....  
Unterschrift des Aufklärenden

## **Verzeichnis der akademischen Lehrer in alphabetischer Reihenfolge**

Meine akademischen Lehrer waren Damen/Herren in Marburg Althaus, Austermann, Bauer, Brinkmann, Coca, Dibbets, Diek, Drechsler, Flores-de-Jakobi, Gente, Gloerfeld, Heck, Jablonski-Momeni, Klose, Knitschge, Lalyko, Lamp, Lill, Lotzmann, Löffler, Mandrek, Mengel, Mittag, Moll, Müller, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Panchertz, Peleska, Pieper, Ramaswamy, Schaudig, Seydenschwanz, Sonntag, Stachniss, Swierkot, Wennemuth

## **Danksagung**

Die vorliegende Dissertation wurde in der Abteilung für Zahnersatzkunde der Philipps-Universität Marburg unter der Leitung von Professor Dr. Ulrich Lotzmann angefertigt.

Ich möchte mich bei allen bedanken, die mich auf unterschiedlichste Weise unterstützt haben und ohne die die Fertigstellung der Arbeit nicht möglich gewesen wäre:

- Bei Herrn Prof. Dr. Ulrich Lotzmann für die Betreuung der Arbeit sowie die Überlassung des Themas
- Bei Herrn Priv.-Doz. Dr. Helmut Sitter für die Berechnung der Statistik und die Hilfe bei statistischen Fragen

An dieser Stelle möchte ich meinen Eltern danken, die mich während meiner gesamten Ausbildung uneingeschränkt unterstützen und mir immer mit Rat und Tat zur Seite stehen. Danken möchte ich auch meinen Freunden für ihre Unterstützung während der Arbeit sowie meiner Freundin für ihre Motivation, Kritik und Hilfestellung während der letzten Jahre.

## **Ehrenwörtliche Erklärung**

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Zum initialen Einfluss einer reversibel veränderten Vertikaldimension bei Totalprothesenträgern auf die horizontale Projektion des Körperschwerpunktes“ im Med. Zentrum für Zahn-Mund-und Kieferheilkunde in der Abteilung für Orofaziale Prothetik und Funktionslehre unter Leitung von Prof. Dr. Ulrich Lotzmann mit Unterstützung durch PD Dr. Sitter ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, September 2010

Jens Christian Eberle