

**Untersuchung zur Evaluation der Muskelkraft des M. masseter und
M. temporalis anterior bei unterschiedlichen Registrierverfahren**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Azadeh Samai

aus Bochum

2016

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Professor Dr. med. dent. H. Stark
2. Gutachter: Professor Dr. med. W. Götz

Tag der Mündlichen Prüfung: 10.11.2015

Aus der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Direktor: Prof. Dr. H. Stark

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	8
1. Einleitung	10
2. Grundlagen	14
2.1 Die Kaumuskulatur	14
2.1.1 Anatomie	14
2.1.2 Musculus masseter	15
2.1.3 Musculus temporalis	15
2.1.4 Musculus pterygoideus medialis	16
2.1.5 Musculus pterygoideus lateralis	16
2.1.6 Histologische und physiologische Grundlagen der Kaumuskulatur	17
2.1.6.1 Die Muskelfasertypen	19
2.1.6.2 Mechanismus der Kontraktion	20
2.1.6.3 Kieferschließkraft	21
2.2 Kieferrelationsbestimmung	22
2.2.1 Vertikale Kieferrelationsbestimmung	23
2.2.2 Horizontale Kieferrelationsbestimmung	25
2.3 Bestimmungsmöglichkeiten der therapeutischen Unterkieferposition	26
2.3.1 Maximale Interkuspidation (MI)	27
2.3.2 Zentrische Kondylenposition (ZKP)	27
2.3.2.1 Manuelle ZKP-Bestimmung	28
2.3.2.2 Instrumentelle ZKP-Bestimmung	28
2.3.3 Myozentrische Position	30
2.3.4 Reproduzierbarkeit der Unterkieferposition	31
2.3.5 Einfluss der Kieferschließkraft	32
2.3.5.1 Einfluss der Kieferschließkraft auf die Stützstiftregistrierung	33
2.4 Grenzbewegungen des Unterkiefers	34
2.4.1 In der Sagittalebene	35
2.4.2 In der Horizontalebene (Transversalebene)	37
2.4.3 Zusammenwirken der Muskeln bei der Kieferbewegung	38

3.	Material und Methoden	40
3.1	Probanden	40
3.2	Versuchsaufbau	41
3.2.1	Vorbereitende Maßnahmen	41
3.2.2	Probandenvorbereitung	43
3.2.3	Versuchsablauf	44
3.2.3.1	DIR [®] -Messung	45
3.2.3.2	Elektronische Oberflächenmyographie	47
3.2.3.2.1	Bestimmung des Ruhetonus (Relaxation Test; RTR)	47
3.2.3.2.2	Bestimmung der Muskelermüdung (Fatigue Test; FTR)	49
3.2.3.2.3	Bestimmung der maximalen Muskelaktivität beim Aufbiss (Bite Test; BTR)	51
3.2.3.3	Muskelaktivität während der Registrierung unterschiedlicher Unterkieferpositionen	53
3.2.4	Therapie mit der DIR [®] -Schiene	53
3.3	Gerätebeschreibung	55
3.3.1	Das DIR [®] -System	55
3.3.2	Das EMG-Gerät	57
3.3.2.1	Definition	57
3.3.2.2	Hautvorbereitungsmethoden	59
3.3.2.3	Oberflächenelektroden	59
3.3.3	Das Zebris [®] EMG-Bluetooth-Bewegungsanalyse-Messsystem CMSJMA 20 und die Auswertungs-Software WinJaw 10.5	61
3.4	Auswertung	62
3.4.1	Elektronische EMG-Analyse	62
3.4.1.1	Relaxation Test Report (RTR)	63
3.4.1.2	Fatigue Test Report (FTR)	63
3.4.1.3	Bite Test Report (BTR)	63
3.4.1.4	POC- und TC-Index	63
3.4.2	Statistische Auswertung	64
4.	Ergebnisse	66
4.1	Auswertung der Ergebnisse des RTR vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie	66

4.1.1	Allgemeiner und statistischer Vergleich	66
4.1.2	Graphischer Vergleich	67
4.2	Auswertung der Ergebnisse des FTR vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie	68
4.2.1	Allgemeiner und statistischer Vergleich	68
4.2.2	Graphischer Vergleich	71
4.3	Auswertung der Ergebnisse des BTRs vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie während der Registrierung in ZKP, MI und DIR [®] -Position	73
4.3.1	Allgemeiner und statistischer Vergleich	73
4.3.2	Graphischer Vergleich	78
4.4	Auswertung der Ergebnisse des POC- und TC-Koeffizient vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie	79
4.4.1	Allgemeiner und statistischer Vergleich vor der Therapie (T0)	79
4.4.2	Allgemeiner und statistischer Vergleich nach der Therapie (T1)	81
5.	Diskussion	84
5.1	Relaxation Test Report	85
5.2	Fatigue Test Report	86
5.3	Bite Test Report	88
5.3.1	POC und Torque-Koeffizient	90
5.4	Schlussfolgerung	93
6.	Zusammenfassung	95
7.	Summary	97
8.	Literaturverzeichnis	99
9.	Danksagung	114

Abkürzungsverzeichnis

AC	Amplitude Change
BTR	Bite Test Report (Muskelaktivität)
CMD	Craniomandibuläre Dysfunktion
CR	Centric Relation (s.u. ZKP)
DIR®	Dynamics and Intraoral Registration
EMG	Elektromyographie
EPA	Elektronische Positionsanalyse
FC	Frequency Change (Frequenz-Änderung)
FTR	Fatigue Test Report (Muskelemüdung)
HR	Habituelle Relation
IKP	Interkuspitation
KRB	Kieferrelationsbestimmung
LMAS	Linker M. masseter
LTA	Linker M. temporalis anterior
MI	Maximale Interkuspitation
MW	Mittelwert
MPF	Mean Power Frequency (Mittlere Leistungs-Frequenz)
MVC	Maximum voluntary clenching (maximale Kieferschließkraft)
NKP	Neuromuskuläre-Kontakt-Position
NS	Nach Schienentherapie

p^a	Signifikanz der einfaktoriellen ANOVA ($p < 0,05$)
p^b	Signifikanz der post hoc Bonferroni Korrektur ($p < 0,05$)
POC	Percentage-Overlapping Coefficient
RMAS	Rechter M. masseter
RTA	Rechter M. temporalis anterior
RTR	Relaxation Test Report (Muskelruhetonus)
SD	Standardabweichung
TC	Torque Koeffizient
VS	Vor Schienentherapie
ZKP	Zentrischen Kondylenposition

1. Einleitung

Die Funktion und Registriertechnik spielen in der Zahnmedizin eine besonders wichtige Rolle. Dennoch wurden sie bis heute vernachlässigt. Auch bei den hochwertigsten Restaurationen werden überwiegend Relationsbestimmungen durchgeführt, die auf eine manuell geführte Kieferrelation mittels Wachsregistratoren basieren (Blattner, 2007). Die Kieferrelationsbestimmung stellt eine große Schwachstelle der modernen Zahnmedizin dar.

Eine zeitgemäße Kieferrelationsbestimmung sollte dem Anwender die Möglichkeit bieten, die bestehende Ist-Situation - ob pathologisch oder nicht - zu bestimmen, die Befunde zu interpretieren (Diagnostik) und ein entsprechendes therapeutisches Konzept zu erarbeiten (Konsequenzen) (Blattner, 2007). Zudem sollte das System eine Beurteilung weiterer Komponenten des orofazialen Systems (zum Beispiel des Funktionszustandes der Muskulatur) ermöglichen (Blattner, 2007).

Eine altbewährte Möglichkeit zur Bestimmung der Kieferrelation ist die zentrische Kondylenposition (ZKP). Sie ist definiert als kranioventrale, nicht seitenverschobene Position beider Kondylen bei physiologischer Kondylus-Diskus-Relation und physiologischer Belastung der beteiligten Gewebe (DGZMK, 1992).

Generell stehen zur Bestimmung der ZKP unterschiedliche Verfahren zur Verfügung. Die beim bezahnten Patienten am häufigsten verwendete Methode ist der Wachscheckbiss (die Handbissnahme nach Lauritzen (1974) oder Dawson (1978)). Beim zahnlosen Patienten wird dagegen häufig die intraorale Stützstiftregistrierung verwendet (Linsen et al., 2006). Türp (2006) beschreibt als Hauptschwierigkeit bei der Festlegung der zentrischen Kondylenposition die Ungewissheit über die Position des Kondylus-Diskus-Komplexes relativ zu den temporalen Gelenkstrukturen. Dennoch ist die zentrische Position gleichzeitig die wünschenswerte. Die Schwierigkeit der zentrischen Kondylenposition liegt in ihrer Reproduzierbarkeit. Die Führung des Unterkiefers ist zum einen von dem Muskeltonus des Patienten und zum anderen von der Erfahrung und manuellen Fertigkeit des Behandlers abhängig (Vogel, 2008). Mögliche manuelle Techniken zur Gewinnung eines ZKP-Registratorates stellen, wie oben schon genannt, die Handgriffe nach Lauritzen (1974) (Behandler steht mit dem Unterarm in Verlängerung der Medianebene vor dem Patienten) oder Dawson (1978) (Behandler steht hinter dem Patienten) dar, durch die der Behandler den Unterkiefer des Patienten bei entspannter Muskulatur unter

kontrolliertem Druck (5 N) nach kranio-ventral in die zentrische Kondylenposition führt (Türp, 2006). Der Unterkiefer wird dann gegen den Oberkiefer bewegt, bis sich die Höckerspitzen der Unterkieferzähne in die am Oberkiefer adaptierte Wachsplatte einprägen. Antagonistische Kontakte sind dabei zu vermeiden (Türp, 2006). Mit Hilfe dieses Registrates kann anschließend der Unterkiefer dem Oberkiefer im Artikulator zugeordnet werden. Der Nachteil dieses Verfahrens liegt in der manuellen Führung der Unterkiefers, die bei unterschiedlichen Behandlern differieren kann (Koeck 1979, Lentner et al., 1997).

Ein instrumentelles Verfahren zur Bestimmung der ZKP stellt die intraorale Stützstiftregistrierung dar. Das Ziel ist die dreidimensional korrekte Zuordnung des Unterkiefers zum Oberkiefer sowohl beim bezahnten als auch beim zahnlosen Patienten (Linsen et al., 2006; Türp, 2006). Die Vorgehensweise nach Gerber (1970), wie sie erstmals von McGrane 1949 beschrieben wurde, ist die Registrierung mit Hilfe eines Schreibstiftes im Oberkiefer und einer Registrierplatte im Unterkiefer. Dadurch erfährt der Unterkiefer eine Dreipunktstützung, die die Kondylen in den Fossae articulares zentrieren soll (Strub et al., 1999). Dabei bilden die beiden Kondylen zwei und der Stützstift mit der Schreibplatte den dritten Abstützpunkt. Der Vorteil der Stützstiftregistrierung sowohl beim bezahnten als auch beim zahnlosen Patienten liegt in ihrer Reproduzierbarkeit, die unabhängig vom jeweiligen Behandler ist (Kohno et al., 1988; Utz et al., 1992). Die Stützstiftregistrierung führt in der Praxis dennoch nicht immer zu den gewünschten Ergebnissen. Als nachteilig wurden hohe Kieferschließkräfte nachgewiesen (Jüde et al., 1990, 1991), die zu einer unkontrollierten Bewegung der Kondylen führen. Zudem wird die Stützstiftregistrierung auch von der Stützstiftposition beeinflusst (Jüde et al., 1990, 1991; Linsen et al., 2006; Vogel, 2008). Aus diesem Grund wurde eine computergestützte Registriermethode - das DIR[®]-System - entwickelt. Hierbei kann die Kieferschließkraft durch eine in der Registrierplatte des Unterkiefers integrierte Kraftmesser (IPS-Sensor) gemessen werden (Vogel, 2008).

In dieser Studie wurde zur Messung der Muskelaktivität während der Registrierung mit dem DIR[®]-System zusätzlich ein EMG-Messsystem angelegt, um die Spannung der Muskeln während der Muskelaktivität abzuleiten. Dieses EMG-Signal entsteht aus dem Aktionspotential (von -80 mV auf +30 mV) der Muskelfasermembran und dem zugrundeliegenden Depolarisations-Repolarisationsablauf (Konrad, 2005). Im Fokus dieses kine-

siologischen EMGs liegt die Erfassung und Analyse der willkürlichen Muskelaktivierung bei funktionellen Bewegungen, posturalen Aktivitäten und Therapie- bzw. Trainingsübungen (Konrad, 2005).

Das DIR[®]-System ermöglicht damit eine Behandler unabhängige objektive Registrierungen, da der Proband die Kieferschließkraft neuromuskulär und artikulär aufzeichnet und dies in einer graphischen Darstellung mitverfolgen kann. Die Messung erfolgt unter definiertem physiologischem Kaudruck und kann jederzeit reproduziert und archiviert werden (Gesellschaft für Funktionsdiagnostik DIR[®] System GmbH & Co. KG; Vogel, 2008).

Alternativ kann die Kieferrelation bei bezahnten Patienten auch in der maximalen Interkuspitationsposition mit Hilfe eines Durchbissregistrates bestimmt werden. Hierbei beißt der Patient in seiner habituellen Interkuspitation zusammen.

Im Zuge dieser Untersuchung sollte die Muskelaktivität mittels Oberflächen-EMG während verschiedener Verfahren der Kieferrelationsbestimmung sowie in Ruhelage, bei Ermüdung und während maximaler Kieferschließkraft evaluiert werden. Die Kieferrelationsbestimmung erfolgt zum einen in der manuell geführten zentrischen Kondylenposition (ZKP), in maximaler Interkuspitation (MI) sowie der Dynamic Intraoral Registration (DIR[®])-Position.

Auf Basis des DIR[®]-Registrats wurde eine Okklusionsschiene für alle Probanden hergestellt. Nach dreimonatiger Tragezeit erfolgt eine erneute Reevaluation aller Probanden.

Folgende Fragen sollen beantwortet werden:

1. Inwieweit verändert sich die Ruhelage (RTR) und die Muskelermüdung (FTR) der rechten und linken M. masseter und M. temporalis durch die Schienentherapie (Vergleich von Zeitpunkt T0 und T1)?
2. Wie verhält sich die Muskelaktivität (BTR) des rechten und linken M. masseter und M. temporalis anterior bei verschiedene Verfahren der Kieferrelationsbestimmungen vor (T0) und nach (T1) der Schienentherapie?
3. Wie verändert sich die Muskelaktivität (BTR) des rechten und linken M. masseter und M. temporalis anterior durch die Schienentherapie (Vergleich der Zeitpunkte T0 und T1)?

4. Wie symmetrisch ist die Muskelaktivität (POC-Koeffizient) des M. masseter und M. temporalis anterior bei verschiedene Verfahren zur Kieferrelationsbestimmungen vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie?
5. Wie verhält sich die Torque-Koeffizient bei verschiedenen Verfahren zur Relationsbestimmung?
6. Wie verändert sich die symmetrische Muskelaktivität (POC) bzw. der Torque-Koeffizient (TC) durch die Schienentherapie (Vergleich der Zeitpunkte T0 und T1)?

2. Grundlagen

2.1 Die Kaumuskulatur

2.1.1 Anatomie

Bei der detaillierten Betrachtung der Anatomie und Funktion des Kausystems darf nicht vergessen werden, dass das Kausystem als funktionelle Einheit des Gesamtorganismus auch stets in Zusammenhang mit diesem betrachtet werden muss (Zäh und Reinhart, 2003). Das Kausystem ist in den Bewegungsapparat durch knöcherne und muskuläre Elemente eingebunden. Der Unterkiefer ist über die Mundbodenmuskulatur mit der Schulterregion und der Oberkiefer über die Schädelknochen mit der Nackenmuskulatur verbunden (Zäh und Reinhart, 2003). Damit stellt die Kaumuskulatur mit ihrer neuralen Steuerung ein sehr komplexes und damit schwieriges Gebiet dar (Vogel, 2008). Die Kaumuskulatur ist sowohl an der Sprachbildung beteiligt und hat zugleich auch die Aufgabe durch den Kauakt die Nahrung für die Verdauung vorzubereiten. Die Kaumuskulatur unterscheidet sich grundlegend von der Skelettmuskulatur, da sie eine wesentlich kompliziertere Morphologie hat und teilweise diametral entgegengesetzt arbeitet (Vogel, 2008). Das komplexe Bewegungsmuster des Unterkiefers durch Bewegungen im Kiefergelenk wird durch das Zusammenspiel von Kau- und Kauhilfsmuskulatur, wie suprahyale Muskulatur, ermöglicht (Linke und Pfitzer, 2008; Lotzmann et al., 1989; Lotzmann und Steinberg, 1993; Matuso et al., 1992). Dabei befindet sich der jeweilige Muskelursprung an Knochenelementen des unbeweglichen Gesichtsschädels. Das andere Ende des Muskels setzt an dem zu bewegenden Unterkiefer an. Zu den Kaumuskeln im engeren Sinne gehören der M. masseter, der M. temporalis, sowie die M. pterygoidei mediales und laterales (Linke und Pfitzer, 2008; Steiniger, 2011; Schumacher und Kubota, 1998; Schumacher, 1997). Abgesehen vom M. pterygoideus lateralis bilden sie die Gruppe der Kieferschließer und sind zugleich die größten und kräftigsten Muskeln des Kausystems (Linke und Pfitzer, 2008; Steiniger, 2011; Gühring und Barth, 1992). Die akzessorisch am Kauvorgang beteiligte Muskulatur umfasst die mimische Muskulatur, die kraniale und kaudale Zungenbeinmuskulatur, die Zungenmuskeln, die Gaumen- und Schlundbogenmuskulatur, die Schlund- und Kehlkopfmuskulatur sowie die Hals- und Nackenmuskulatur (Linke und Pfitzer, 2008; Lotzmann et al., 1989; Lotzmann und Steinberg, 1993; Matuso et al., 1992).

2.1.2 Musculus masseter

Der kräftigste Kaumuskel, der M. masseter, ist maßgeblich am Kieferschluss beteiligt und besteht aus zwei Portionen: eine oberflächliche, schräg stehende Pars superficiales und eine tiefe, senkrecht verlaufende Pars profunda (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Troiano, 1967). Die Pars superficialis entspringt an dem anterioren zwei-drittel des Arcus zygomaticus und bildet mit der an den posterioren drittel des Arcus zygomaticus entspringenden Pars profunda eine Tasche (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Waldeyer und Mayet, 1993). Die Pars profunda inseriert an der Außenfläche des Ramus mandibulae und kann bis zum Proc. coronoideus hinreichen, sodass eine Verbindung mit dem Temporalismuskel zustande kommt (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Waldeyer und Mayet, 1993). Der Ansatz des Pars superficialis befindet sich an der Seitenfläche des Ramus mandibulae bis herunter zum Kieferwinkel an der Tuberositas masseterica (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008). Die Pars profunda ist ihrem Bau nach von Pars superficialis unterschieden; sie besitzt feinere Muskelfasern und auffallend viele Muskelspindel (Linke und Pfitzer, 2008). Der Massetermuskel ist an der Adduktion und Protrusion der Mandibula beteiligt. Eine unilaterale Kontraktion führt zu einer Laterotrusion der entsprechenden Unterkieferseite (Linke und Pfitzer, 2008; Waldeyer und Mayet, 1993).

2.1.3 Musculus temporalis

Der M. temporalis ist ein flächenförmiger Muskel. Sein Ursprung bedeckt die Außenseite der Facies temporalis zwischen der Linea temporalis inferior und Crista infratemporalis. Die vorderen oberflächlichen Abschnitte des M. temporalis entspringen von der Hinterfläche des Os zygomaticum und den angrenzenden Abschnitten des Os frontale und der Al major des Os sphenoidale an der Fascia temporalis (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Gühring und Barth, 1992). Der Faserverlauf ist hier nahezu vertikal. Die am weitesten dorsal gelegenen tiefen Abschnitte entspringen im hinteren Bereich des Os parietale nahe der Sutura lambdoidea am Planum temporale. Diese Fasern verlaufen nahezu horizontal. Eine tiefe mediale Muskelportion entspringt an der Schädelbasis zwischen Crista infratemporalis und dem Eingang der Fossa pterygopalatina (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Gühring und Barth, 1992). Der

Ansatz umgreift mit seiner kräftigsten Sehne zur Spitze und medialen Fläche des Proc. coronoideus mandibulae (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Troiano, 1967; Waldeyer und Mayet, 1993). Die Hauptfunktion des Temporalis liegt als stärkster Kaumuskel in der Adduktion. Die tiefen medialen Abschnitte bewirken eine Protrusion. Der hintere drittel des Muskels wirkt bei der Retrusion mit (Linke und Pfitzer, 2008;).

2.1.4 Musculus pterygoideus medialis

Der M. pterygoideus medialis ist mit dem M. masseter durch einen Sehnenstreifen verbunden und bildet mit diesem eine Muskelschlinge, in der die Mandibula aufgehängt ist (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Waldeyer und Mayet, 1993). Der M. pterygoideus medialis entspringt in der Fossa pterygoidea an der äußeren Lamina lateralis des Processus pterygoideus des Osis sphenoidalis und mit wenigen Fasern auch vom Tuber maxillae. Der Muskel inseriert an der Tuberositas pterygoidea an der Innenseite des Angulus mandibulae (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Waldeyer und Mayet, 1993). Der M. pterygoideus medialis wirkt mit bei der Protrusion, Adduktion und Lateriotrusion des Unterkiefers und ist somit ein Synergist des M. masseter (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Waldeyer und Mayet, 1993).

2.1.5 Musculus pterygoideus lateralis

Der M. pterygoideus lateralis wird als zweiköpfiger Muskel beschrieben. Das größere Caput inferius hat seinen Ursprung an der Außenfläche der Lamina lateralis des Processus pterygoidei und inseriert in der Fossa pterygoidea des Processus condylaris mandibulae (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Waldeyer und Mayet, 1993). Das kleinere Caput superius hat seinen Ursprung an der Facies und Crista infratemporalis der Ala major der Osis sphenoidalis und inseriert in das mediale Drittel des anterioren Bandes des Discus articularis (Weiglein, 2012; Linke und Pfitzer, 2008; Waldeyer und Mayet, 1993). Maßgebend am M. pterygoideus lateralis ist, dass der Ursprung **vor** dem Ansatz am Gelenkfortsatz liegt, wodurch die fast horizontal verlaufenden Muskelfasern die Mandibula nach vorne ziehen können (Weiglein, 2012). Der untere Kopf zieht den Kondylus nach ventral und kaudal und leitet damit die Mundöffnung ein (Aumüller et al., 2010; Rees, 1954; Waldeyer und Mayet, 1993). Unilaterale Kontraktion führt zur

Mediotrusion, bilaterale Kontraktion zu Protrusion und Abduktion des Unterkiefers. Der obere Kopf leitet die Mundöffnung, durch Zug des Discus articularis nach vorne, ein. Seitwärtsbewegungen erfolgen bei kontralateraler Kontraktion mit Unterstützung der übrigen Kaumuskulatur (Aumüller et al., 2010; Grant, 1973; und Mayet, 1993).

2.1.6 Histologische und physiologische Grundlagen der Kaumuskulatur

Die Skelettmuskulatur ist aus vielkernigen, sogenannten Muskelfasern, aufgebaut. Diese Muskelfasern definieren die motorische Einheit und haben die Aufgabe, durch ein Motoneuron innerviert, mechanische Kraft auszuüben (Huxley und Hanson, 1954; Gratzl, 2005; Ludin, 1997; Welsch, 2006). Es handelt sich bei den Muskelfasern um Riesenzellen mit einem Durchmesser von 10-100 μm und einer Länge von 10 - 13 cm. Das charakteristische Merkmal der Skelettmuskulatur ist die Querstreifung. Diese Querstreifung kommt durch Hunderte, dicht aneinander gelagerte, 0,5 – 1 μm dicke Myofibrillen, die das Sarkoplasma bis zu 80% auffüllen, zu Stande.

Mikroskopische Untersuchungen zur Struktur des Muskels am Lichtmikroskop zeigen, dass die quergestreifte Muskulatur abwechselnd aus optisch dichten und weniger dichten Bereichen aufgebaut ist (Konrad, 2005). Die dichten dunklen Bereiche bezeichnet man als A-Streifen (anisotrop). Sie sind doppelbrechend und weisen einen hohen Brechungsindex auf. Die weniger dichten hellen Bereiche sind die nicht doppelbrechenden I-Streifen (isotrop) (Gratzl, 2005; Konrad, 2005). Die A-Streifen sind durch eine zentrale Aufhellung (H-Zone), der nur aus dicken Filamenten besteht, gekennzeichnet, durch deren Mitte eine dünne Linie, die M-Linie (Mittelstreifen), läuft (Gratzl, 2005; Konrad, 2005; Welsch, 2006). Die I-Streifen sind hingegen durch die dunkle Z-Scheibe (Zwischenscheibe) unterteilt, die einen hohen Brechungsindex aufweist (Gratzl, 2005; Konrad, 2005). Die Aktinfilamente sind an den Z-Scheiben befestigt und strahlen von beiden Seiten in das mittig liegende Myosinfilamentbündel ein (Huxley und Hanson, 1954; Gratzl, 2005). Die Grundeinheit des Muskels ist das zwischen zwei Z-Scheiben eingeschlossene Sarkomer, die aus longitudinalen dicken Myosin- und dünnen Aktinfilamenten besteht, und als das kontraktile Apparat der Muskelfaser bezeichnet werden (Huxley und Hanson, 1954; Gratzl, 2005; Brenner, 2010; Ludin, 1997; Welsch, 2006). Eine Myofibrille ergibt sich aus vielen hintereinander geschalteten Sarkomere.

Die Streifung entsteht dadurch, dass die Z- Streifen aller Myofibrillen einer Muskelfaser in etwa auf gleicher Höhe liegen und die Sarkomere gleich lang sind. Die Muskelfasern sind mit einer elektisch erregbare Oberflächenmembran, das Sarkolemm, umgeben (Huxley und Hanson, 1954; Gratzl, 2005; Ludin, 1997; Welsch, 2006).

Anfang der 1950-er Jahre wurde das Phänomen der „gleitenden Filamente“ entdeckt. Dabei wird während der Muskelkontraktion der bisher weniger dichtere Muskelfaseranteil (mit der niedrigsten Proteinkonzentration) am dichtesten (Konrad, 2005). Der Muskelfaser verkürzt sich indem die dünneren Aktinfilamente über die dichteren Myosinfilamente gleiten. Die einzelnen Filamente verändern hierbei ihre Länge nicht. Die Energiequelle für die Muskelkontraktion stellt das Adenosintriphosphat (ATP), und nicht wie immer angenommen das Phosphokreatin, dar (Konrad, 2005).

Anhand elektronenmikroskopischer Aufnahmen konnte gezeigt werden, dass beide Arten von Filamenten (Aktin- und Myosinfilamente) durch kleine „Querbrücken“ miteinander verbunden sind; es handelt sich dabei um die gestaffelt angeordneten Myosinmoleküle, aus denen die Myosinfilamente bestehen (Konrad, 2005). Es wurde nachgewiesen, dass es sich bei diesen Myosin-Aktin-Verbindungen um jene Stellen handelt, an denen die Muskelkraft entsteht. Zugleich konnte auch gezeigt werden, dass die Querbrücken für die ATPase-Aktivität des Myosins verantwortlich sind (Konrad, 2005). In Abwesenheit von ATP heften sie sich an die Aktinfilamente fest. Durch Zugabe von ATP kann diese starke Bindung wieder gelöst werden. Für die Umsetzung des physiologischen Substrats Magnesium-ATP ist Myosin alleine ein schlechtes Protein, eine Kombination aus Aktin und Myosin dagegen ein sehr wirksames Komplex (Konrad, 2005).

Nach Zugabe von ATP verändert sich der Neigungswinkel der Querbrücken (Myosinköpfchen) zur Filamentachse deutlich. In Abwesenheit von ATP beträgt der Neigungswinkel 45 Grad, nach Zugabe von ATP erhöht er sich auf 90 Grad (Konrad, 2005). Diese zyklische Orientierungsänderung erzeugt die notwendige Verschiebungskraft, die aufgrund ihrer rudernähnlichen Bewegung auch als „Kraftschlag“ bezeichnet wird (Konrad, 2005). Die neurale Kontrolle der Muskelkontraktion wird als die motorische Einheit bezeichnet. Sie wird definiert als der Zellkörper und die Dendriten eines Motorneurons, seines Axons, die motorische Endplatte und die durch sie erfassten Muskelfasern (Konrad, 2005).

2.1.6.1 Die Muskelfasertypen

Die Beschreibung der Muskelfunktion erfolgt über die Aufteilung in Kraft und Geschwindigkeit, da Muskelfasern im Gesamtorganismus nicht gleichartig bezüglich ihrer Dicke, Organellenbesatzes und physiologischen Merkmale sind. Jeder Muskel bildet ein kompliziertes Netz von funktionellen Einheiten mit unterschiedlichen Arten von langsamen, schnellen und intermediären Muskelfasern. Die Muskelfasern werden in FT-(fast twitch; Typ II-Faser) und in ST-(slow twitch; Typ I-Faser) Fasern unterteilt (Goldspink, 1977; Suvinen und Kempainen, 2007; Welsch, 2006).

Die FT-Fasern (weiße Fasern), die einen glykolytischen Stoffwechsel haben, kontrahieren schnelle und kräftige, was aber mit einer ebenso schnellen Ermüdung einhergeht. Sie kontrahieren sich auf ein Aktionspotential hin nach dem Alles-oder-Nichts-Gesetz (Vogel, 2008; Welsch, 2006). Im Faserspektrum der Adduktoren überwiegen mit 75-80% die schnellen FT-Fasern. Die FT-Fasern werden weiter unterteilt in Fasern des Typs IIA und Typs IIX (auch Typ IIB genannt). Die Typ IIA-Fasern (rote Fasern) sind schlanker und sind mit aerobem (oxidativem) Stoffwechsel ausgestattet (Vogel, 2008; Welsch, 2006). Die Typ IIX-Fasern haben einen glykolytischen Stoffwechsel und wenig Mitochondrien. Sie kontrahieren am schnellsten und können eine sehr hohe Leistung über einen kurzen Zeitraum erbringen. Sie zeigen jedoch eine schnelle Ermüdung (Goldspink, 1977; Welsch, 2006). Die Typ IIX-Fasern machen bis zu 45% die Fasern des M. masseter aus. Die Typ IIA-Fasern hingegen halten hohe Leistungen über einen langen Zeitraum durch und liegen von der Schnelligkeit zwischen Typ IIX- und Typ I-Fasern (Goldspink, 1977; Vogel, 2008; Welsch, 2006).

Beide Fasertypen (IIA und IIX) weisen sowohl Myosin als auch anderer kontraktile Proteine auf, die den Querbrückenzyklus in kurzer Zeit durchlaufen. Die Typ II-Fasern haben einen relativ großen Durchmesser und sind kapillar- und mitochondrienarm (Goldspink, 1977; Welsch, 2006). Die Regeneration ihres Energiebedarfs erfolgt vor allem durch die anaerobe Glykolyse mit dem Endprodukt Laktat. Eine Anhäufung des Laktats führt bei wiederholten Bewegungen zur Ermüdung. Allerdings ermüden Typ IIA-Fasern langsamer, weil sie einen höheren Mitochondriengehalt sowie einen gut ausgeprägten metabolischen Mechanismus aufweisen (Goldspink, 1977; Welsch, 2006).

Die ST-Fasern (Typ I-Fasern), die für langsame und lang anhaltende Kontraktion stehen, sind auf Grund des aeroben Stoffwechsels weniger ermüdbar. Sie benötigen zur Kontraktion mehrere Nervenimpulse und besitzen nur einen Myosintyp bzw. kontraktiles Protein mit einem relativ langsamen Verlauf des Querbrückenzykluses. Sie sind kleinflächig, kapillar- und mitochondrienreich. Die starke Triglycerideinlagerung bei hoher Lipoprotein-Lipase-Aktivität ermöglicht eine ausgiebige Fettverbrennung. Zur Laktatbildung kommt es hier nur bei sehr hohem Energieumsatz (Goldspink, 1977; Hollmann und Hettinger, 2000; Vogel, 2008; Welsch, 2006). Typ I-Fasern finden sich vor allem in Muskeln, die an der Körperhaltung beteiligt sind und werden bei allen Bewegungen stets als erste herangezogen. Typ II-Fasern werden erst dann zugeschaltet, wenn es darum geht, Bewegungen mit hoher Leistung umzusetzen (Goldspink, 1977; Hollmann und Hettinger, 2000).

Christensen stellte 1981 fest, dass der M. temporalis ant. vorwiegend ST-Fasern enthält und sich der Energiemetabolismus des M. temporalis ant. von dem des M. masseter unterscheiden könnte. Im Allgemeinen ist aber die Muskelermüdung während einer isometrischen Kontraktion mit einer konstanten Kraft (Kapitel 2.1.6.2) von der Proportion der Muskelfasertypen abhängig (Ueda et al., 2002).

Bei kontinuierlichem Krafttraining kann eine Fasertypenumwandlung im Muskel induziert werden, wenn dieser von Natur aus über eine gemischte Faserverteilung verfügt. Dabei kommt es zu einer partiellen oder kompletten Umwandlung von Typ IIX- in Typ IIA-Fasern bzw. von Typ IIA- in Typ I-Fasern. Wird dann wieder ein Schnelligkeitstraining betrieben, kehrt das Faserspektrum wieder zu seinem Ursprungszustand zurück (Spomedial, 2011).

2.1.6.2 Mechanismus der Kontraktion

Eine Muskelkontraktion wird durch die Summe vieler Sarkomerverkürzungen ausgeführt. Dabei gleiten die Aktin- und Myosinfilamente mit unveränderter Länge aneinander vorbei, während die Sarkomere sich um 20 - 30% verkürzen. Dieser Prozess läuft unter der Bezeichnung der Gleitfilamenttheorie ab (Brenner, 2010; Welsch, 2006). Die kontraktile Filamente selbst verkürzen sich nicht. Die Aktinfilamente dringen bei der Bewegung bis tief in das Zentrum der Sarkomermittle vor und können sich sogar

überlappen. Die Myosinfilamente nähern sich dem Z-Streifen. In der kontrahierten Myofibrille sind demnach der I- und H-Streifen verkürzt, während der A-Streifen konstant bleibt (Huxley, 1974; Brenner, 2010; Welsch, 2006). Dieser wesentlicher Vorgang bei der Kontraktion wird durch die sogenannte Querbrückenbildung ermöglicht. Hierbei verbinden sich die Myosinköpfe (bzw. Querfortsätze) des Myosinfilaments im Kontraktionsprozess mit einem benachbarten Aktinfilament (Huxley, 1974; Schmidt und Lang, 2007; Welsch, 2006). Ausgelöst wird die Kontraktion durch einen Nervenimpuls eingeleiteten Einstrom von Kalzium aus dem glatten sarkoplasmatischen Retikulum in die Myofibrille (Welsch, 2006). Durch eine Kippbewegung der Myosinköpfe rudern diese die Aktinfilamente nach dem Tauziehprinzip alternierend zur Sarkomermitte. Eine makroskopische Bewegung entsteht durch die molekulare Bewegung unzähliger, in Reihe geschalteter Sarkomere (Huxley, 1974; Welsch, 2006). Die biochemische und physiologische Grundlage dieser Vorgänge stellt das Aktionspotential und die mit ihr verbundenen De- und Repolarisationsabläufe an der semipermeable Muskelfasermembran der Muskelzellen dar (Huxley, 1974). Dabei beruhen Muskelverkürzung und Muskelkraft beide auf demselben Grundprozess des Querbrückenzykluses (Brenner, 2010). Bei einer isometrischen Kontraktion entwickelt ein Muskel ohne Längenänderung unabhängig von der Spannung Kraft. Wenn sich der Muskel bei der Kraftentwicklung verkürzt und die Spannung ändert, wird von auxotonischer Kontraktion gesprochen (Hescheler und Pfitzer, 2013). Bei einer isotonischen Kontraktion verkürzt sich der Muskel bei konstant einwirkender Spannung. Die Kraft bei der isometrischen Kontraktion hängt von der Vordehnung des Muskels bzw. von der Sarkomerlänge ab. Wird die Muskelfaser über die Optimallänge hinaus gedehnt, nehmen die Filamentüberlappungen und die Muskelkraft ab (Hescheler und Pfitzer, 2013).

2.1.6.3 Kieferschließkraft

Die Kieferschließkraft ist die beim aufeinanderpressen der Zahnreihen entwickelte Kraft. Sie ist größten Teils abhängig von der Zahl der okkludierenden Zahnpaare. Weiterhin wird die Kieferschließkraft auch vom Alter, Geschlecht, Beschaffenheit der Kaumuskulatur und Art des Zahnersatzes beeinflusst (Gühring und Barth, 1992). Die maximale Kieferschließkraft liegt theoretisch zwischen 1500 N und 2000 N (Gühring und Barth, 1992).

Die aktive Leistung aller Kaumuskel liegt bei ca. 400kg. Dabei entwickelt 1kg Gewicht einen Druck bzw. Zug von 9,8 N (Newton). Aus einer Kieferöffnung von 15-20mm kann die größte Kieferschließkraft erzeugt werden. Bei dieser Weite der Kieferöffnung wird im M. masseter die niedrigste EMG-Aktivität gemessen (Bumann und Lotzmann, 2000).

Die Kieferschließkraft kann entweder elektromyographisch während einer Funktionsausübung oder statisch bei isometrischer Krafterübung gemessen werden (Gühring und Barth, 1992; Zahnwissen-Lexikon, 2010). Im Allgemeinen haben Männer eine größere Kieferschließkraft als Frauen. Männer erreichen mit 45 Jahren und Frauen mit 35 Jahren ihre maximale Kieferschließkraft. Die mittlere maximale Kieferschließkraft bei jungen gesunden männlichen Erwachsenen beträgt 847 N. Bei jungen gesunden weiblichen Erwachsenen liegt der Wert bei 597 N (Waltimo und Könönen, 1993). Mit dem Alter vermindert sich die Kraft um ca. 50 %. Dies wird u. a. mit einer Verkürzung der Zahnreihe begründet (Pereira et. al., 2007; Zahnwissen-Lexikon, 2010). Patienten mit CMD-Symptomen zeigen ebenfalls eine geringere Kieferschließkraft als symptomfreie Patienten. Demnach reduziert ein hypertropher Muskel die Kieferschließkraft (Pereira et.al., 2007; Zahnwissen-Lexikon, 2010).

Die tatsächlich angewendeten Kräfte beim Zerkleinern von Nahrung liegen bei 20-35 N (Gühring und Barth, 1992; Jäger und Schneider, 1992). Bei Stresseinwirkung kommt es bei Bruxismus zu einer Steigerung der Kräfte um 300 % bis 600 % und damit zu Kräften von bis zu 800 N (Jäger und Schneider, 1992). Bei längerer Einwirkung dieser Kräfte kann dies eine Schädigung im Zahnhalteapparat, des Zahnschmelzes sowie Myoarthropathien verursachen (Jäger und Schneider, 1992; Zahnwissen-Lexikon, 2010).

2.2 Kieferrelationsbestimmung

Eine möglichst präzise und reproduzierbare Registrierung des Unterkiefers ist für eine atraumatische Okklusion und Artikulation auf adjustierten Oberflächen und Zahnersatz erforderlich (Utz et al., 1992; Fröhlich und Körber, 1978). Ferner ist sie für die Funktionsdiagnostik und -therapie nicht nur von Bedeutung, sondern auch obligat (Utz et. al., 1992).

Die Auffassung über die physiologisch richtige Unterkieferposition, deren Festlegung und Übertragung in den Artikulator, ist von dem Verständnis der Anatomie und Physio-

logie des Kausystems abhängig (Gernet, 1982). Dennoch gibt es bis heute nach Lotzmann (1994) weder in der Praxis noch in der Lehre ein allgemein anerkanntes theoretisches und praktisches Konzept zur Bestimmung der physiologischen Kondylenposition. Nach Meyer (1993) können die meisten Konzepte zur physiologischen Zuordnung der Kondylen in der Fossa articularis inhaltlich in drei Positionen eingeteilt werden: die primär ligamentäre, die biomechanische oder die neuromuskuläre Kondylenposition. Eine Vielzahl von Autoren zieht die Einstellung der Unterkieferlage in der neuromuskulär determinierten zentrischen Kondylenposition vor (Diedrichs und Kordass, 1993; Gerber, 1970; Gernet, 1980; Hupfaut, 1971; Sperr, 1978).

Als Kieferrelation wird die vertikale, sagittale und transversale Lagebeziehung der Kiefer zueinander unter Berücksichtigung der Ruhelage des Unterkiefers und der Kondylenposition bezeichnet (Fuhr und Reiber, 1993). Es existieren zahlreiche Methoden zur vertikalen und horizontalen Bestimmung der Kieferrelation (McKee, 1997). Die jeweils angewandte Technik ist von der Erfahrung des Behandlers abhängig (Ash, 1995). Dennoch gibt es bezüglich der geeigneten Technik und des Einstellens einer physiologischen Unterkieferposition bisher keinen Konsens (Baker et al., 2005). Die Bestimmung der vertikalen Kieferrelation muss aber der Bestimmung der horizontalen Kieferrelation vorausgehen, da eine vertikale Änderung zwangsläufig eine horizontale Änderung nach sich zieht (Palla, 2005).

2.2.1 Vertikale Kieferrelationsbestimmung

Die vertikale Kieferrelationsbestimmung dient der Festlegung einer (therapeutischen) okklusalen vertikalen Dimension (OVD) (Türp et al., 2006). Dabei unterscheidet man zwischen einer physiologischen und physikalischen vertikalen Relation.

Die physiologische Relation bezeichnet die unbewusste Abstandhaltung des Unterkiefers zum Oberkiefer bei geschlossenen Lippen. Diese wird als habituelle bzw. posturale Unterkieferlage (Interokklusalabstand), Ruheschwebe oder free-way space (gemessen als vertikale Distanz des UK-Inzisalpunkts zwischen dem Zustand der Ruheschwebe und dem Okklusionskontakt), oder anders formuliert der Interokklusalabstand der OK/UK-Inzisivi bezeichnet. Sie ist keine genau definierte Unterkieferposition (Palla, 2005; Türp et al., 2006), sondern eine dynamische Gleichgewichtslage, die ständig dem Ein-

fluss mehrerer endo- und exogener Faktoren unterliegt (Palla, 2005; Türp et al., 2006). Ihre Größe beträgt 1 mm bis 3 mm (Türp, 2006). Es ist heute erwiesen, dass die Muskeln auch in der habituellen Unterkieferlage, das heißt auch in Ruhezustand einen leichten Tonus aufweisen, den Haltungs- oder posturalen Grundtonus (Palla, 2005). Die Ruhelage hängt damit vom Aktivitätszustand (Tonus) der Adduktoren ab, der zum Ausgleich der nach kaudal gerichteter Schwerkraft erforderlich ist (Hupfau, 1971; Koeck und Bierwirth, 1986; Fuhr und Reiber, 1993; Palla, 2005). Der Aktivitätszustand der Adduktoren wiederum ist vom Alter, Gesundheitszustand, emotionaler Verfassung und vielen anderen Faktoren abhängig. Aus diesem Grunde ist der in der Fachliteratur angegebene Interokklusalabstand lediglich ein Richtwert (Palla, 2005; Türp et al., 2006). Die Bestimmung des free-way-space (Ruheschwebe) kann durch die Gesichtsproportionen (geometrisch-ästhetische Methode), eine vom Schluckvorgang beeinflusste habituelle Unterkieferposition (Schluckmethode), phonetisch mit Hilfe der Bestimmung des geringsten Sprechabstandes (phonetische Methode), kephalometrisch im Fernröntgenseitenbild (kephalometrische Methode), mittels einer myozentrischen Methode und durch eine unbewusste Abstandshaltung bei entspannter Kiefermuskulatur (neuromuskuläre Methode) erfolgen (Fuhr und Reiber, 1993; Palla, 2005; Pound, 1977; Rossbach und Polanetzki, 1975; Türp et al., 2006; Tryde et al., 1974). In der Regel wird die vertikale Kieferrelation in Okklusion 1 mm bis 4 mm kranial der Ruhelage bestimmt (Fuhr und Reiber, 1993). Die retrudierte Kontaktpunktposition wird als physikalische Relation bezeichnet (Hupfau, 1971; Koeck und Bierwirth, 1986).

Auf physiologischer Ebene ist der Grundtonus der Elevatoren auf den monosynaptischen Dehnungsreflex zurückzuführen. In dem motorischen Nervensystem ist dabei ein hierarchischer Aufbau zu erkennen (Palla, 2005). Die Körperhaltung wird auf verschiedenen Stufen des Zentralnervensystems reguliert. Die tiefste Stufe befindet sich auf spinaler oder trigeminaler Ebene (Palla, 2005). Der segmentale Dehnungsreflex ist das niedrigste Element in diesem hierarchischen System. Somit fehlt der Dehnungsreflex im Nichtwachzustand und wird im Wachzustand sofort wieder eingeschaltet (Palla, 2005).

Der Tonus der Elevatoren in der habituellen Unterkieferlage wird nicht nur durch den Dehnungsreflex bestimmt. Der Haltungstonus wird weiter auch durch die Stimmungslage, die emotionale Motivationslage, Gefühle und Emotionen wie mentale Konzentration, Nervosität, Spannung und den Arousalzustand verstärkt. Das führt zu einer Zunah-

me des Muskeltonus (Palla, 2005).

Das motorische System hat eine sensomotorische und eine emotionale Komponente, die ihren Ursprung im limbischen System haben. Das sensomotorische System reguliert die Sinneswahrnehmung und die motorischen Funktionen (Willkürmotorik) (Palla, 2005). Das emotionale System ist für verschiedene, spezifisch emotionale Verhaltensmuster zuständig. Demzufolge kann der Tonus der Elevatoren in bestimmten emotionalen Situationen wie Stress, Nervosität, Konzentration, Angst usw. zunehmen. Der Interokklusalabstand kann dann absinken oder sogar verschwinden (Zähnepressen) (Palla, 2005).

2.2.2 Horizontale Kieferrelationsbestimmung

Auf Grund der Schanierachsencharakteristik des Unterkiefers führt eine Änderung in der Vertikalen zwangsläufig auch zu eine Änderung in der Horizontalen (Palla, 2005). Dies ist der Grund, weshalb die horizontale Kieferrelationsbestimmung (KRB) erst nach der vertikalen KRB erfolgt (Palla, 2005; Lucia, 1991).

Das angestrebte Ziel bei der horizontalen KRB ist, die Kondylen in zentrischer Position und auf der muskulären Schließbahn zu registrieren (Lucia, 1991; Palla, 2005). Die verschiedenen Definitionen der zentrischen Relation beruhen nicht auf wissenschaftlichen Daten, sondern auf der Meinung einzelner Autoren, auf ihren Techniken zur Bestimmung der zentrischen Kondylenposition und auf dem Konzept der Reproduzierbarkeit (Palla, 2005). Die zentrische Relation wird unter anderem durch die Stellung des Kopfes zum Rumpf, die psychischemotionale Verfassung, den Muskeltonus, die Tageszeit, propriozeptive Einflüsse und Vorhandene Schmerzen beeinflusst (Türp et al., 2006). Es werden prinzipiell zwei Methoden zur Bestimmung der horizontalen Lage diskutiert: zum einen die muskelgeführte und zum anderen die manuell geführten und ligamentär definierte Unterkieferposition (Fuhr und Reiber, 1993).

In der Praxis lassen sich drei Unterkieferpositionen als Referenzpositionen des Unterkiefers zum Gesichtsschädel unterscheiden: Die maximale Interkuspitation (maximaler Vielpunktkontakt), die zentrische Kondylenposition und die habituelle Unterkieferlage (siehe dazu Kapitel 2.3). Die habituelle Lage des Unterkiefers wird sowohl durch neuromuskuläre Perzeption des Patienten als auch von der Schwerkraft bestimmt (Palla, 2005; Türp et al., 2006).

Gerber (1964) setzt das Ziel der horizontalen KRB in eine gelenkbezüglich zentrierte Lage des Unterkiefers. Dabei sollen die beiden Kondylen bei habitueller (maximaler) Interkuspitation und aufrechter Kopfhaltung im Zenit der Gelenkgruben, also an höchster Stelle, stehen (sog. zentrale Relation). Dabei darf im Gelenk weder eine Kompression (Stauchung) noch eine Distraction (Dehnung) vorliegen. Die Registrierung erfolgt bei dem Vorgehen nach Gerber, wie erstmals von McGrane (1946) angegeben, mit Hilfe der intraoralen Stützstiftmethode. Mittels eines Oberkiefer-Stützstifts wird auf einer im Unterkiefer befindlichen Registrierplatte eine intraorale Pfeilwinkelregistrierung ausgeführt. Der Unterkiefer erfährt dabei eine Dreipunktstützung. Zwei Abstützungspunkte befinden sich im Kiefergelenk (Kondylen) und einer auf der Registrierplatte (Stützstift) (Strub et al., 1999).

Weitere Registrierverfahren wie der Masseter-Griff (Gysi, 1930), die Walkhoff'sche Bisskugel (Schuyler, 1932; Walkhoff, 1926) - sie verstärkt aufgrund der nach hinten verlagerten Zunge die Retrusionsbewegung des Unterkiefers (Koeck und Lückerath, 1995) -, die Kieferschließkraft-Bestimmung (Boos, 1940), die Kalotten-Bissnahme (Fehr, 1948), die Aufzeichnung des Adduktionsfeldes (Spring, 1953), das Mundwinkel-Phänomen (Köhler, 1958), die Schluckbissnahme (Hromatka, 1959; Spring, 1953) - dabei kontrahieren die muskulären Adduktoren und Retraktoren (Böttger und Häupl, 1959; Fröhlich und Körber, 1978; Hromatka et al., 1966; Palla, 1991) -, der Resultantenbiss (Silverman, 1964) oder die Myo-Monitor-Registrierung (Jankelson et al., 1975) sind ebenfalls beschrieben, gewannen aber nicht an Popularität (Utz et al., 1994).

2.3 Bestimmungsmöglichkeiten der therapeutischen Unterkieferposition

Die exakte Bestimmung der Relation stellt in der restaurativen Zahnheilkunde die größte Schwierigkeit dar. Es werden vielfältige Verfahren und Formen für die sogenannte Bissnahme gelehrt (Vogel, 2007). Doch ein objektiver Maßstab für eine nachvollziehbare Betrachtung fehlt bisher. Es ist hauptsächlich den manuellen und individuellen Fähigkeiten des Behandlers überlassen, die zentrische Position zu finden (Vogel, 2007).

Gysi (1908) zieht zur Relationsbestimmung den „gotische Bogen“ heran. McCollum (1921) wendet zur Kieferrelationsbestimmung die Scharnierachse an. Sheppard et al. (1959) beforzugt die intermediale (nicht retrale) Lage zur Relationsbestimmung, in der

Kiefergelenk, Zähne und Muskulatur im Gleichgewicht stehen. Während Lauritzen et al. (1964) die terminale Scharnierachse kritisieren (Vogel, 2007). Die MI hingegen wird bei weitgehend erhaltenem Stützzonen und stabiler Verzahnung in Betracht gezogen (Utz et al., 2010).

2.3.1 Maximale Interkuspitation (MI)

Die maximale Interkuspitation ist die Position, in die der Kiefer sich gewohnheitsmäßig schließt und zu einer maximalen Verzahnung der vorhandenen Zähne führt (Utz et al., 2010). Die Unterkieferlage ist dabei zum Oberkiefer in allen drei Raumrichtungen festgelegt. Sie wird bei erhaltenen Stützzonen und stabiler Verzahnung ausschließlich von der Okklusion bestimmt (Utz et al., 2010).

Nur wenn der Patient funktionsgesund ist und kleine „Restorationen“ (wie zum Beispiel Gussfüllungen, Einzelkronen oder kleine Brücken) durchgeführt werden sollen, wird die MI für die prothetische Arbeit übernommen. Die MI liegt in der Nähe der ZKP (Lückerath, 1999). Bei asymptomatischen Patienten soll sie sogar mit der ZKP übereinstimmen. Bei einer Vielzahl von vollbezahnten Probanden konnte jedoch gezeigt werden, dass die MI ventro-kaudal und lateral im Vergleich zur ZKP liegt (Bumann und Lotzmann, 2000).

Die MI wird mittels eines intraoralen Durchbissregistrates (Quetschbiss) mit oder ohne schädelgelenkbezügliche Übertragungstechniken bestimmt. Nach diesem Registrat werden dann die Modelle miteinander verschlüsselt (Lückerath, 1999).

2.3.2 Zentrische Kondylenposition (ZKP)

1992 definierte die Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik in der DGZMK die zentrische Kondylenposition als „kranioventrale, nicht seitenverschobene Position beider Kondylen bei physiologischer Kondylus-Diskus-Relation und physiologischer Belastung der beteiligten Gewebe“. Türp (2006) zeigt jedoch, dass es bei der zentrischen Kondylenposition eine Ungewissheit darüber gibt, in welcher Position sich das Kondylus-Diskus-Komplex relativ zu den temporalen Gelenkstrukturen genau befindet. Zudem stellt Türp (2006) fest, dass es keine allgemein akzeptierte Methode zur Bestimmung der ZKP gibt.

Für die ZKP-Bestimmung sind viele verschiedene Methoden entwickelt worden, von

denen die meisten keine große Verbreitung gefunden haben. Zahlreiche Techniken sind mit einem hohen Maß an Übung und Erfahrung des Behandlers verbunden und gehen deshalb mit unterschiedlichen, vom Behandler abhängigen Registrierergebnissen einher (Koeck, 1979; Lentener et al., 1997).

2.3.2.1 Manuelle ZKP-Bestimmung

Bei der manuellen Registriertechnik wird der Unterkiefer mit Hilfe der Grifftechniken nach Lauritzen oder Dawson durch den Behandler in eine kranioventrale Kondylenposition manipuliert (Hanau, 1929; Lauritzen, 1972). Bei der Technik nach Lauritzen (1974) steht der Behandler neben dem Patienten und übt bei leicht geöffnetem Mund mit der Daumenspitze bzw. der Daumenknöchel ein Druck auf dem Unterrand des Unterkiefers aus. Damit wird der Unterkiefer nach posterior gedrückt. Gleichzeitig wird mit Hilfe des Zeige- und Mittelfingers die Richtung nach kranial vorgegeben. Bei der Grifftechnik nach Dawson (1973) wird der Unterkiefer in dieselbe Richtung geführt. Allerdings wird dies bimanuell durchgeführt. Dabei steht der Behandler hinter dem Patienten, die Daumen am horizontalen Unterkieferast liegend und die Unterarme in der Verlängerung der Medianebene des Kopfes positioniert (Utz et al., 2010; Türp et al., 2006).

Bei beiden Techniken muss der Behandler fühlen, dass der Patient relaxiert ist und sich vom Behandler führen lässt, das heißt eine geringe Muskelaktivität vorhanden ist. Beide Grifftechniken sind damit abhängig von der aufgewendeten Kraft des Behandlers, mit der er den Unterkiefer führt und dem Anspannungszustand der Muskulatur des Patienten. Dadurch erfahren die Registrierergebnisse während der Unterkieferführung (Walton, 2004) erhebliche Unterschiede. Somit sind diese Techniken nicht unbedingt reproduzierbar.

2.3.2.2 Instrumentelle ZKP-Bestimmung

Als instrumentelle Möglichkeit zur Bestimmung der ZKP sind die Stützstiftregistrierung (Gysi, 1930; Phillips, 1927) und die Aufzeichnung des Adduktionsfeldes (Denen, 1938; Spring, 1953) üblich (Utz et al., 1994).

McGrane (1949) zeigte, dass die Voraussetzung, um eine von den Kiefergelenken

abhängige Unterkieferposition bestimmen zu können, eine intraorale Stützstiftregistrierung mit Ausschaltung der antagonistischen Zahnkontakte ist. Alle heute bekannten Verfahren sind Modifikationen der von McGrane begründeten Methode (Gerber, 1955; Kolndorffer und Willner, 1988).

Mit Hilfe eines zentralen Stützstiftes, der an der Oberkieferplatte angebracht wird, kann auf einer im Unterkiefer horizontal verlaufenden Schreibplatte ein Pfeilwinkel (Gotischer Bogen) aufgezeichnet werden. Der Pfeilwinkel stellt spiegel- und seitenverkehrt die Unterkiefer-Grenzbewegungen dar. Die Spitze stellt die retraleste Kondylenposition (Gelenkzentrik), aus der noch eine zwanglose Laterotrusionen möglich sind, dar. Durch die Verwendung des Stützstiftes bei der Registrierung wird die Vertikaldistanz zwangsläufig angehoben (Palla, 2005; UTZ et al., 1994). Die Vergrößerung des vertikalen Abstandes sollte jedoch so klein wie möglich gehalten werden (Utz et al., 2002). Die intraorale Stützstiftregistrierung stellt eine leicht anzuwendende, gut reproduzierbare und wenig von der Behandlererfahrung abhängige Registriermethode zur Kieferrelationsbestimmung dar (Borchers et al., 1979; Koller et al., 1983; Utz et al., 1990; Utz et al., 1993). Die Position des Stützstiftes in der Transversal- und Sagittalebene ist zwar bei der Zentrierung der Gelenke nicht entscheidend, hat aber einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis der Registrierung (Jakstat, 1993; Jüde et al., 1990; Linsen et al., 2006; Vogel et al., 1990).

Für die Einstellung der horizontalen Kieferrelation bei der intraoralen Stützstiftregistrierung gelten folgende Richtlinien: Verschlüsselung auf der Spitze, wenn keine Vorbehandlung der horizontalen Kieferrelation durchgeführt wurde. Verschlüsselung leicht hinter der Spitze (0,3-0,5 mm) auf der Protrusionsbahn, wenn eine Vorbehandlung der horizontalen Kieferrelation durchgeführt wurde (Palla, 2005). Zur Fixierung der mit der Pfeilstiftregistrierung aufgenommenen Positionen wurde jahrzehntelang Abformgips benutzt. Seit einiger Zeit werden auch additionsvernetzende Hartsilikone angeboten, die leicht verarbeitbar sind und eine lange Lagerungsstabilität besitzen. Es stellte sich heraus, dass auch die Größe der aufgewendeten Kraft während der Pfeilwinkelaufzeichnung und während der Verschlüsselung eine entscheidende Rolle zukommt (Roggen-dorf und Voigt, 2008). Utz et al. (1994) wies darauf hin, dass mit der zentralen Stützstiftregistrierung neben der zentrischen Kondylenposition auch eine muskeldominante Unterkieferhaltung festgelegt werden kann.

Obwohl eine ausreichende Genauigkeit für die intraoralen Stützstiftregistrierung nachgewiesen ist, birgt diese Methode eine mögliche Fehlerquelle in sich (Linsen, 2006). Bei hohen Kieferschlusskräften verstärkt sich die Kranialbewegung der Kondylen, wodurch der Kondylarspalt komprimiert wird (Linsen, 2006). Die Kondylenbewegung erfolgt nicht symmetrisch nach kranial, sondern verursacht eine Kippung des Unterkiefers zur Vorzugsseite. Die Ursache hierfür liegt in der asymmetrischen Aktivität der Mm. masseterici und temporales (Linsen, 2006). Diese Fehlerquelle soll mit Hilfe des DIR[®]-System vermieden werden.

Das DIR[®]-System stellt eine Methode zur myozentrischen Bestimmung der Kieferrelation dar. Dieses System dient der zentrischen KRB. Sie basiert auf Grundlagen der von Gysi/ McGrane beschriebenen KRB-Verfahren unter Haltung eines definierten physiologischen Kaudrucks (10-30 N). Indem der Patient sich selbst unter Führung des Behandlers neuromuskulär und artikulär aufzeichnet, wird eine weitgehend behandlerunabhängige, objektive und reproduzierbare Messtechnik garantiert (Vogel, 2007). Dietzel (2009) hat in seiner Dissertation die Behandlerunabhängigkeit und Reproduzierbarkeit des DIR[®]-Systems nachgewiesen.

2.3.3 Myozentrische Position

Die Myozentrik ist eine muskelgeführte Lage des Unterkiefers. Diese neuromuskuläre Kondylenposition wird mittels T.E.N.S. (Transkutane Elektro–Neuro–Stimulation) und mit Hilfe eines Myomonitors behandlerunabhängig ermittelt. Der Patient muss dabei eine aufrechte Körper- und gerade Kopfhaltung einnehmen (Bumann und Lotzmann, 2000; Harth, 2011; Jankelson und Swain, 1972; Jankelson und Radke, 1978a, 1978b; Schöttl, 1991). Die Kaumuskulatur wird dann durch rhythmische Elektrostimulation entspannt. Aus dieser physiologisch entspannten Ruhe-Schwebelage schließt der Patient um zwei bis drei Millimeter zwanglos in die „myozentrische“ Unterkieferposition. Auch bei gesunden Patienten liegt die Myozentrik ventral der maximalen Interkuspitation (Bumann und Lotzmann, 2000; Harth, 2011; Jankelson und Swain, 1972; Jankelson und Radke, 1978a, 1978b; Schöttl, 1991). Die resultierende Position kann daher nicht als physiologische Schließbewegung angesehen werden (Utz et al., 2010). Denn die Kondylen werden aus einer neuromuskulär festgelegten zentrischen Lage zum Schädel

ventrokaudaler positioniert und ihre Stellung in der Gelenkpfanne wird bei der Registrierung nicht berücksichtigt (Harth, 2011).

Hintergrund für die Anwendung dieses Verfahrens sind Verspannungen der Kaumusku­latur, die zu einer Verfälschung der Kieferrelation führen. Die in den Muskeln be­findlichen Sinneszellen (Dehnungs- und Spannungsrezeptoren) merken sich diese Zwangsstellung (für den Patienten die 'Normalstellung') und die Muskeln verkrampfen (Bumann und Lotzmann, 2000; Harth, 2011; Jankelson und Swain, 1972; Jankelson und Radke, 1978a, 1978b; Schöttl, 1991).

Um diesen Teufelskreis von Verspannung, Fehlfunktion und Schmerz zu durchbrechen, wird die T.E.N.S. angewendet. Die Verkrampfung und die gespeicherte Zwangsstellung sollen durch dieses Verfahren gelöscht werden (Bumann und Lotzmann, 2000; Harth, 2011). Mittels eines Reizstromes wird die Kaumusku­latur kurzzeitig minimal kontrahiert. Auf diese Weise kommt es zu einer Senkung des Unterkiefers. Erst nach 30 bis 60 Minuten kommt es zu einer Entspannung und somit auch verbesserten Durchblutung der Muskulatur (Bumann und Lotzmann, 2000; Harth, 2011).

2.3.4 Reproduzierbarkeit der Unterkieferposition

Utz verwies 1990 auf die retrudierte Position als reproduzierbarste Kondylenposition. In dieser Grenzposition wurden die Kondylen manuell durch den Behandler in eine retrale, kraniale und seitengleiche Grenzposition forciert und gegen die dünnsten, avaskulären Teile der zugehörigen Disken artikuliert.

2004 verweist Schichler in seiner Dissertation auf die Unerlässlichkeit einer repro­duzierbaren Kondylenposition und führt drei weitere Positionen ein: die dorsale, ventro­kraniale und die myozentrische Kondylenposition.

Laut Kohno et al. (1988) und Utz et al. (1992) ist die Pfeilwinkel- bzw. Stützstiftre­gistrierung nach Gerber behandlerunabhängig und somit reproduzierbar. Der Unterkiefer wird durch den Stützstift und die Kondylen an drei Punkten abgestützt, so dass beide Kondylen zentriert werden (Strub et al., 2005). Auch Tarantola et al. (1997) verweisen auf die Reproduzierbarkeit der zentrischen Relation. Die Reproduzierbarkeit bei der Stützstiftregistrierung liegt im Kiefergelenkbereich bei Vollbezahnten bei ca. 0,4-0,5 mm, wobei die Unterkieferposition im Vergleich zu anderen Verfahren jedoch weiter anterior

und kranial liegt (Utz et al., 2010). Palla (2005) pointiert, dass die zentrische Kondylenposition nicht mit der physiologischen Position gleich zu setzen ist. Bei mehrfacher Registrierung zeigt die ZKP eine große intra- und interindividuelle Variabilität (Türp et al., 2006). Die maximale Interkuspitation hingegen ist eindeutiger zu reproduzieren als die zentrische Kondylenposition (Utz et al., 2010), da die ZKP im allgemeinen um den Faktor 10 schlechter zu reproduzieren ist als die MI (Lentner et al., 1997). Keshvad und Winstanley (2003) konnten in ihrer Studie belegen, dass die Aufzeichnung des gotischen Bogens die geringste Reproduzierbarkeit aufweist. Zuvor konnten Utz et al. (2002) nachweisen, dass die aktive kinngeführte Technik, abhängig vom Registriermaterial, eine höhere Reproduzierbarkeit als die passive zentrale Stützstiftregistrierung aufweist. 2007 belegten Utz et al. zusätzlich die höhere Reproduzierbarkeit der MI in einem Bereich von 0,14-0,42 mm in der X-Achse, 0,11-0,56 mm in der Y-Achse und 0,09-0,41 mm in der Z-Achse gegenüber der ZKP. Behandlergeführte Unterkieferpositionen sind hingegen mit einer Genauigkeit von 0,05-0,4 mm reproduzierbar (Piehslinger et al., 1993; Shafagh et al., 1975; Tarantola et al., 1997; Utz et al., 2007). Aber auch die Tageszeit, Muskeltonus, die Körperhaltung, emotionaler Stress und Schmerzen beeinflussen die Reproduzierbarkeit der ZKP (Shafagh et al., 1975; Obrez und Türp., 1998). Denn während die MI durch die Okklusion mit einer taktilen Sensibilität von 0,01-0,1 mm (Utz et al., 2007) bestimmt wird, wird die ZKP durch weniger feste Strukturen wie Knorpel, Ligamente und Muskeln bestimmt (Piehslinger et al., 1993; Shafagh et al., 1975).

Weiterhin ist ein wichtiger Faktor bei der Kieferrelationsbestimmung die aufgebrachte Kieferschließkraft. Klitzschmüller (2011) konnte in ihrer Untersuchung mit Hilfe der Axiographie (EPA) nachweisen, dass die DIR[®]-Position (dynamic intraoral registration) eine höhere Reproduzierbarkeit der Kondylenposition aufweist als die MI und die manuell geführte ZKP.

2.3.5 Einfluss der Kieferschließkraft

Es gibt viele Untersuchungen bezüglich der maximalen Kieferschließkraft und ihren Zusammenhang mit Veränderung im Muskelgewebe, Schliffacetten, parodontalen Rezeptoren und reflektorischer Muskelkraftverringerng, ebenso über stressbedingte Kie-

ferschließkraftveränderungen und das Kieferschließkraftdifferenzierungsvermögen (Eriksson et al., 1981; Ferrario et al., 2000, 2006; Jakstat, 1991, 1993; Jakstat und Gutschow, 1991; Jüde et al., 1990, 1991; Naeije et al., 1989; Pereira et al., 2007; Rönqvist, 1973; Saha, 2008; Sheikholeslam und Riise, 1983; Suvinen et al., 2003; Vogel, 2007, 2008, 2009)

Die Messung der Kieferschließkraft stellt in der Diagnostik einen verlässlichen Parameter zur Befundung eines erkrankten bzw. gesunden Kausystems dar (Ahlgren und Öwall, 1970; Mansour und Reznik, 1975; Pruim et al., 1978; Widmalm und Ericsson, 1982). Mit Hilfe von Messsystemen wie zum Beispiel dem T-Scan[®] III-System (Fa. Tekscan, South Boston, MA/USA) können intraorale Kontaktmuster unter Einbeziehung der Zeit und der Kraftvektoren aufgezeichnet werden (Garg, 2007; Reza Moini und Neff, 1991). Dabei wird ein intraoral angebrachter Sensor zur Aufzeichnung der Kieferschließkraft in vertikaler und horizontaler Richtung eingesetzt. Die gemessene Kieferschließkraft wird von der Größe der Mundöffnung (Manns et al., 1979), der vertikalen Höhe des Mittelgesichtes (Proffit et al., 1983) und der horizontalen oder vertikalen Muskelfasern der Kaumuskel (Dechow und Carlson, 1983; Ringqvist, 1973a, b) beeinflusst.

Beim bezahnten Patienten nimmt die Anzahl und Größe der okklusalen Kontaktflächen mit Zunahme der Kieferschließkraft zu (Gurdsapsri et al., 2000; Kumagai et al., 1999). Laut Manns et al. (1979) können die größten Kieferschließkräfte bei einer Mundöffnung von 20mm gemessen werden.

2.3.5.1 Einfluss der Kieferschließkraft auf die Stützstiftregistrierung

Die während des Kieferschlusses angewendete Kraft beeinflusst signifikant die Ergebnisse der Stützstiftregistrierung (Jakstat, 1991; Jüde et al., 1990, 1991). Die aufgewendete Kraft soll sich in einem Bereich von 10N bis 30N bewegen (Jakstat und Gutschow, 1991).

Hohe Kieferschließkräfte bewirken eine Verstärkung der Kranialbewegung der Kondylen und führen daher zur Kompression des Kondylarspaltes (Linsen et al., 2006). Je stärker die Kieferelevatoren (M. temporalis, M. masseter, M. pterygoideus) angespannt werden, desto effektiver ist die Zugrichtung nach kranial. Bereits in früheren Untersuchungen wurde auf die während der Stützstiftregistrierung angewendete Kieferschließkraft, die

die Kondylenposition beeinflusst, hingewiesen (Jüde et al., 1990; Utz et al., 1992). Die Kondylenbewegung nach kranial erfolgt dabei nicht symmetrisch. Die Kieferschließkraft hat neben der Positionierung des Stützstiftes einen Einfluss auf die Kondylenbahnbewegung und verursacht die Kippung des Unterkiefers zur Vorzugsseite (Linsen et al., 2006). Die Ursache liegt in den unterschiedlichen Muskelvolumen auf beiden Kieferseiten. Dieser Unterschied entsteht durch das Kauen auf einer Vorzugsseite und damit durch eine asymmetrische Aktivität der Mm. masseterici und Mm. temporales (Jüde et al., 1991; McCarroll et al., 1989; Naeije et al., 1989).

2.4 Grenzbewegungen des Unterkiefers

Der Ablauf der Unterkieferbewegung findet in allen drei Raumrichtungen (der Horizontal-, Sagittal- und Frontalebene) statt. Daher lassen sich die Unterkieferbewegungen vereinfacht mit einem Dreiachsensystem veranschaulichen, dessen Nullpunkt im Kondylus liegt. Dabei steht die Scharnierachse in Bezug zum Unterkiefer in einer festen Position, während sie zum Oberkiefer variabel ist (Kubein et al., 1980).

In der Sagittalebene verlaufen die Bewegungen der Kondylen auf einer gekrümmten Bahn. Der Winkel (Kondylenbahnwinkel) zwischen einer Geraden, die durch zwei Punkte der Kondylenbahn verläuft, und einer Referenzebene, die durch zwei Schädelbezugspunkte definiert wird, dient zur Bestimmung der Neigung dieser Bahn (Krogh-Poulsen, 1983).

In der Horizontalebene bewegen sich die Kondylen des Unterkiefers bei der Seitwärtsbewegung in zwei Richtungen. Eine Bewegung führt die Kondylen von der Medianebene fort (Laterotrusionsseite, Arbeitsseite). Die andere führt die Kondylen zu dieser Ebene hin (Mediotrusionsseite, Nichtarbeitsseite). Bei der Laterotrusion erfährt der Arbeitskondylus in der Regel eine geringe Lateralverlagerung (Bennettbewegung) (Krogh-Poulsen, 1983). Die Bennettbewegung kann entweder zu Beginn (immediate side shift) einsetzen oder gleichmäßig (progressive side shift) in der Lateralbewegung mitverlaufen (Klineberg, 2001; Okeson, 2008; Slavicek, 2000; Weber, 2003; Walton, 2004).

Die Unterkieferbewegung wird sowohl von der Kiefergelenksanatomie, als auch von den dazugehörigen Bandapparaten, der Muskulatur und den Interkuspitationskontakten bestimmt (Fröhlich und Körber, 1978; Ramfjord, 1971). Der Unterkiefer ist über das Kiefer-

rgelenk (genauer: über Gelenkkapsel, Bänder und Muskeln) beweglich an der Schädelbasis aufgehängt. Die Kondylen sind über den Discus articularis in der Fossa mandibularis gelagert (Zäh und Reinhart, 2003). Ihre Bewegungen werden durch das Tuberculum articulare nach vorne hin bestimmt. Bei der Okklusionsbewegung beeinflusst die Form der Zähne die Bewegungsbahn des Unterkiefers mit. Das Gelenk ist von Gelenkkapsel und Bändern umgeben (Zäh und Reinhart, 2003).

Aufgrund dieser physiologischen Gegebenheiten ist das Kiefergelenk das einzige Doppelgelenk im menschlichen Körper. Denn jede Bewegung des einen Kondylus führt durch die starre Verbindung des Unterkiefers unweigerlich auch zu einer Bewegung des kontralateralen Kondylus. Es lassen sich drei Hauptbewegungen unterscheiden:

1. Scharnierbewegung (Rotation um die Mittelpunkte beider Gelenkköpfe)
2. Translationsbewegung (beide Gelenkköpfe gleiten in der Pfanne bzw. am Höcker)
3. Mahlbewegung bzw. Rotation (Ein Gelenkkopf gleitet in der Pfanne, der andere übt lediglich eine geringe seitliche Bewegung aus)

(Zäh und Reinhart, 2003).

Das Kiefergelenk bezeichnet man auch als Dreh-Gleit-Gelenk, denn jede Bewegung ist eine Kombination der o.g. Bewegungen. Somit können auch die Muskeln nicht nur einer Bewegungsrichtung zugeordnet werden (Zäh und Reinhart, 2003). Sie haben verschiedene Wirkungsrichtungen, die sich in Abhängigkeit von der Mundöffnung verändern. Jede Bewegung entsteht aus der Kombination vieler einzelner Muskelaktivitäten zusammen mit der Geometrie des Gelenks und der Zahnhöcker (Zäh und Reinhart, 2003).

2.4.1 In der Sagittalebene

Zur Veranschaulichung der Grenzbewegungen in der Sagittalen dient das Posselt-diagramm. In diesem werden die Grenzbewegungen des Unterkiefers innerhalb der gelenkfernen Region des Inzisalpunktes umschrieben. Die folgende Abbildung stellt den Verlauf des auch als „envelope of motion“ bezeichnete Figur dar (Suckert, 1992):

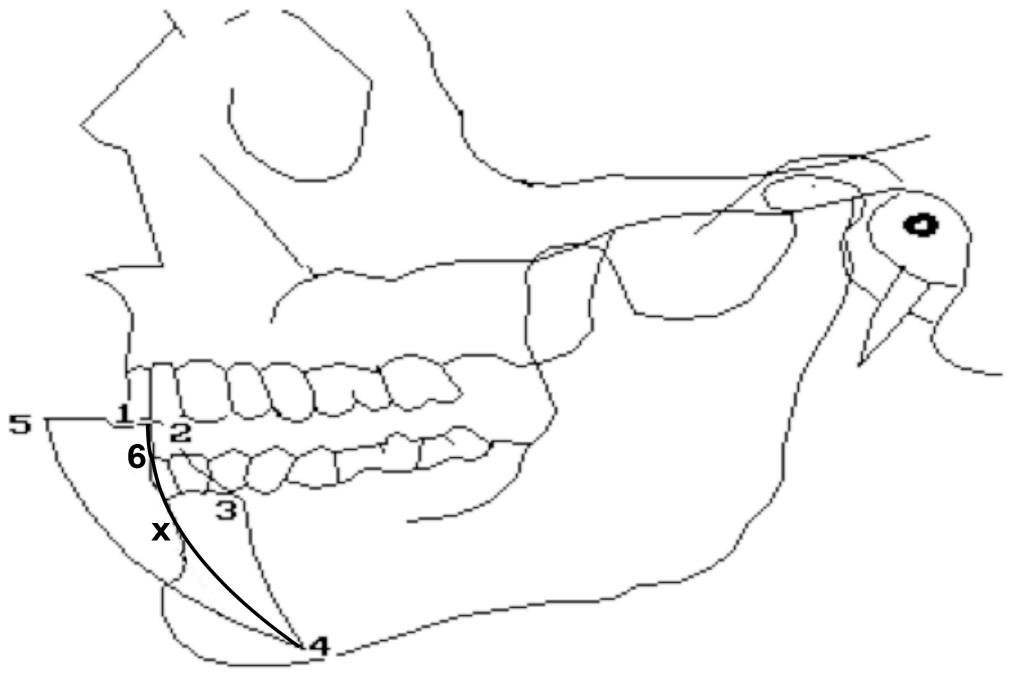


Abb. 1: Das Posseltdiagramm: Unterkieferbewegung in der Medianebene; 1 = interkuspitationsposition, 2 = maximal retrudierte Kontaktposition, 3 = Ende der terminalen Schanierachsenbewegung, 4 = maximale Mundöffnung, 5 = maximal protrudierte Kontaktposition, 6 = Ruheposition (Ruheschwebe), Linie X = habituelle Kieferöffnung/-schluss (Rotations- und Translationsbewegung der Kondylen), (<http://www.dr-menges.de/fkkiefergelenk.htm>)

Die maximale Retrusion (Abb. 1 Punkt 2) beträgt 0,5 mm bis 1,5 mm, die maximale Protrusion (Abb. 1 Punkt 5) bis 11 mm und die maximale Mundöffnung (Abb. 1 Punkt 4) 40 mm bis 50 mm. Bei der Mundöffnungsbewegung aus dem maximalen Interkuspitationsposition (Abb. 1 Punkt 1) bis zum Ende der terminalen Schanierachsenbewegung (Abb. 1 Punkt 3) findet überwiegend eine Rotation (Drehbewegung; Scharnierbewegung) des Kondylus statt. Die Mundöffnung liegt hier bei 20-25 mm. Bei einer Weiterführung der Mundöffnung bis zur maximalen Mundöffnung findet überwiegend eine Translationsbewegung (Gleitbewegung; Schiebewegung) statt. (McNeill, 1997; Posselt, 1952, 1968; Ramfjord und Ash, 1971, 1992; Strub et al., 2005).

2.4.2 In der Horizontalebene (Transversalebene)

Projiziert man die Grenzbewegungen (Protrusion, Retrusion und Seitwärtsbewegung) des Unterkiefers in der Horizontalebene, entsteht die Figur des typischen „Pfeilwinkel“-Musters, das auch als gotischer Bogen bezeichnet wird (Boos, 1940; Borchers et. al., 1979; Celenza, 1973; Engelmeier, 2005; Gysi, 1908, 1929; Körber, 1980; Ramfjord und Ash, 1971; Schuyler, 1932). Diese Figur, die von den Unterkieferschneidezähnen gezeichnet wird (Fröhlich und Körber, 1978; Ramfjord und Ash, 1992), entsteht aufgrund der Kondylenmorphologie durch die Protrusions-, Laterotrusions- (Arbeitskondylus) und Mediotrusionsbewegung (Ruhekondylus). Intraoral wird der Pfeilwinkel an Hand der klassischen Stützstiftregistrierung nach Gerber dargestellt. Dabei stellt die Spitze des Pfeilwinkels (siehe Abb. 2) die retraleste Unterkieferposition, aus der noch zwanglos Laterotrusionsbewegungen möglich sind, dar (Kohno et al., 1988; Strub et al., 2005).

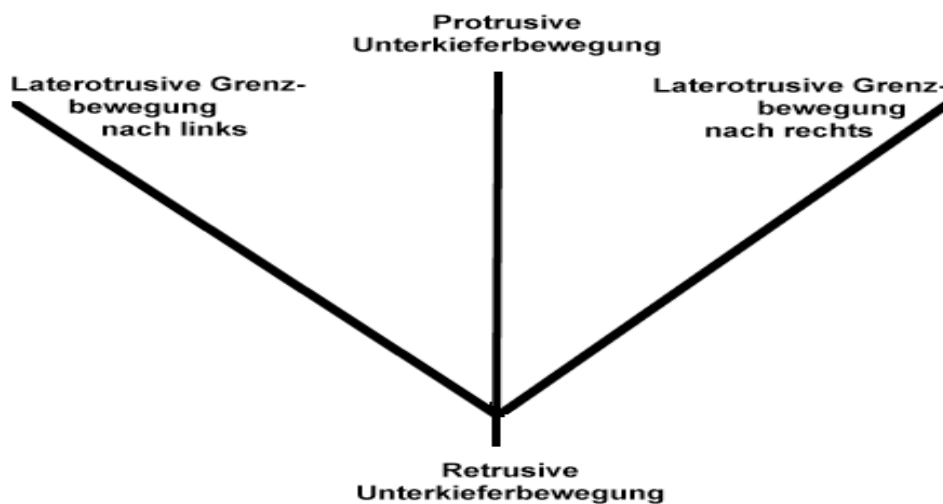


Abb. 2: Das Pfeilwinkeldiagramm zeigt die Grenzbewegungen des Unterkiefers in der Horizontalebene bei der Protrusion und Laterotrusion

Ein symmetrisch gezeichneter Pfeilwinkel weist auf einen ungestörten Bewegungsablauf der Gelenke und eine koordinierte Muskelführung hin (Palla, 2005). Der Arbeitskondylus (Laterotrusions- bzw. ruhender Kondylus) unterscheidet sich charakteristisch in seinem Bewegungsverlauf von dem der Nicht-Arbeitsseite (Mediotrusions- bzw. schwingender Kondylus) (Lückerath, 1999). Als Bennetbewegung wird das auftretende seitliche

Versetzen des Unterkiefers zur Arbeitsseite während der Seitwärtsbewegung bezeichnet. Dabei führt der Kondylus auf der Balanceseite (Mediotrusionsseite) eine größere Bewegungsbahn durch als der Kondylus auf der Arbeitsseite (Laterotrusionsseite). Die Bewegungsbahn der Kondylus auf der Balanceseite wird noch ein Mal unterteilt in den „immediate side shift“ und den „progressive side shift“. Vor der eigentlichen Seitwärtsbewegung erfolgt eine kleine initiale Medialverschiebung, die „immediate side shift“. Darauf folgt eine kontinuierliche, synchron zur Lateralbewegung verlaufende Bewegung, die „progressive side shift“ (Strub et al., 2005). Weiterhin wird die Translationsbewegung der Kondylen auf der Seite des Arbeitskondylus unterschieden in Laterosurtrusions- (lateral-kränial), Laterodetrusions- (lateral-kaudal), Lateroretrusions- (lateral-dorsal) oder Lateroprotrusions- (lateral-ventral) Bewegung, da die Translationsbewegung nicht als reine Lateralbewegung abläuft (Lehmann und Hellwig, 2009).

2.4.3 Zusammenwirken der Muskeln bei der Kieferbewegung

Die Kaumuskeln werden entsprechend ihrer Funktion in zwei Hauptgruppen eingeteilt: die Kieferschließer (Adduktoren) und die Kieferöffner (Abduktoren). Die Mm. masseter, temporalis und pterygoideus medialis gehören zur Gruppe der Adduktoren. Der M. pterygoideus lateralis ist ein Abduktor. Die oberen und unteren Mm. hyoidei sind indirekte Abduktoren (Vogel, 2008).

Der Kieferschluss wird durch den M. masseter, den M. pterygoideus medialis und durch die senkrechten Fasern des vorderen Drittels des M. temporalis ausgeführt. Während der Schließbewegung sind die oberen Zungenbeinmuskeln aktiviert, um ein unkontrolliertes, zu schnelles Schließen zu verhindern (Gühning et al., 1992).

An der Kieferöffnung sind viele Muskeln direkt oder indirekt beteiligt. Unmittelbar beteiligt an der Bewegung sind der M. geniohyoideus, der M. mylohyoideus, der vordere Bauch des M. digastricus venter anterior und der untere Bauch des M. pterygoideus lateralis. Voraussetzung aber ist, dass das Zungenbein festgestellt ist. Die Fixierung des Zungenbeins wird dadurch erreicht, dass die untere Zungenbeinmuskulatur (musculi infrahyoidei) das Zungenbein nach unten ziehen und der M. stylohyoideus, zusammen mit dem M. digastricus venter posterior, das Zungenbein nach hinten oben ziehen (Gühning et al., 1992).

Die Protrusion wird in erster Linie vom unteren Bauch des M. pterygoideus lateralis durch beidseitige Kontraktion bewirkt. Auch der M. masseter und der M. pterygoideus medialis können den Unterkiefer ein klein wenig nach vorne ziehen, denn eine schneidende Wirkung der unteren Schneidezähne beim Abbeißen erfordert einen gleichzeitigen Druck gegen die Palatinalflächen der oberen Frontzähne (Gühning et al., 1992).

Bei der Laterotrusion wird durch die Kontraktion des linken oder rechten M. pterygoideus lat. (= einseitige Kontraktion) und unter schwacher Mithilfe des M. masseter und des M. pterygoideus med. derselben Seite der Unterkiefer auf die gegenüberliegende Seite gezogen. Die horizontalen Fasern des M. temporalis der Gegenseite halten dabei den gegenüberliegenden Gelenkkopf in der Gelenkgrube (Gühning et al., 1992). Auf der Arbeitsseite ist die Aktivität des M. temporalis höher als auf der Balanceseite und während einer eckzahngeführten Lateralbewegung ist die EMG-Aktivität niedriger als im Vergleich zu einer gruppengeführten Lateralbewegung (Bumann und Lotzmann, 2000).

Die Retrusion wird vor allem durch die horizontalen Fasern im hinteren Drittel des M. temporalis unterstützt von den oberen Zungenbeinmuskeln (M. suprahyoidei) bewirkt. Voraussetzung für diese Unterstützung ist aber die Fixierung des Zungenbeins durch die untere Zungenbeinmuskulatur (M. infrahyoidei), den M. stylohyoideus und den M. digastricus venter posterior. Außerdem muss der Unterkiefer durch die Kaumuskeln an einer Abwärtsbewegung gehindert werden (Gühning et al., 1992).

3. Material und Methoden

Die vorliegende Studie wurde unter der laufende Nummer 146/08 von der Ethikkommission der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität zu Bonn am 30. Juli 2008 genehmigt. Alle Probanden wurden in einem persönlichen Gespräch und in schriftlicher Form über das Ziel und den Zweck dieser Untersuchung informiert. Eine schriftliche Bereitschaftserklärung, an dieser Studie teilzunehmen, wurde von alle Probanden gegengezeichnet. Die erhobenen Daten wurden ohne personengebundene Informationen pseudonymisiert, gespeichert und weiterverarbeitet. Mit Hilfe von Code-Nummern wurden die Modelle, Registrare und Testdaten einander zugeordnet.

3.1 Probanden

Die Untersuchung wurde an 26 funktionsgesunden Probanden (18 weibliche und 8 männliche Probanden) durchgeführt. Der Altersdurchschnitt lag bei $30,6 \pm 9,5$ Jahren. Alle Probanden hatten eine geschlossene Zahnreihe, wobei sie entweder vollbezahnt oder prothetisch festsitzend versorgt waren. Ausschlusskriterium waren das Vorhandensein von Leitsymptomen einer craniomandibulären Dysfunktion (CMD), eine kieferorthopädische Vorbehandlung sowie ein Tiefbiss. Die vertikale Frontzahnstufe durfte einen Wert von 2 mm nicht überschreiten. Mittels des CMD-Kurzbefundes (Ahlers und Jakstat, 2007) wurden die Probanden auf Anzeichen einer CMD untersucht. Bei diesen CMD-Screening wurden folgende sechs Merkmale der CMD überprüft:

1. Asymmetrie der Mundöffnung
2. Einschränkung der Mundöffnung
3. Kiefergelenksgeräusche
4. Okklusale Geräusche
5. Druckdolenzen/ Schmerzen bei Palpation der Muskulatur (M. masseter, M. temporalis, M. digastricus)
6. Traumatische Exzentrik

Bei Vorliegen von weniger als einem positiven Befund ist eine dysfunktionelle Erkrankung des Kauorgans unwahrscheinlich, während bei zwei oder mehr positive Screening-Befunden die Wahrscheinlichkeit steigt, dass eine CMD vorliegt.

Es wurden nur Probanden zur Untersuchungsreihe zugelassen, bei denen das Vorliegen

einer CMD unwahrscheinlich war. Probanden ohne vollständige Zahnreihe (einschließlich der 7er) wurden ebenfalls von der Untersuchung ausgeschlossen, da bei diesen Probanden eine ideale Positionierung der DIR[®]-Schiene nicht gewährleistet ist.

3.2 Versuchsaufbau

3.2.1 Vorbereitende Maßnahmen

In der ersten Sitzung wurde von jedem Probanden ein Abdruck des Ober- und Unterkiefer mit einem irreversiblen Hydrokolloid (Alginoplast Fast Set; Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) genommen und mit Superhartgips ADA Typ IV (Octa-Scan denlat Stein; Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) ausgegossen.

Ein Gesichtsbogensystem (Arcus-Bogen; KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) wurde zum schädelbezüglichen Einartikulieren des Oberkiefermodells in einem halbjustierbaren Artikulator (PROTAR Evo 7; KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland) verwendet. Das Unterkiefermodell wurde mit einer manuell geführten ZKP-Registrierung mit Beauty-Pink-Wachs (Hydrocarbon-Wachsmischung mit einem Schmelzpunkt zwischen 59°C und 60°C, Ubert GmbH & Co. KG, Lohfelden, Deutschland) genommen. Zur Gewinnung der ZKP-Registrierung wurde der Handgriff nach Lauritzen (1972) benutzt.

Mit Hilfe der einartikulierten Modelle wurden für jeden Probanden (Dentallabor Arnold GmbH, Essen) individuelle DIR[®]-Messschablonen hergestellt. Die Ober- und Unterkieferschablonen wurden mittels eines präfabrizierten Trägersystems (DIR[®] System GmbH & Co. KG, Essen/Deutschland) und unter Verwendung von kaltpolymerisierendem C-Plast (Fa. Candulor AG, Wangen/ZH/Schweiz) hergestellt. Zunächst wurde die UK-Schablone (Abb. 4) für die Sensoraufnahme mit Knetsilikon fixiert und mittels C-Plast individuell angepasst. Zur optimalen Platzierung wurde am Unterkiefermodell die Mittellinie und eine Senkrechte in Höhe der Unterkiefer 6er angezeichnet. Falls der Unterkieferzahnbogen kleiner als die vorgefertigte Sensoraufnahme war, erfolgte die Anpassung der Schablone durch Abschleifen. Bei einem größeren Unterkieferzahnbogen wurde die Distanz mit Kaltpolymerisat (C-Plast) aufgefüllt. Zur Herstellung der OK-Schablone wurde ein Sensordummy in die Sensoraufnahme der UK-Schablone eingebracht und im OK der Stützstift in den Stützstiftträger eingesetzt (Abb. 3). Im

Oberkiefer erfolgte die Anpassung der Schablone analog zum Unterkiefer. Anschließend erfolgte die Ausarbeitung der Schablonen.

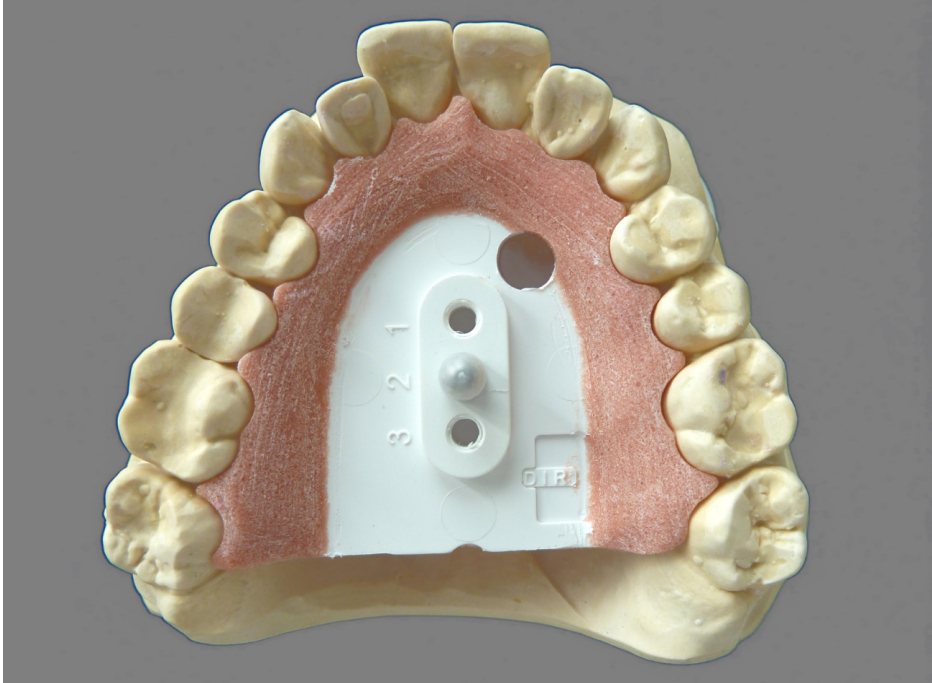


Abb. 3: DIR®-Oberkieferschablone mit Stützstift

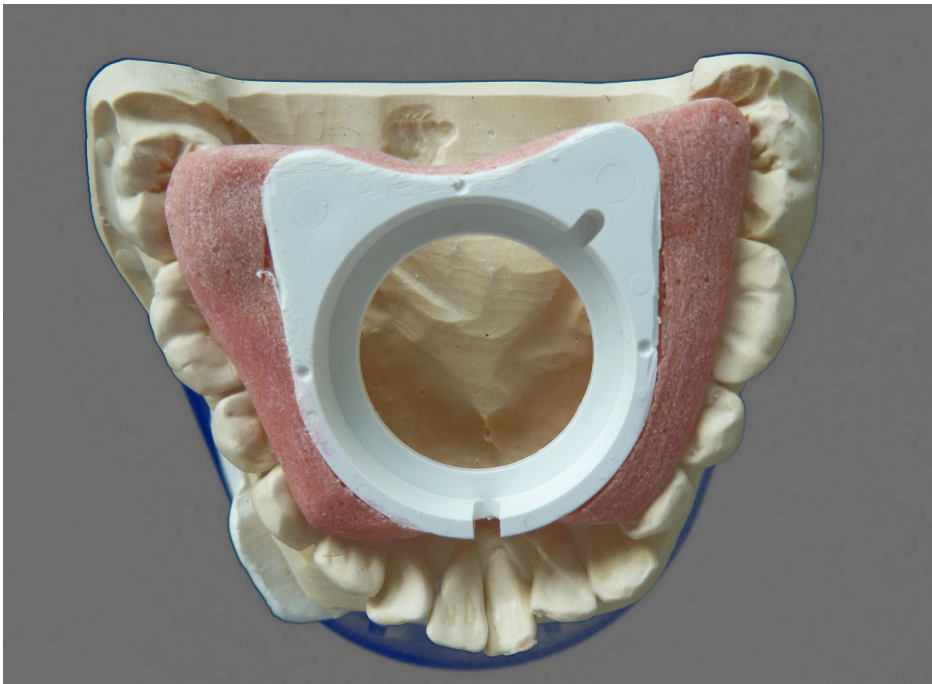


Abb. 4: DIR®-Unterkieferschablone

3.2.2 Probandenvorbereitung

Zuerst wurde bei den Probanden der Kopfumfang in Zentimeter gemessen. Danach wurde die DIR[®]-Messschablonen einprobiert. Dabei sollte ein sicherer und wackelfreier Sitz der Schablonen gewährleistet sein. Anschließend wurde der Sensordummy in der UK-Schablone eingebracht (Abb. 6) und der Stützstift in der OK-Schablone. Nach Anprobe der Schablonen und Einstellen der idealen Stützstiftlänge wurden die Schablonen wieder entfernt.

Anschließend wurde das Oberflächen-EMG-System (EMG-8, Zebris Medical GmbH) mit selbstklebenden Einweg (Ag/AgCl-Snap) Dual-Elektroden für die oberflächliche EMG-Anwendung (Noraxon Dual Elektrode Typ 272, Noraxon USA Inc, Scottsdale, Ariz) angelegt. Die Abmessungen der in Form einer 8 ausgebildeten Klebeflächen betrug 4 cm x 2,2 cm (19/16" x 7/8"). Der Durchmesser jeder der zwei kreisförmig leitenden Bereiche betrug 1 cm (7/16") und der Interelektrodenabstand 2 cm (3/4"). Die Elektroden (Impedanz weniger als 20 kV) wurden parallel in Richtung der Fasern der Muskelbäuche angebracht (Zebris Medical GmbH, 2006). Beim M. masseter musste der größte Muskelbauch zwischen den Elektroden und beim M. temporalis anterior die untere Elektrode über dem Jochbein und die obere Elektrode unter der temporalen Knochenleiste, nicht auf Schläfenhaare und möglichst fern vom Auge liegen. Für die richtige Platzierung der Elektroden wurde der Proband vor der Hautvorbereitung gebeten auf Watterollen zu beißen, um die Muskelbäuche besser palpieren zu können. Die Haut über der Aufzeichnungsposition wurde zur Verbesserung der Oberflächenableitung mit 70 %-igem Alkohol entfettet. Die Reinigung der Hautregionen über den Muskelbäuch des rechten und linken M. masseter und M. temporalis anterior erfolgte in Faserrichtung. Beim Anbringen der Elektroden wurde zuerst die Mitte und dann der Rand angedrückt, um die Polung zu erhalten. Eine Neutralelektrode wurde seitlich über dem 7-ten Halswirbel Übergang Hals/ Schulter, 1½ handbreit vom Ohr, an einer muskelfreien Zone gesetzt. Um eine statische Aufladung zu vermeiden, wurde der Elektrodenkabel zuerst an die EMG-Grundeinheit und dann über Easy Snap-Kontakte an die Elektroden am Probanden angeschlossen. Das Oberfläche-EMG wurde auf Fehlfunktion, fehlende Grundspannung und Grundmuster überprüft.

Um zu überprüfen, ob Signalqualität und –stabilität gewährleistet waren, wurde der Relaxationstest gestartet. Durch ein zu starkes „Rauschen“ der Grund-Linie und/ oder ein

nicht-zurückkehren des Signals auf die Nulllinie nach einer Bewegung wurden mögliche Artefakteinflüsse sichtbar. Da das System sehr empfindlich ist, können kleine Amplitudenausschläge auf der Nulllinie generell nicht ausgeschlossen werden. Werte über 10-15 μ Volt wurden jedoch nicht überschritten.

3.2.3 Versuchsablauf

Alle Registrierungen wurden in einer aufrecht sitzenden Körperposition auf einem Stuhl durchgeführt, wobei die Rückenlehne des Stuhles einen 90° Winkel mit dem Boden bildete. Der Kopf der Probanden wurde so positioniert, dass die Frankfurter Horizontale eine Parallele mit dem Boden bildete (zebris Medical GmbH, 2006). Vor Beginn der Messung wurden der obere Gesichtsbogen (Empfängersensor) und untere Gesichtsbogen (Sendersensor) des Zebris® CMS20-Systems (Abb. 5) angelegt.



Abb. 5: JMA-Measuring sensor, oberer und unterer Gesichtsbogen © Fa. Zebris mit freundlicher Genehmigung der Zebris Medical GmbH, Isny/Germany, Bilderpool auf der Homepage

3.2.3.1 DIR[®]-Messung

Ein berufserfahrener, im Umgang mit dem DIR[®]-System routinierter Zahnarzt, führte alle Messungen durch. Zunächst wurde die DIR[®]-Schablonen intraoral eingesetzt. Anschließend führte der Proband unter Kontakt des Stützstiftes auf dem Sensor Protrusions-, Retrusions und Links- und Rechtslateralbewegungen durch. Die Bewegungsbahnen des Messprotokolls zeigten, ob die UK-Bewegung in der Mitte des Messdreiecks erfolgten. Sobald die Bewegung außerhalb des Messdreiecks stattfand, ertönte ein Warnsignal. Ferner wurden die Bewegungen auf mögliche Interferenzen kontrolliert.

Vor der eigentlichen Messung wurde das Messsystem durch den Rechner kalibriert. Dazu musste der Mund leicht geöffnet werden, sodass der Stützstift keinen Kontakt zum Messsensor aufwies. Während der Kalibrierung ertönte ein akustisches Signal.

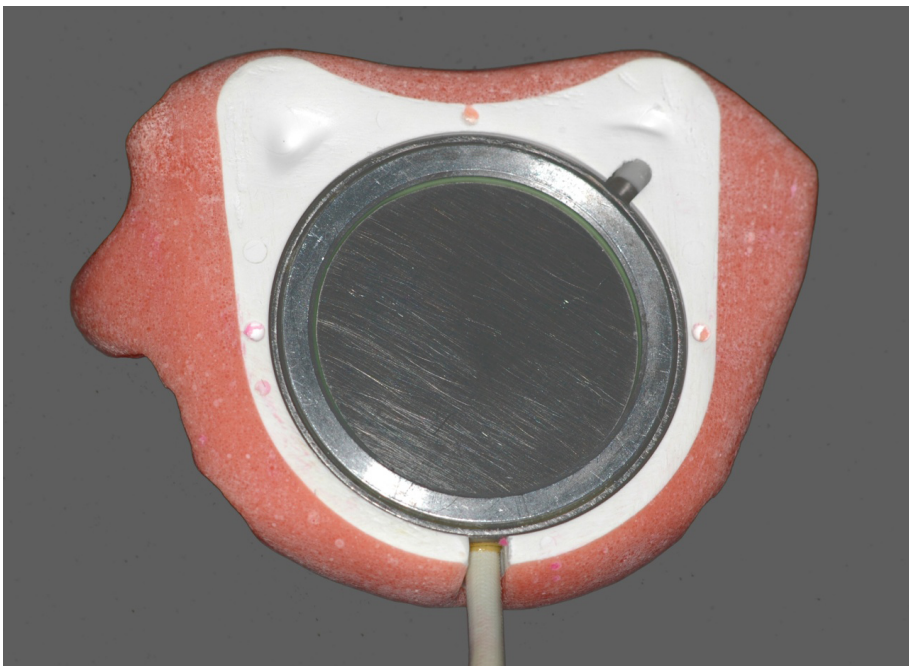


Abb. 6: DIR[®]-Unterkieferschablone mit eingesetztem Sensor

Nun wurde der Proband zu einer Wiederholung aller Bewegungsabläufe unter Konstanthaltung der Kieferschließkraft zwischen 10-30 N gebeten. Mit Hilfe eines farbigen Anzeigebalkens auf der rechten Seite des Computermonitors konnte der Proband die Kieferschließkraft kontrollieren, da die Farbe des Anzeigebalkens bei zu hohem oder zu

niedrigem Druck von der Farbe Grün auf Rot umschlug. Um eine reproduzierbare Pfeilspitzenposition aufzuzeichnen, wurde der Proband durch den Behandler durch Druck auf das Kinn in die retrale Kondylenposition geführt. Ausgehend von dieser Position führte der Proband selbstständig Laterotrusionsbewegungen nach rechts und links und die Protrusionsbewegung durch. Hiernach wurde die Unterkieferschablone entfernt und es erfolgte die Auswertung des Messprotokolls.

In folgender Reihenfolge wurden mittels mausgesteuertem Cursor und Schnellschaltknöpfen die geometrischen Hilfen auf dem aufgezeichneten Pfeilwinkeldiagramm markiert:

1. Retralste Unterkieferlage (Pfeilspitze)
2. Anlegen der Tangenten an die ausgeführten Lateralbewegungen im Sinne des gotischen Bogens
3. Berechnung der Winkelhalbierenden (vom Computer generiert)
4. Bestimmung der DIR[®]-Position.

Die DIR[®]-Position wurde mit dem Cursor anterior der Pfeilspitze auf der idealen Protrusionsbahn markiert. In Abhängigkeit des Kopfumfangs des Probanden variierte das Ausmaß der anterioren Verschiebung zwischen 0,6 mm (53 cm Kopfumfang) und 1,23 mm (62 cm Kopfumfang). Die X-Y-Koordinaten der DIR[®]-Position wurden dann elektronisch auf dem Kreuzmesstisch übertragen.

Als Verschlüsselungsgrundlage wurde eine Exzentrerscheibe in die Aufnahme des Kreuzmesstisches gelegt. Mit dem Zentrierstift des Kreuzmesstisches wurde ein Fixierplättchen auf die Exzentrerscheibe aufgedrückt und mit einem heißen Wachsmesser verschweißt. Anschließend wurde der Messsensor mit der Fixierhilfe in den Mund des Probanden zurück gesetzt und der Proband wurde mit dem Stützstift in dem Fixierplättchen verschlüsselt.

Zur Gewinnung eines interokklusalen Registrates in der DIR[®]-Position wurde Futar D (Fa. Kettenbach GmbH & Co. KG; Eschenburg, Deutschland) unter Kraftkontrolle (10-30 N) wischen die Zahnreihe gebracht. Anschließend wurden das Futar-Registret und die Schablonen aus der Mundhöhle des Probanden entfernt. Das so gewonnene Registret diente in der Folge der Herstellung der DIR[®]-Schiene.

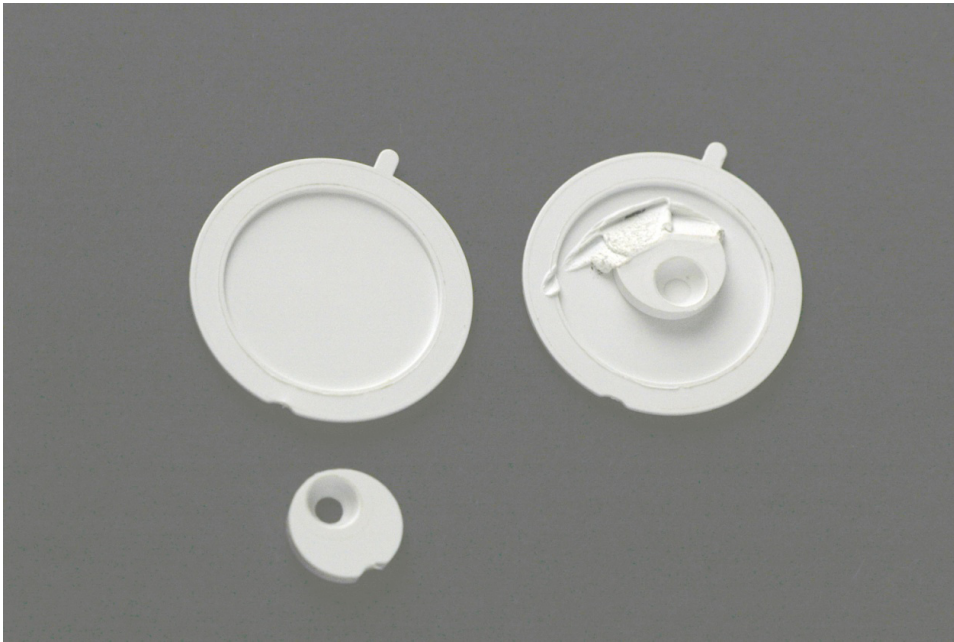


Abb. 7: DIR®-Exzentrerscheibe und Fixierplättchen vor und nach dem Aufschweißen

3.2.3.2 Elektronische Oberflächenmyographie

Nach Bestimmung der DIR®-Position und Gewinnung des DIR®-Registrats zur Schienenherstellung wurden die elektromyographische Daten der Probanden generiert.

3.2.3.2.1 Bestimmung des Ruhetonus (Relaxation Test; RTR)

Die Messung des Ruhetonus fand bei geschlossenen Augen statt, um eine Irritation des Probanden und eine bewusste Kontraktion der Muskeln zu vermeiden. Bei leicht geöffnetem Mund wurde dann ca. 10 sec. das EMG-Signal aufgezeichnet.

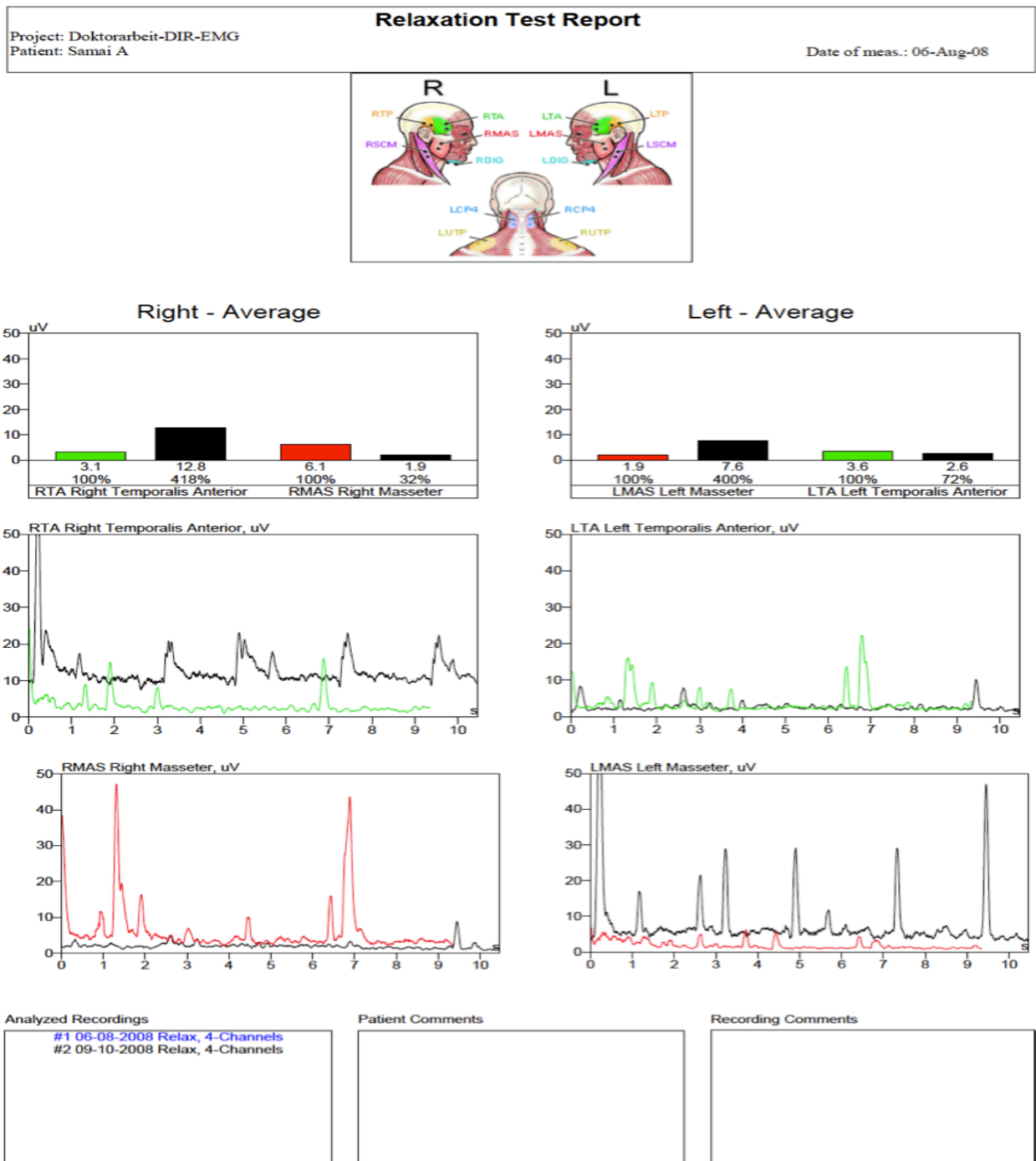


Abb. 8: Beispiel eines Reports des Muskeltonus während des Relaxations Tests; In den ersten beiden Säulendiagrammen (Right Average, Left Average) sind jeweils für das rechte und linke M. temporalis ant. (RTA, LTA) und M. masseter (RMAS, LMAS) die Mittelwerte der jeweiligen Muskelaktivitäten in Mikrovolt (μV) zu verschiedenen Messzeitpunkten (bunt/ T0 = 06.08.2008; schwarz/ T1 = 09.10.2008) in vergleich gesetzt. In den darunter folgenden vier Liniendiagrammen ist die Muskelaktivität (μV) des jeweiligen Muskels (RTA; LTA; RMAS; LMAS) zur gemessenen Zeitspanne in Sekunden (s) für die beiden Messzeitpunkte (bunt/ T0 = 06.08.2008; schwarz/ T1 = 09.10.2008) in direktem Vergleich gesetzt.

3.2.3.2.2 Bestimmung der Muskelermüdung (Fatigue Test; FTR)

Zur Analyse der Muskelermüdung ließ der Proband den Unterkiefer locker und die Aufzeichnung wurde gestartet. Nach 2 Sekunden presste der Proband die Zähne mit verstärkter Kraft zusammen und hielt die Spannung für weitere 10 Sekunden. Nachdem der Unterkiefer wieder locker gelassen und leicht geöffnet wurde, wurde die Aufzeichnung gestoppt.

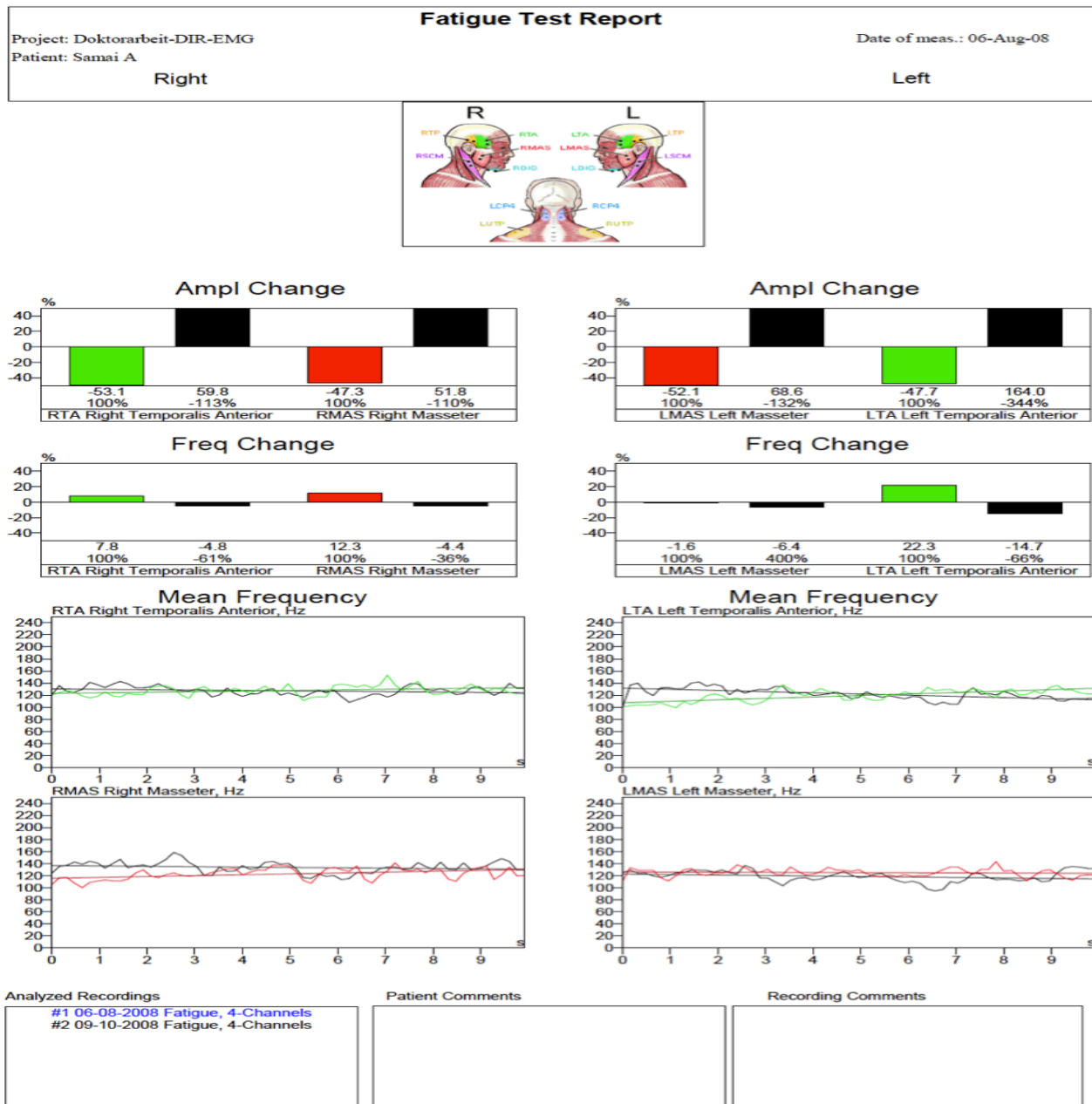


Abb. 9: Beispiel eines Reports des Muskeltonus während des Fatigue Tests.

In den ersten beiden Säulendiagrammen (Ampl Change) sind jeweils für das rechte und linke M. temporalis ant. (RTA, LTA) und M. masseter (RMAS, LMAS) die Mittelwerte der jeweiligen Impulsstärke gemessen in % zu verschiedenen Messzeitpunkten (bunt/ T0 = 06.08.2008; schwarz/ T1 = 09.10.2008) in vergleich gesetzt.

In den nächsten beiden Säulendiagrammen (Freq Change) sind jeweils für das rechte und linke M. temporalis ant. (RTA, LTA) und M. masseter (RMAS, LMAS) die Mittelwerte der jeweiligen Impulsfrequenz gemessen in Hz zu verschiedenen Messzeitpunkten (bunt/ T0 = 06.08.2008; schwarz/ T1 = 09.10.2008) in vergleich gesetzt.

In den darauf folgenden vier Liniendiagrammen (Mean Frequency) ist die mittlere Impulsfrequenz (Hz) des jeweiligen Muskels (RTA; LTA; RMAS; LMAS) zur gemessenen Zeitspanne in Sekunden (s) für die beiden Messzeitpunkten (bunt/ T0 = 06.08.2008; schwarz/ T1 = 09.10.2008) in direktem Vergleich gesetzt

3.2.3.2.3 Bestimmung der maximalen Muskelaktivität beim Aufbiss (Bite Test; BTR)

Der Proband biss maximal zu und hielt die Spannung für ca. 3 Sekunden. Danach ließ er wieder locker und öffnet leicht. Erst jetzt wurde die Aufzeichnung gestoppt.

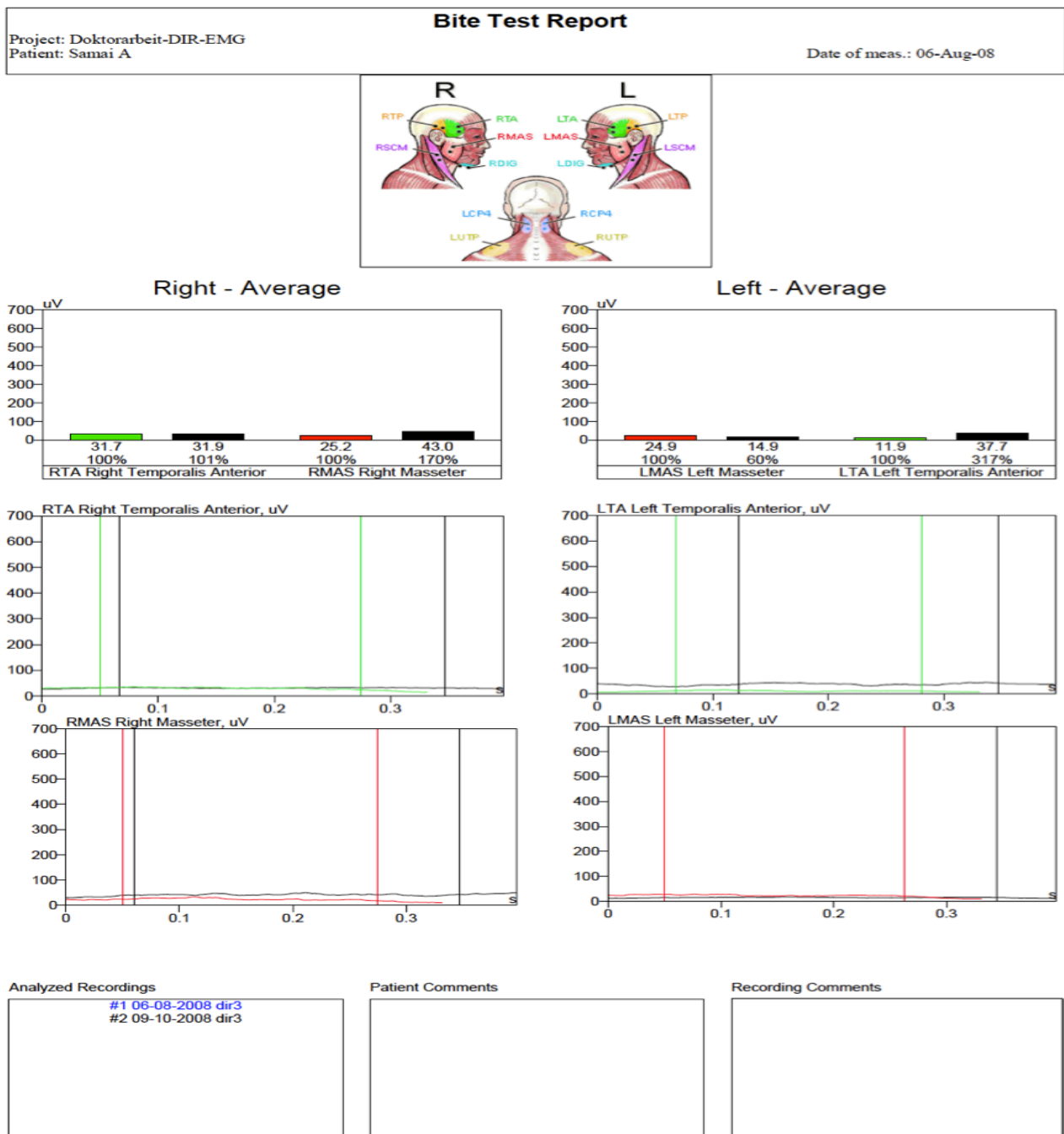


Abb. 10: Beispiel eines Reports des Muskeltonus während des Bite Tests in DIR®-Position.

In den ersten beiden Säulendiagrammen (Right Average, Left Average) sind jeweils für das rechte und linke M. temporalis ant. (RTA, LTA) und M. masseter (RMAS, LMAS) die Mittelwerte der jeweiligen Muskelaktivitäten in Mikrovolt (μV) zu den verschiedenen Messzeitpunkten (bunt/ T0 = 06.08.2008; schwarz/ T1 = 09.10.2008) in vergleich gesetzt.

In den darunter folgenden vier Liniendiagrammen ist die Muskelaktivität (μV) des jeweiligen Muskels (RTA; LTA; RMAS; LMAS) zur gemessenen Zeitspanne in Sekunden (s) für die beiden Messzeitpunkten (bunt/ T0 = 06.08.2008; schwarz/ T1 = 09.10.2008) in direktem Vergleich gesetzt.

3.2.3.3 Muskelaktivität während der Registrierung unterschiedlicher Unterkieferpositionen

Es wurde Muskelaktivität während manuell geführter ZKP, in MI und in der DIR[®]-Position aufgezeichnet. Jede Messung wurde dreimal durchgeführt. Zur Bestimmung der ZKP wurde der Unterkiefer passiv mit dem Griff nach Lauritzen (5 N) manipuliert. Der Daumen wurde dazu auf der Kinnmitte platziert, während Zeige- und Mittelfinger den Unterkiefer unterstützten und diesen in einer Scharnierbewegung bis zum ersten Zahnkontakt führten. Zur Bestimmung der MI schlossen die Probanden aktiv bis in den maximalen Vielpunktkontakt. Die Muskelaktivität in der DIR[®]-Position wurde ermittelt, indem die Probanden bei eingesetzter Schablone mit dem Stützstift in das Fixierplättchen einrasteten und dabei eine Kraft zwischen 10 N bis 30 N auf dem Messsensor ausübten.

3.2.4 Therapie mit der DIR[®]-Schiene

Die Anfertigung der DIR[®]-Schiene erfolgte im Dentallabor Arnold GmbH, Essen. Dazu wurde mittels des Futarregistrates in DIR[®]-Position das Unterkiefermodell dem Oberkiefermodell, das mit Hilfe des Gesichtsbogens schon einartikuliert war, neu zugeordnet. In dieser Relation wurde für den Unterkiefer eine DIR[®]-Schiene hergestellt. Beidseits wurden die Zahnreihen von den ersten Prämolaren bis zu Mitte der zweiten Molaren in Kunststoff gefasst und äquilibrierte Einbisse (Steady Resin, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) sichergestellt. Beide Schienenanteile wurden durch ein individuell angefertigtem Sublingualbogen aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Modellgusslegierung (dg dental, Oberburg, Schweiz) miteinander verbunden. Um die Ästhetik und Sprache nicht zu beeinträchtigen, wurde der Frontzahnbereich (33 - 43) nicht in Kunststoff gefasst. Zur Gewährleistung der Schienenstabilität wurde im Bereich der ersten Molaren eine okklusale Stärke des Kunststoffes von 2 mm angestrebt. Zur Stabilisierung der statischen Okklusion wurde die Schiene anschließend so eingeschliffen, dass alle antagonistischen tragenden Höcker des Oberkiefers in einer punktförmigen Vertiefung der Schiene okkludierten. Kontaktpunkte auf nichttragenden Höcker wurden entfernt. Die Kontaktpunkte im Bereich des zweiten Molaren wurden solange beschliffen, bis eine 8 µm dicke Schimstockfolie (Hanel, Fa.Roeko, Langenau, Deutschland) zwischen den Antagonisten hindurch gezogen werden konnte. Zudem wurde für eine retrusive Unterkieferverlagerung ein Freiraum geschaffen.

Das Fundamental Schulungszentrum Arnold & Osten, Essen war bei der Betreuung und Vermessung der Probanden behilflich. Die Bereitstellung der Geräte und der damit verbundene Service wurde durch die DIR[®] System GmbH & Co. KG, Essen gewährleistet. Alle Probanden bekamen die Anweisung, die Schiene jede Nacht zu tragen. Nach drei Monaten erfolgte analog der ersten Messreihe (DIR[®]-Registrierung, Axiographie, Messung des Muskeltonus und EPA) die Reevaluation aller Probanden.



Abb. 11: DIR[®]-Schiene[®]

3.3 Gerätebeschreibung

3.3.1 Das DIR®-System

Das Messsystem setzt sich aus einer elektronischen Registrierplatte (Messsensor), einem Messverstärker und einem elektronischen Kreuzmesstisch zusammen (Abb. 12).



Abb. 12: Komponenten des DIR®-Systems: oben links: Computer; oben rechts: Kreuzmesstisch; unten links: Sensor, unten rechts: Messverstärker; DIR®-System® GmbH & Co. KG und Fundamental Schulungszentrum in Essen mit freundlicher Genehmigung.

In dem Messsensor sind drei Druckaufnehmer integriert, die einem gleichseitigen Dreieck mit einer Kantenlänge von 10 mm zugeordnet sind. Eine Schreibplatte aus Stahl, die eine kreisrunde Form besitzt und elastisch befestigt ist, überträgt die Kraft des Stützstiftes auf diesen Druckaufnehmer. Der im Unterkiefer eingesetzte Sensor ermöglicht eine interferenzfreie, kontinuierliche zweidimensionale Aufzeichnung der horizontalen Unterkieferbewegungen, während die aufgebrachte Kieferschliesskraft gleichzeitig aufgezeichnet wird.

Der Messsensor und Messverstärker bilden zusammen die Messeinheit, die über eine serielle Schnittstelle eines Laptops angeschlossen wird. Die Messverstärkereinheit wird über Einphasen-Wechselspannung 230 Volt, 50 Hertz mit Spannung versorgt und nimmt

maximal 100 mA Stromstärke auf. Das Gehäuse des Messsensors ist wasser- und gasdicht. Mittels desinfizierender Tücher wird der Messsensor durch Wischdesinfektion gereinigt und über Tauchdesinfektion desinfiziert. Der Messsensor ist gegen elektische Spannungsausfälle gesichert und wandelt die analogen Signale des mechanischen Sensors in digitale Messwertinformationen um.

Über eine Anwendersoftware (WinDIR 1.1 Software 2006) werden die eingehenden Sensormesswerte erfasst, linear und geometrisch korrigiert und in Signale umgewandelt. Der Kräfteinteilungspunkt wird von dieser Software errechnet und in einem X-Y-Koordinatensystem übertragen. Der während der Registrierung aufgezeichnete Pfeilwinkel wird für eine bessere Verständnis horizontal gespiegelt. Die links- und rechtslaterale Bewegung muss deshalb seitenkongruent interpretiert werden. Über ein USB-Verbindungskabel wird der elektronische Kreuzmesstisch an das Laptop und über ein Netzkabel an das Stromnetz (230 V) angeschlossen. Schrittmotorgesteuerte X-Y-Verschiebetische bilden hauptsächlich die Positioniereinheit des Messtisches. Über die USB-Schnittstelle des Laptops übernimmt diese Positioniereinheit die zuvor berechneten Daten der Soll-Position des Unterkiefers.

Nach Herstellerangaben beträgt die Messgenauigkeit des Systems während der Kraftmessung 0,1 N. Den Angaben zufolge liegt die Messtoleranz bei der Lagebestimmung unter 10 μm . Dies wird dadurch erreicht, dass Schrittmotoren des elektronischen Kreuzmesstisches, die von hochleistungsfähigen Controllern angesteuert werden, die Positioniereinheit in 80.000 Einzelschritten entlang der X-Y-Achse verschieben. Mit einer Messrate von 50 Messungen pro Sekunde werden die Messwerte über den Messwertverstärker als kontinuierlicher Datenstrom zur Schnittstelle des Laptops gesendet. Dabei wird die korrekte Einstellung der Positioniereinheit durch permanenten Datenaustausch zwischen Laptop und Controllern sowie von Lichtsensoren überwacht. Somit werden laut Herstellerangaben manuelle Bedienfehler ausgeschlossen.

3.3.2 Das EMG-Gerät

3.3.2.1 Definition

Die Elektromyographie ist eine experimentelle Technik, die sich mit der Entstehung, Aufzeichnung und Analyse myoelektrischer Signale beschäftigt. Myoelektrische Signale werden durch physiologische Zustandsvariationen der Muskelfasermembran generiert (Konrad, 2005).

Die Elektromyographie dient der Erforschung der elektrischen Muskelsignale. Der Fokus liegt dabei in der Erfassung und Analyse der willkürlichen Muskelaktivität. Sie wird sowohl in physiologischen und biomechanischen Grundlagenexperimenten sowie als objektive Untersuchungsmethode in der allgemeinen Forschung eingesetzt. Im Zentrum steht die Frage: "Wie verhalten sich die Muskeln?" Vorteile dieser Untersuchungsmethode sind unter anderem der "direkte Blick" in den Muskeln, eine quantitative und objektive Erfassung der Muskelfunktion, sowie eine Dokumentation von Therapie- und Trainingsprozessen (Konrad, 2005).

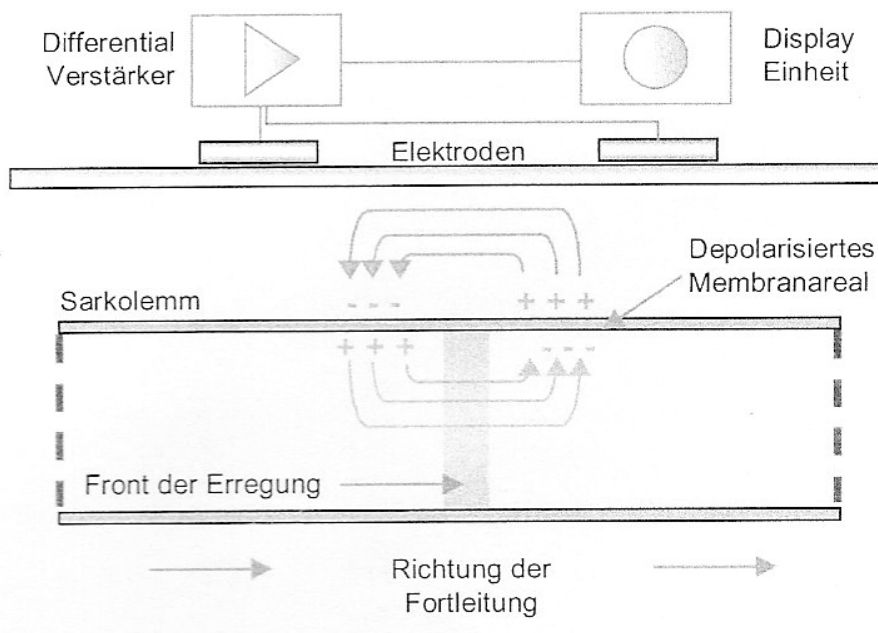


Abb. 13: Die Depolarisierungszone von Muskelfasermembranen (Übernommen aus Konrad, 2005)

Das EMG-Signal entsteht aus dem Aktionspotential der Muskelfasermembran und dem zugrundeliegenden Depolarisations-Repolarisationsablauf. Nach der initialen Entstehung wandert das Aktionspotential mit einer Geschwindigkeit von 2-6 m/s entlang der Muskelfaser und passiert dabei die Elektrodenableitfläche (Abb. 13) (Konrad, 2005).

Die Rekrutierung und Frequenzierung motorischer Einheiten sind die wichtigsten Einflussungsfaktoren für die Höhe und Dichte des EMG-Messsignales. Zudem sind sie die Hauptmechanismen zur Dosierung des Kontraktionsprozesses und des dadurch entstehenden Kraft-Outputs. Dabei reflektiert das Oberflächen-EMG-Signal die Rekrutierungs- und Feuerungscharakteristiken der unter der Ableitfläche erfassten motorischen Einheiten. Rekrutierung und Frequenzierung der motorischen Einheiten regeln den Kraftausstoß und ergeben das überlagerte EMG-Signal, wobei sich bei einer Steigerung der Rekrutierung oder Frequenz die Signalamplitude des Oberflächen-EMGs summa-
risch erhöht (Konrad, 2005).

Das EMG-Signal kann auf dem Weg zu den Elektroden unterschiedlichen externen Einflussungsfaktoren unterliegen. Man unterscheidet fünf Faktoren, die die Leitfähigkeit beeinflussen:

- 1.) die Gewebeeigenschaften (wie Gewebetyp, Gewebedicke, physiologischen Gewebeänderungen und Temperatur)
- 2.) den physiologischen Cross Talk (Ableiten von EMG-Signalen der direkt benachbarten Muskeln; macht max. 10-15 % des Gesamtsignalanteiles aus)
- 3.) die Distanzänderungen zwischen Muskeln und Elektroden
- 4.) Externe Störspannung und Elektroden und
- 5.) Verstärker (Konrad, 2005).

Um die EMG-Signale besser aufnehmen und darstellen zu können, werden Verstärker in die Geräten integriert. Miniaturisierte Verstärker sind entweder in das Messkabel integriert oder befinden sich direkt über den Elektroden, so genannte aktive Elektroden. Die Verstärker fungieren als Differentialverstärker. Ihr Hauptqualitätsmerkmal ist die Fähigkeit, Störspannungen (Artefakte) zu unterdrücken. Sie liefern bei Hautimpedanzen zwischen 1-50 kOhm ($k\Omega$) (gemessen zwischen dem Elektrodenpaaren) störungsfreie Signale (Konrad, 2005).

3.3.2.2 Hautvorbereitungsmethoden

Die Qualität der Messung hängt sehr stark von einer gründlich durchgeführten Hautvorbereitung und Elektrodenpositionierung ab. Daher ist es wichtig, einen stabilen Elektrodenkontakt und einen geringen Hautleitwiderstand (Impedanz) zu erreichen. Dazu muss die Haut gereinigt werden. Bei einer nahezu statischen oder langsamen Testbewegung und einer eher qualitativen Bewertung der EMG-Signale ist eine einfache Alkoholreinigung in den meisten Fällen ausreichend. Wird dagegen eine hochdynamische Bewegung mit hohem Risiko von Bewegungsartefakten angestrebt, sollte eine gründlichere Hautvorbereitung vorgenommen werden (Konrad, 2005):

a) Entfernung von Haaren:

Die Entfernung der Haare ist für einen sicheren Halt der Elektroden auf der Haut unter Bedingungen hoher Luftfeuchtigkeit, vermehrter Schweißbildung und/ oder dynamischer Bewegungen notwendig (Konrad, 2005)

b) Die Reinigung der Haut:

- a. Das Reinigen der Haut von Verschmutzungen und Schweiß, sowie Befreiung von Hautepithelien mittels einer abrasiven Reinigungspaste.
- b. Das Reinigen der Haut mittels eines sehr feinen Sandpapiers mit weichem, kontrolliertem Druck (3 bis 5 Mal gerieben) und anschließenden Alkoholreinigung.
- c. Das Reinigen der Haut mittels eines mit Alkohol geträufelten Baumwolltuches (Konrad, 2005).

Nach der Durchführung einer der o.g. Methoden sollte bei korrekter Anwendung die Haut leicht gerötet sein (Konrad, 2005). In der vorliegenden Studie wurde die Haut mit einem mit 70 %-igem Alkohol angefeuchtetes Pur-Zelin-Läppchen entfettet.

3.3.2.3 Oberflächenelektroden

Die Oberflächen-EMG-Ableitung ist nicht invasiv und daher einfach in ihrer Handhabung. Ihr größter Nachteil ist, dass sie nur zur Ableitung von oberflächlichen Muskeln eingesetzt werden kann. Bei tiefer liegenden Muskeln müssen Fine-Wire- oder Nadel- elektroden angewendet werden (Konrad, 2005).

Bei den Hautelektroden gibt es neben den häufig verwendeten Einmalelektroden auch wiederverwendbare Elektroden auf Silber-Silberchloridbasis. Der Vorteil bei der Anwendung von Einmalelektroden ist, dass die Sterilisation der Elektroden entfällt. Diese werden entweder als Nass-Gel-Elektroden oder als Adhäsiv-Gel-Elektroden angeboten. Während die Nass-Gel-Elektroden eine bessere Leitfähigkeit, das heißt geringere Impedanz, haben, können Adhäsiv-Gel-Elektroden bei Lokalisationsfehler repositioniert werden (Konrad, 2005).

Um eine gewisse Selektivität der Muskulatur zu erhalten, sollte der Durchmesser der aktiven Leitfläche 1 cm nicht überschreiten.

Allgemein sollten folgende Punkte bei der Anwendung der Elektroden beachtet werden:

- beste Hautwiderstandswerte bei Feuchtgel-Elektroden
- Gebrauch von kleinen Elektroden zur Erhöhung der Selektivität der Messung (Cross-Talk Minimierung)
- je kleiner die Elektrode, desto höher die Leitimpedanz
- Positionierung des engsten Abstandes zwischen den Elektroden zur Erhöhung der Selektivität
- idealer Interelektrodenabstand bei 2 cm (Elektrodenmittelpunkt zu Elektrodenmittelpunkt)
- Orientierung der Elektrode parallel zum Muskelfaserverlauf
- möglichst zentrale Positionierung auf palpierbarem Muskelbauch (Selektivität)
- Vermeidung direkter Applikation über motorischen Punkten
- Sicherstellung der Elektrodenposition auf der aktiven Muskelmasse bei Muskelkontraktion
- Gebrauch eines Navigationssystems (Schema zur Orientierung der Elektrodenpositionierung auf dominante anatomische Punkte)
- angemessene Fixation der Kabel und Vorverstärker um Abheben oder Lösen der Elektroden zu vermeiden

Bei jeder Messung muss zumindest eine Referenzelektrode pro Proband appliziert werden. Hierfür werden meist elektrisch unbeteiligte Areale ausgesucht. Auch für die Referenzelektrode muss die Haut vorbereitet werden, und die Elektrode sollte eine Mindestgröße von $\geq 1\text{cm}$ haben, da die Größe der Depolarisationszone mit ca. $1\text{-}3\text{ mm}^2$ angegeben wird (Konrad, 2005). In der vorliegenden Untersuchung wurden Einweg-Adhäsiv-

Gel Elektroden die Noraxon Dual Elektroden Typ 272 (Noraxon USA Inc., Scottsdale, Arizona, USA) verwendet.

3.3.3 Das Zebris[®] EMG-Bluetooth-Bewegungsanalyse-Messsystem CMSJMA 20 und die Auswertungs-Software WinJaw 10.5

Das Zebris[®] EMG Bluetooth Messsystem (Abb. 14) (EMG-8; ZEBRIS Medical GmbH) ist ein computergestütztes Oberflächen-EMG System, mit dessen Hilfe Aktionspotentiale mittels bipolaren Hautoberflächen-Elektroden registriert werden. Es können bis zu acht Muskelgruppen gleichzeitig erfasst werden. In der vorliegenden Untersuchung wurden über 4 Kanäle die EMG-Signale der zwei bilateralen Muskeln, M. masseter und M. temporalis anterior aufgezeichnet. Das analoge EMG-Signal wurde über Differenzialelektroden erfasst und über einem Vorverstärker konditioniert. Über den Anschluss an das Zebris[®] Bewegungsanalyse-Messsystem CMSJMA20 können die Muskelaktionspotentiale direkt mit den Bewegungsdaten überlagert oder getrennt gemessen werden.

Die gemessenen Daten wurden in Echtzeit drahtlos via Bluetooth an einen PC weitergegeben, dargestellt und im Report automatisch analysiert. Über einen internen Pufferspeicher wurden mögliche Messzeiten außerhalb des Funkbereichs überbrückt. Mögliche Störspannungen und Kabel-Bewegungsartefakte werden durch einen im EMG Elektrodenkabel vorhandenen Differentialvorverstärker eliminiert.

Die Software des WinJaw EMG erlaubt vier Standard-Untersuchungen, wobei nur die folgenden drei Untersuchungen in dieser Studie durchgeführt wurden:

- Analyse des Muskelruhetonus (Relaxations Test)
- Analyse der maximalen Muskelaktivität beim Aufbiss (Bite Test)
- Analyse der Muskelermüdung (Fatigue Test)

Komponenten:

- CMSJMA20 batteriegetriebener (4 x 1,5 Volt) Grundgerät, dass per Bluetooth die Daten an den Bluetooth Dongle überträgt
- Aktive Differential-Elektrodenkabel mit Neutral-Elektrode
- Bluetooth Dongle
- Rechner oder Notebook mit Windows-Betriebssystem



Abb. 14: ZebriS[®] EMG Bluetooth-Bewegungsanalyse-Messsystem CMSJMA 20[®] Fa. ZebriS mit freundlicher Genehmigung der ZebriS Medical GmbH, Isny/Germany, Bilderpool auf der Homepage.

3.4 Auswertung

3.4.1 Elektronische EMG-Analyse

Die Auswertung der gewonnenen Daten erfolgte im Anschluss an die Messung mittels des ZebriS EMG Programms Winjaw EMG 10.5. Die Ergebnisse werden graphisch dargestellt und sind farblich ausdrückbar (zum Beispiel Abb. 8)

Im „ZebriS-Database-Report“ können die einzelnen Ergebnisreporte der EMG- Zeit-Verlaufskurven und Balkendiagramme aufgerufen werden. Durch das gleichzeitige Markieren von bis zu drei Messungen in der Datenbank können diese Werte miteinander verglichen und dargestellt werden. Während die Balkendiagramme die gemittelten Werte der EMG-Signale darstellen, zeigen die Zeitkurven den Verlauf der EMG-Signale während des gesamten gemessenen Zeitraums. Unter „ZebriS-Database-Signal Viewer“ können die Messergebnisse in Echtzeit abgelesen und analysiert werden. Die Messwerte der EMG-Signale werden in Mikrovolt (μV) und die der Zeit in Sekunden (s) dargestellt.

Die EMG-Signale des M. masseter und M. temporalis anterior wurden bilateral in unterschiedliche Registriepositionen vor und nach dreimonatiger Schienentherapie gemessen.

3.4.1.1 Relaxation Test Report (RTR)

Mit Hilfe des oben beschriebenen Programms wurde die sich innerhalb von 10 sec. ändernde Spannung für die vier Muskeln (jeweils rechter und linker M. masseter und temporalis anterior) graphisch dargestellt. Die Änderung der Spannung pro Sekunde wird als Anstiegsgeschwindigkeit bezeichnet und ist für den EMG-Verstärker eine wichtige Kenngröße. In unserem Fall wurde sie in $\mu\text{V pro s}$ (Sekunde) gemessen. Zusätzlich wurde die Stärke des Nervensignals (μV) des jeweiligen Muskels anhand eines Balkendiagramms für eine bessere Vergleichbarkeit veranschaulicht (Abb. 8).

3.4.1.2 Fatigue Test Report (FTR)

Durch den Fatigue Test Report wurde zum einen die Impulsstärke des Nervensignals (Amplitude) des jeweiligen Muskels durch ein Balkendiagramme prozentual veranschaulicht. Zum anderen wurde mittels von Grafiken die jeweilige Impulsfrequenz (Hz pro s) des dazugehörigen Muskels dargestellt. Dabei gilt: je höher die Frequenz, desto höher ist auch die wahgenommene Intensität in dem Muskel (Abb. 9).

3.4.1.3 Bite Test Report (BTR)

Die Auswertung des Bite Test Reports erfolgte analog der Auswertung bes Relaxation Test Reports (Abb. 10).

3.4.1.4 POC- und TC-Index

In der Regel erfolgt die Bestimmung einer symmetrischen Muskelkontraktion homologer Muskeln der rechten und linken Körperseite mit Hilfe des Asymetrie-Index nach Naeije et al. (1985), indem die mittlere Muskelspannung mittels einer ausgewählten Zeitspanne bestimmt wird. Dies bedingt, dass das muskukäre Verhaltensmuster eine gewisse Zeitspanne durch ein einzelner Wert ausgedrückt wird, während das gesamte Verhaltens-

muster über den Zeitraum nicht berücksichtigt wird (Basmajian und DeLuca, 1985). Daher entwickelten Ferrario et al. (2000) eine neue Methode für die Standardisierung der EMG-Spannung, den POC- (Percentage-Overlapping Coefficient) und den TC- (Torque Coefficient) Index. Diese Indices berücksichtigen die gesamte Morphologie der EMG-Wellen während der zu analysierenden Zeitspanne. Zur Beurteilung der muskulären Symmetrie werden die EMG-Wellen paariger Muskeln mit Hilfe der POC verglichen. Der POC ist ein Index zur Beurteilung der symmetrischen Verteilung muskulärer Aktivität. Der Index reicht von 0 % bis 100 %. Wenn zwei gepaarte Muskeln mit einer exakten Symmetrie kontrahieren, erhält man einen POC-Wert von 100 %.

Auf Grund einer asymmetrischen kontraktiven Aktivität zum Beispiel der kontralateralen masseter und temporalis Muskeln kann eine potentielle laterale Verlagerungskomponente nicht ausgeschlossen werden. Deshalb wird zusätzlich der TC (Torque Coefficient; Einheit in %) bestimmt. Dieser Index liegt im Bereich von 0 % (totale laterale Verlagerungskraft) bis 100 % (keine laterale Verlagerungskraft) (Ferrario et al., 2000, 2006).

Zur Berechnung der POC und TC werden die mittleren Muskelaktivität in ZKP, MI und DIR[®] als standardisierte sEMG-Potentiale über 1 Sekunde (in μV) für jeweils 3 Versuche bestimmt (Ferrario et al., 2000, 2006).

3.4.2 Statistische Auswertung

Insgesamt wurden 2.912 Datensätze ausgewertet (pro Proband jeweils 8 Datensätze aus der RTA, 16 Datensätze der FTR und 88 Datensätze aus der BTR).

Die statistische Auswertung der vorliegenden Dissertation erfolgte mit Hilfe der Software Programm SPSS „Statistical Package for Social Sciences“ 17 für Windows (SPSS Inc. Chicago, Ill, USA). Die Mittelwerte, die Standardabweichung, der niedrigste (Minimum) und höchste Wert (Maximum) wurden mit der deskriptiven Statistik berechnet. Die Daten der Registrierpositionen (ZKP, MI und DIR[®]) wurden vor bzw. nach der Schienentherapie untereinander mit der one-way ANOVA (einfaktoriellen Varianzanalyse) und für den Mehrfachvergleich mit der post-hoc Bonferroni-Korrektur untersucht. Zusätzlich wurden die Registrierpositionen (ZKP, MI und DIR[®]) für den Vergleich einer muskulären Symmetrie mittels des POC (Percentage-Overlapping Coefficient) und TC (Torque Coefficient) Index untersucht. Die linke und rechte Seite wurden jeweils gesondert analysiert.

Die statistische Auswertung der Muskelaktivität in den unterschiedlichen Registrierpositionen zwischen den Untersuchungszeitpunkten vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie erfolgte mittels des Wilcoxon signed rank test.

Alle Tests erfolgten zweiseitig mit einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$. Beim Vorliegen einer Signifikanz wird dann die Nullhypothese H_0 : zum Beispiel „der Muskeltonus wird durch das Tragen der DIR[®]-Schiene nicht beeinflusst“ verworfen.

4. Ergebnisse

Im Folgenden werden die einzelnen Messergebnisse der verschiedenen Untersuchungsreihen in Tabellen aufgezeigt und die Ergebnisse im Einzelnen erläutert.

4.1 Auswertung der Ergebnisse des RTR vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie

4.1.1 Allgemeiner und statistischer Vergleich

Die Muskelaktivität während des Relaxations Test Report (RTR; Muskelruhetonus gemessen in μV) wurde sowohl für den M. temporalis ant. rechts (RTA) und links (LTA) sowie für den M. masseter rechts (RMAS) und links (LMAS) aufgezeichnet (siehe Tabelle 1).

	RTR Vor Schienentherapie (T0)				RTR Nach Schienentherapie (T1)			
	RTA	RMAS	LTA	LMAS	RTA	RMAS	LTA	LMAS
MW	6,22	6,46	5,67	5,03	35,32	65,56	28,88	26,15
StAb	4,51	4,61	2,34	4,99	100,72	214,74	99,81	83,96
Min.	1,70	1,40	2,00	1,10	1,20	1,10	1,80	1,60
Max.	23,80	18,60	10,80	23,40	391,40	931,00	511,20	405,80

Tab. 1: Deskriptive Statistik der Muskelaktivität während des Relaxation Test Reports (RTR). Mittelwert (MW), Standardabweichung (StAb), Minimum (Min) und Maximum (Max) der rechten M. temporalis anterior (RTA), der linken M. temporalis anterior (LTA), der rechten M. masseter (RMAS) und der linken M. masseter (LMAS) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) gemessen in μV .

Während des RTR (Tab. 1) ergab sich für den rechten M. temporalis ant. ein Mittelwert von $6,22 \pm 4,51 \mu\text{V}$ (Minimum 1,7 und Maximum 23,8) vor und $35,32 \pm 100,72 \mu\text{V}$ (Minimum 1,20 und Maximum 391,40) nach Schienentherapie. Für den linken M. temporalis ant. lag der Mittelwert vor der Therapie bei $5,67 \pm 2,34 \mu\text{V}$ (Minimum 2,0 und Maximum 10,8) und nach der Therapie bei $28,88 \pm 99,81 \mu\text{V}$ (Minimum 1,80 und Maximum 511,20).

Bezüglich des rechten M. masseters lag der Mittelwert bei $6,46 \pm 4,61 \mu\text{V}$ (Minimum 1,40 und Maximum 18,6) vor der Therapie und bei $65,56 \pm 214,74 \mu\text{V}$ (Minimum 1,1 und

Maximum 913,0) nach der Therapie. Beim linken M. masseter ergab sich ein Mittelwert von $5,03 \pm 4,99 \mu\text{V}$ (Minimum 1,10 und Maximum 23,40) vor der Therapie und $26,15 \pm 83,96 \mu\text{V}$ (Minimum 1,60 und Maximum 405,80) nach der Therapie. Jedoch war ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Messzeitpunkten T0 und T1 für keinen der untersuchten Muskeln nachzuweisen, siehe dazu Tabelle 2.

Vor- (T0) versus nach Schienentherapie (T1)	p-Wert
RTR RTA	0,15
RTR RMAS	0,18
RTR LTA	0,25
RTR LMAS	0,22

Tab. 2: Statistischer Vergleich der Muskelaktivität während des Relaxation Test Reports (RTR) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) für den rechten M. temporalis anterior (RTA), linken M. temporalis anterior (LTA), rechten M. masseter (RMAS) und linken M. masseter (LMAS). Zur Analyse der statistischen Unterschiede wurde der Wilcoxon signed rank test mit einem Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ verwendet.

4.1.2 Graphischer Vergleich

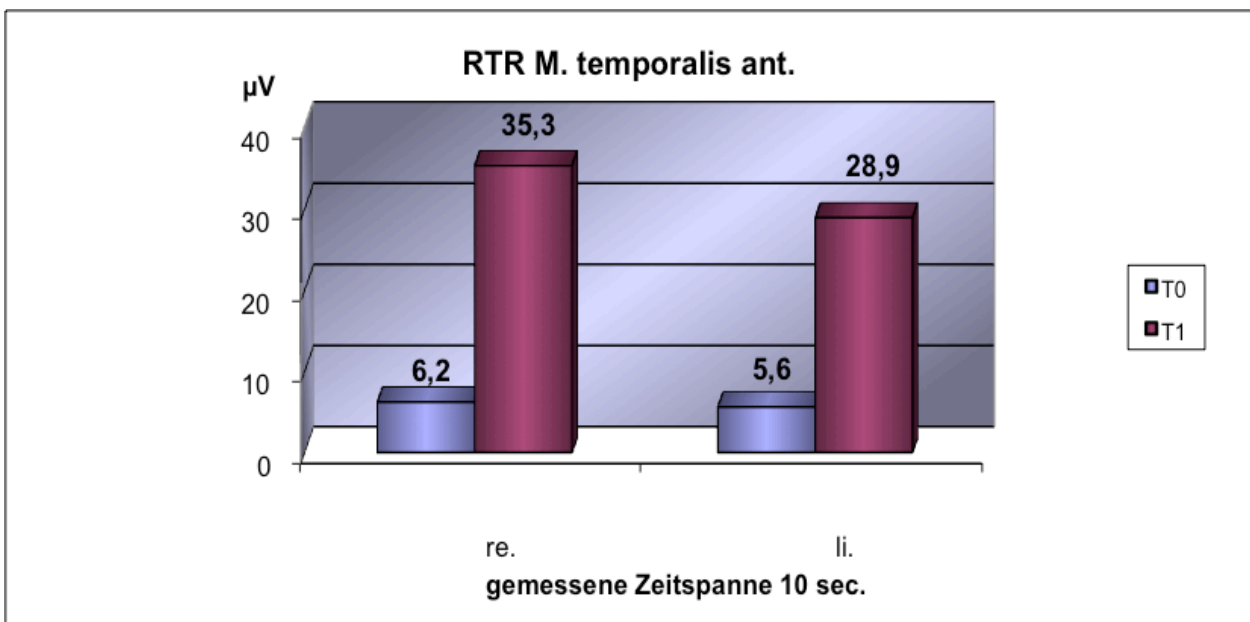


Abb. 15: Vergleich der Mittelwerte der Muskelaktivität aller Probanden während des Relaxation Test Reportvor (RTR) für M. temporalis ant. vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie gemessen in μV bei einer Zeitdauer von 10 sec.

Die Abbildung 15 zeigt, dass die Muskelaktivität des M. temporalis ant. in Ruhetonus vor Schienentherapie (T0) geringer (6,2 μ V, 5,6 μ V links) war als nach Schienentherapie (T1) (35,3 μ V rechts, 28,9 μ V links) war.

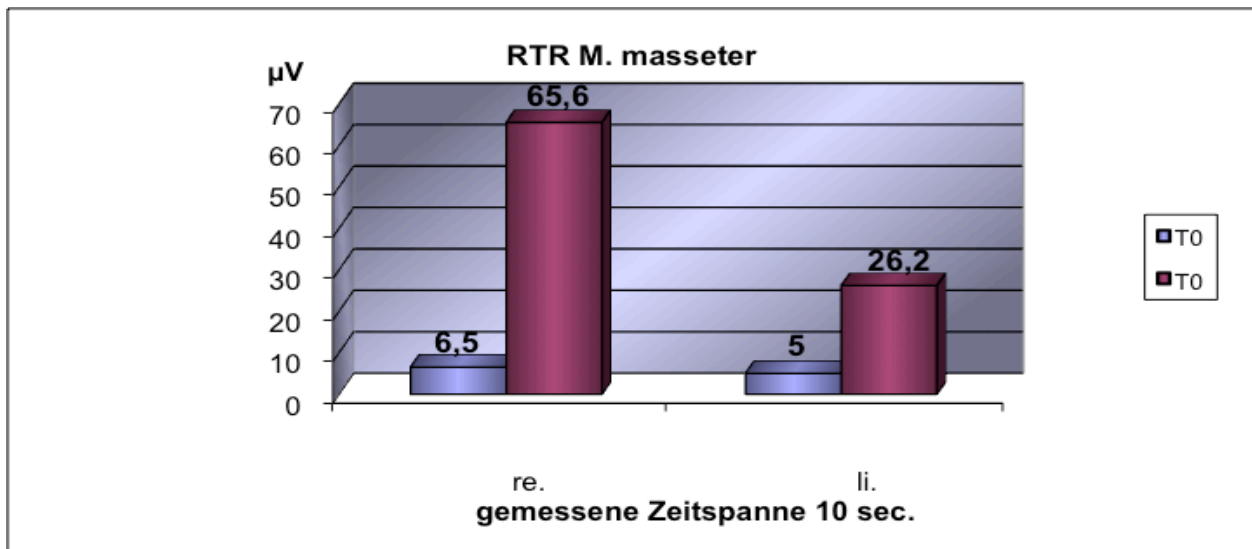


Abb. 16: Vergleich der Mittelwerte der Muskelaktivität aller Probanden während des Relaxation Test Reportvor (RTR) für M. masseter vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie gemessen in μ V bei einer Zeitdauer von 10 sec.

In Abbildung 16 ist die Muskelaktivität für den M. masseter dargestellt. Seine Aktivität war im Ruhetonus vor Schienentherapie (T0) ebenfalls geringer (6,5 μ V rechts, 5 μ V links) als nach Schienentherapie (T1) (65,6 μ V rechts, 26,2 μ V links).

4.2 Auswertung der Ergebnisse des FTR vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie

4.2.1 Allgemeiner und statistischer Vergleich

Die Analyse der Muskelaktivität während des Muskelermüdungstests (Fatigue Test Report = FTR gemessen in Hz) erfolgte sowohl an Hand der Impulsstärke (Amplitude Change = AC gemessen in %) und des Impulsfrequenzes (Frequency Change = FC gemessen in %). Der FTR wurde ebenfalls an dem M. temporalis ant. rechts (RTA) und links (LTA) und den M. masseter rechts (RMAS) und links (LMAS) ermittelt, siehe Tabelle 3.

AC								
FTR Vor Schienentherapie (T0)					FTR Nach Schienentherapie (T1)			
	RTA	RMAS	LTA	LMAS	RTA	RMAS	LTA	LMAS
MW	-16,98	-15,00	-22,04	-15,50	-15,87	-10,35	-14,07	-8,66
StAb	45,66	32,27	25,39	49,21	34,78	34,84	26,13	40,19
Min.	-67,30	-67,60	-67,80	-69,30	-80,60	-86,00	-89,10	-78,30
Max.	128,90	53,60	38,40	181,50	76,80	95,10	28,90	122,60

Tab. 3: Deskriptive Statistik der Muskelaktivität während des Fatigue Test Reports (FTR). Mittelwert (MW), Standardabweichung (StAb), Minimum (Min) und Maximum (Max) der Amplitude Change (AC) des rechten M. temporalis anterior (RTA), des linken M. temporalis anterior (LTA), des rechten M. masseter (RMAS) und des linken M. masseter (LMAS) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) gemessen in %.

Der Mittelwert der Impulsstärke (Tab. 3) vom rechten M. temporalis ant. lag vor der Therapie bei $-16,98 \pm 45,66$ % (Minimum $-67,30$ und Maximum $128,90$) und nach der Therapie bei $-15,87 \pm 34,78$ % (Minimum $-80,60$ und Maximum $76,80$). Für den linken M. temporalis ant. lag der Mittelwert der Impulsstärke vor der Therapie bei $-22,04 \pm 25,39$ % (Minimum $-67,80$ und Maximum $38,40$) und nach der Therapie bei $-14,07 \pm 26,13$ % (Minimum $-89,10$ und Maximum $28,90$).

Der Mittelwert der Impulsstärke für den rechten M. masseter lag vor der Therapie bei $-15,00 \pm 32,27$ % (Minimum $-67,60$ und Maximum $53,60$) und nach der Therapie bei $-10,35 \pm 34,84$ % (Minimum $-86,00$ und Maximum $95,10$). Bezüglich des linken M. masseters lag der Mittelwert der Impulsstärke vor der Therapie bei $-15,50 \pm 49,21$ % (Minimum $-69,30$ und Maximum $181,50$) und nach der Therapie bei $-8,66 \pm 40,19$ % (Minimum $-78,30$ und Maximum $122,60$). Eine statistisch signifikante Differenz der Impulsstärke während der Muskelaktivitätsmessung beim FTR lag bei keinem der Muskel zwischen den Untersuchungszeitpunkten vor, siehe hierzu Tabelle 4.

AC vor- (T0) versus nach Schienentherapie (T1)	p-Wert
FTR RTA	0,64
FTR RMAS	0,68
FTR LTA	0,53
FTR LMAS	0,56

Tab. 4: Statistischer Vergleich der Amplitude Change (AC) der Muskelaktivität während des Fatigue Test Reports (FTR) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) für den rechten M. temporalis anterior (RTA), den linken M. temporalis anterior (LTA), den rechten M. masseter (RMAS) und den linken M. masseter (LMAS). Zur Analyse der statistischen Unterschiede wurde der Wilcoxon signed rank test mit einem Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ verwendet.

FC								
FTR Vor Schienentherapie (T0)					FTR Nach Schienentherapie (T1)			
	RTA	RMAS	LTA	LMAS	RTA	RMAS	LTA	LMAS
MW	-4,89	-7,65	-4,98	-12,39	1,02	-5,52	-8,80	-4,81
StAb	11,78	12,84	12,73	14,15	34,82	18,62	31,45	30,25
Min.	-30,60	-30,00	-31,10	-48,80	-41,00	-44,10	-126,30	-46,20
Max.	14,20	21,60	22,30	5,10	109,70	62,10	74,80	110,10

Tab. 5: Deskriptive Statistik der Muskelaktivität während des Fatigue Test Reports (FTR). Mittelwert (MW), Standardabweichung (StAb), Minimum (Min) und Maximum (Max) der Frequency Change (FC) des rechten M. temporalis anterior (RTA), des linken M. temporalis anterior (LTA), des rechten M. masseter (RMAS) und des linken M. masseter (LMAS) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) gemessen in %.

Der Mittelwert des Impulsfrequenzen (Tab. 5) des rechten M. temporalis ant. lag vor der Therapie bei $-4,89 \pm 11,78$ % (Minimum $-30,60$ und Maximum $14,20$) und nach der Therapie bei $1,02 \pm 34,82$ % (Minimum $-41,00$ und Maximum $109,70$). Für den linken M. temporalis ant. lag der Mittelwert des Impulsfrequenzen vor der Therapie bei $-4,98 \pm 12,73$ % (Minimum $-31,10$ und Maximum $22,30$) und nach der Therapie bei $-8,80 \pm 31,45$ % (Minimum $-126,30$ und Maximum $74,80$).

Der Mittelwert des Impulsfrequenzen beim M. masseter rechts lag vor der Therapie bei $-7,65 \pm 12,84$ % (Minimum $-30,00$ und Maximum $21,60$) und nach der Therapie bei $-5,52 \pm 18,62$ % (Minimum $-44,10$ und Maximum $62,10$). Bezüglich des linken M. masseters

lag der Mittelwert des Impulsfrequenzen vor der Therapie bei $-12,39 \pm 14,15$ % (Minimum $-48,80$ und Maximum $5,10$) und nach der Therapie bei $-4,81 \pm 30,25$ % (Minimum $-46,20$ und Maximum $110,10$). Ein statistisch signifikanter Unterschied im Verlauf der Impulsfrequenz zeigt sich für keinen der Muskeln zwischen den Untersuchungszeitpunkten, siehe Tabelle 6.

FC vor- (T0) versus nach Schienentherapie (T1)	p-Wert
FTR RTA	0,58
FTR RMAS	0,89
FTR LTA	0,25
FTR LMAS	0,49

Tab. 6: Statistischer Vergleich der Frequency Change (FC) der Muskelaktivität während des Fatigue Test Reports (FTR) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) für den rechten M. temporalis anterior (RTA), den linken M. temporalis anterior (LTA), den rechten M. masseter (RMAS) und den linken M. masseter (LMAS). Zur Analyse der statistischen Unterschiede wurde der Wilcoxon signed rank test mit einem Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ verwendet.

4.2.2 Graphischer Vergleich

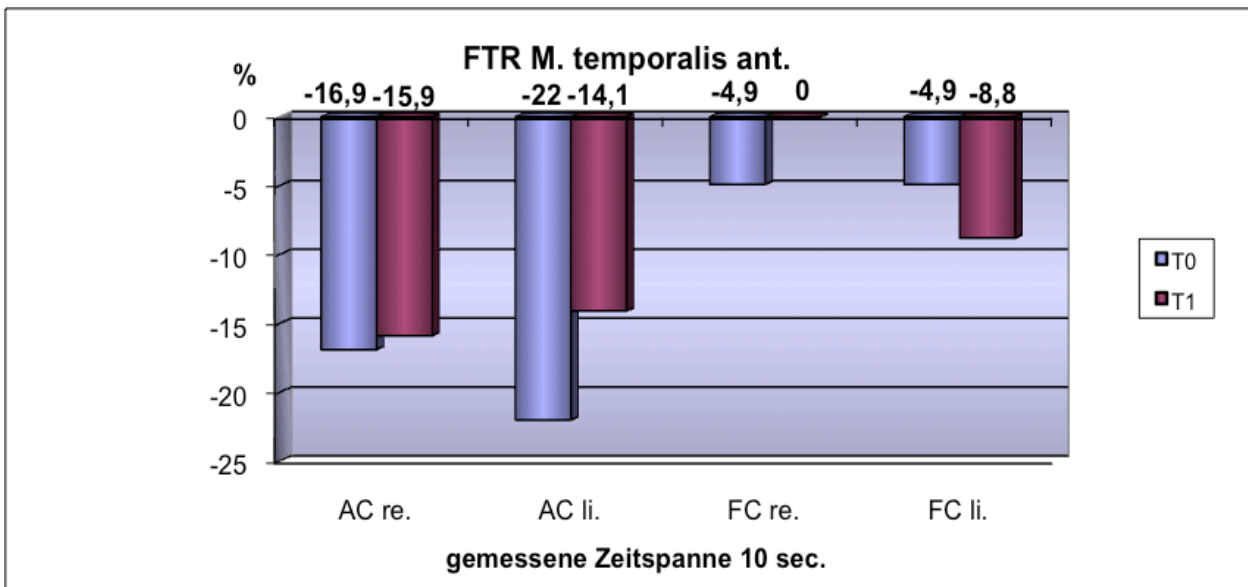


Abb. 17: Vergleich der der Mittelwerte der Muskelaktivität aller Probanden bezüglich des Amplitude Change (AC) und Frequency Change (FC) während des Fatigue Test Reports (FTR) für M. temporalis ant. vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie gemessen in % bei einer Zeitdauer von 10 sec.

Die graphische Darstellung in Form von Säulendiagramme (Abb. 17) zeigt, dass die Impulsstärke der elektrischen Impulse bei der Muskelaktivitätsmessung für den rechten M. temporalis ant. bei -16,9 % vor und bei -15,9 % nach der Therapie lag. Für den linken M. temporalis ant. ergab die Impulsstärke einen Wert von -22 % vor und -14,1 % nach der Therapie.

Bezüglich des Impulsfrequenzes lag der Wert sowohl beim rechten als auch beim linken M. temporalis ant. vor der Therapie bei -4,9 %. Nach der Therapie lag der Wert für den rechten M. temporalis ant. bei 1 % und für den linken M. temporalis ant. bei -8,8 %.

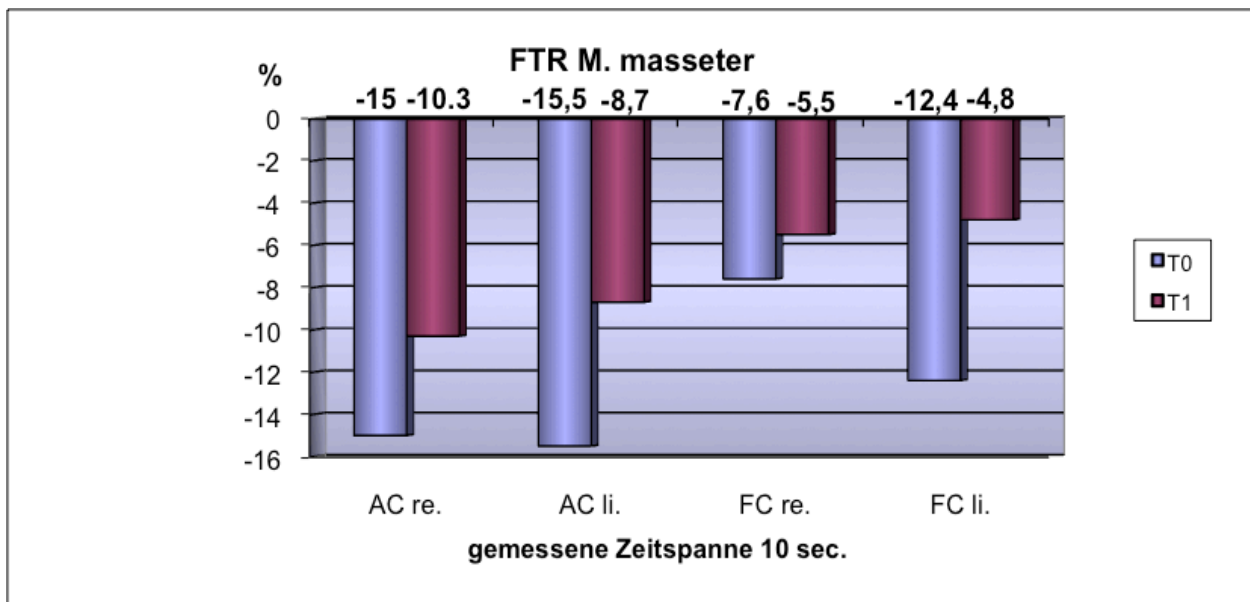


Abb. 18: Vergleich der der Mittelwerte der Muskelaktivität aller Probanden bezüglich des Amplitude Change (AC) und Frequency Change (FC) während des Fatigue Test Reports (FTR) für M. masseter vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie gemessen in % bei einer Zeitdauer von 10 sec.

Das Säulendiagramm (Abb. 18) der Muskelaktivität des M. masseter zeigt eine Impulsstärke von -15 % für den rechten und -15,5 % für den linken Muskel vor der Therapie. Nach der Therapie lag der Wert bei -10,3 % für den rechten und -8,7 % für den linken Muskel.

Für den Impulsfrequenz wurde für den rechten M. masseter ein Wert von -7,6 % vor und -5,5 % nach der Therapie gemessen. Für den linken M. masseter lag der Wert vor der Therapie bei -12,4 % und nach der Therapie bei -4,8 %.

4.3 Auswertung der Ergebnisse des BTRs vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie während der Registrierung in ZKP, MI und DIR[®]-Position

4.3.1 Allgemeiner und statistischer Vergleich

Die Muskelaktivität während des Bite Test Reports (BTR gemessen in μV) wurde sowohl für M. temporalis ant. rechts (RTA) und links (LTA) sowie M. masseter rechts (RMAS) und links (LMAS) in zentrischer Kondylenposition (ZKP), in maximaler Interkuspitation (MI) und in der DIR[®]-Position aufgezeichnet (Tab. 7-9).

ZKP								
BTR Vor Schienentherapie (T0)					BTR Nach Schienentherapie (T1)			
	RTA	RMAS	LTA	LMAS	RTA	RMAS	LTA	LMAS
MW	17,09	15,19	15,50	17,37	17,44	18,28	17,76	18,40
StAb	16,10	17,14	16,99	20,85	16,12	16,92	17,69	16,25
Min.	0,00	0,00	0,00	0,00	1,60	0,00	0,00	1,90
Max.	77,10	108,10	95,60	106,70	79,60	92,40	81,60	80,80

Tab. 7: Deskriptive Statistik der Muskelaktivität während des Bite Test Reports (BTR). Mittelwert (MW), Standardabweichung (StAb), Minimum (Min) und Maximum (Max) der rechten M. temporalis anterior (RTA), der linken M. temporalis anterior (LTA), der rechten M. masseter (RMAS) und der linken M. masseter (LMAS) in zentrale Kondylenposition (ZKP) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) gemessen in μV .

Der Mittelwert der BTR für den rechten M. temporalis ant. in ZKP lag vor der Therapie bei $17,09 \pm 16,10 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 7,10) und nach der Therapie bei $17,44 \pm 16,12 \mu\text{V}$ (Minimum 1,60 und Maximum 79,60) (siehe Tabelle 7). Für den linken M. temporalis ant. lag der Mittelwert in ZKP vor der Therapie bei $15,50 \pm 16,99 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 95,60) und nach der Therapie bei $17,76 \pm 17,69 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 81,60). Beim rechten M. masseter lag der Mittelwert vor der Therapie bei $15,19 \pm 17,14 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 108,10) und nach der Therapie bei $18,28 \pm 16,92 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 92,40). Für den linken M. masseter lag vor der Therapie der Mittelpunkt bei $17,37 \pm 20,85 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 106,70) und nach der Therapie bei $18,40 \pm 16,25 \mu\text{V}$ (Minimum 1,90 und Maximum 80,80). Eine statistisch signifikante Differenz war zwischen T0 und T1 für keiner der Muskeln festzustellen, siehe Tabelle 8.

Vor- (T0) versus nach Schienentherapie (T1) in ZKP	p-Wert
BTR RTA	0,89
BTR RMAS	0,23
BTR LTA	0,38
BTR LMAS	0,69

Tab. 8: Statistischer Vergleich der Muskelaktivität während des Bite Test Reports (BTR) in zentrischen Kondylenposition (ZKP) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) für den rechten M. temporalis anterior (RTA), den linken M. temporalis anterior (LTA), den rechten M. masseter (RMAS) und den linken M. masseter (LMAS). Zur Analyse der statistischen Unterschiede wurde der Wilcoxon signed rank test mit einem Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ verwendet.

MI								
BTR Vor Schienentherapie (T0)					BTR Nach Schienentherapie (T1)			
	RTA	RMAS	LTA	LMAS	RTA	RMAS	LTA	LMAS
MW	18,00	20,96	21,67	21,54	20,52	22,19	19,56	22,34
StAb	14,04	16,92	19,60	19,43	18,73	23,51	19,48	20,55
Min.	0,00	2,30	3,50	2,70	0,00	0,00	0,00	0,00
Max.	68,10	95,60	92,10	99,60	103,60	121,50	114,90	92,40

Tab. 9: Deskriptive Statistik der Muskelaktivität während des Bite Test Reports (BTR). Mittelwert (MW), Standardabweichung (StAb), Minimum (Min) und Maximum (Max) der rechten M. temporalis anterior (RTA), der linken M. temporalis anterior (LTA), der rechten M. masseter (RMAS) und der linken M. masseter (LMAS) in maximale Interkuspidation (MI) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) gemessen in μV .

In MI (Tab. 9) lag der Mittelwert des rechten M. temporalis ant. bei der BTR vor der Therapie bei $18,00 \pm 14,04 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 68,10) und nach der Therapie bei $20,55 \pm 18,73 \mu\text{V}$ (Minimum und Maximum 103,6). Für den linken M. temporalis ant. lag der Mittelwert in MI vor der Therapie bei $21,67 \pm 19,60 \mu\text{V}$ (Minimum 3,50 und Maximum 92,10) und nach der Therapie bei $19,56 \pm 19,48 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 114,90). Bezüglich des rechten M. masseters lag der Mittelwert in MI vor der Therapie bei $20,96 \pm 16,92 \mu\text{V}$ (Minimum 2,30 und Maximum 95,60) und nach der Therapie bei $22,19 \pm 23,51 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 121,50). Der Mittelwert für den linken M. masseter in MI lag vor der Therapie bei $21,54 \pm 19,43 \mu\text{V}$ (Minimum 2,70 und Maximum

99,60) und nach der Therapie bei $22,34 \pm 20,55 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 92,40).

Ein statistisch signifikanter Unterschied war aber bei keinem der Muskeln zwischen den Untersuchungszeitpunkten zu messen, siehe dazu Tabelle 10.

Vor- (T0) versus nach Schienentherapie (T1) in MI	p-Wert
BTR RTA	0,38
BTR RMAS	0,83
BTR LTA	0,33
BTR LMAS	0,99

Tab. 10: Statistischer Vergleich der Muskelaktivität während des Bite Test Reports (BTR) in maximaler Interkuspitation (MI) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) für den rechten M. temporalis anterior (RTA), den linken M. temporalis anterior (LTA), den rechten M. masseter (RMAS) und den linken M. masseter (LMAS). Zur Analyse der statistischen Unterschiede wurde der Wilcoxon signed rank test mit einem Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ verwendet.

DIR [®] -Position								
BTR Vor Schienentherapie (T0)					BTR Nach Schienentherapie (T1)			
	RTA	RMAS	LTA	LMAS	RTA	RMAS	LTA	LMAS
MW	16,40	14,61	15,63	16,96	20,83	22,53	21,36	21,71
StAb	8,43	12,91	12,09	13,44	11,99	12,80	17,54	11,28
Min.	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	3,40	0,00
Max.	36,60	74,70	51,10	70,80	55,50	56,00	95,30	73,40

Tab. 11: Deskriptive Statistik der Muskelaktivität während des Bite Test Reports (BTR). Mittelwert (MW), Standardabweichung (StAb), Minimum (Min) und Maximum (Max) der rechten M. temporalis anterior (RTA), der linken M. temporalis anterior (LTA), der rechten M. masseter (RMAS) und der linken M. masseter (LMAS) in DIR[®]-Position (DIR[®]) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) gemessen in μV .

In der DIR[®]-Position (Tab. 11) lag der Mittelwert für den rechten M. temporalis ant. vor der Therapie bei $16,40 \pm 8,43 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 36,60) und nach der Therapie bei $20,83 \pm 11,99 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 55,50). Für den linken M. temporalis ant. lag der Mittelwert vor der Therapie bei $15,63 \pm 12,09 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00

und Maximum 51,10) und nach der Therapie bei $21,36 \pm 17,54 \mu\text{V}$ (Minimum 3,40 und Maximum 95,30). Der Mittelwert für den rechten M. masseter lag in der DIR[®]-Position vor der Therapie bei $14,61 \pm 12,91 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 74,7) und nach der Therapie bei $22,53 \pm 12,80 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 56,00). Für den linken M. masseter lag der Mittelwert vor der Therapie bei $16,96 \pm 13,44 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 70,80) und nach der Therapie bei $21,71 \pm 11,28 \mu\text{V}$ (Minimum 0,00 und Maximum 73,40). Eine statistische Signifikanz lag zwischen T0 und T1 bei allen Muskeln in der DIR[®]-Position vor, siehe hierzu Tabelle 12.

Vor- (T0) versus nach Schienentherapie (T1) in DIR [®]	p-Wert
BTR RTA	0,00
BTR RMAS	0,00
BTR LTA	0,02
BTR LMAS	0,00

Tab. 12: Statistischer Vergleich der Muskelaktivität während des Bite Test Reports (BTR) in DIR[®]-Position (DIR[®]) vor (T0) und nach Schienentherapie (T1) für den rechten M. temporalis anterior (RTA), den linken M. temporalis anterior (LTA), den rechten M. masseter (RMAS) und den linken M. masseter (LMAS). Zur Analyse der statistischen Unterschiede wurde der Wilcoxon signed rank test mit einem Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ verwendet. Fett: statistisch signifikanter Unterschied

Statistisch signifikante Unterschiede wies die Muskelaktivität zwischen ZKP und MI vor Schienentherapie im rechten M. masseter ($p = 0,01$) und nach Schienentherapie im linken M. temporalis ant. auf, siehe dazu Tabelle 13.

BTR								
Registrier- technik	p-Wert (bei T0)				p-Wert (bei T1)			
	RTA	RMAS	LTA	LMAS	RTA	RMAS	LTA	LMAS
ZKP:MI	0,14	0,01	0,11	0,15	0,73	0,21	0,04	0,14
MI:DIR	0,06	0,00	0,15	0,02	0,05	0,04	0,00	0,10
ZKP:DIR	0,96	0,67	0,84	0,79	0,06	0,42	0,87	0,94

Tab. 13: Statistischer Vergleich der Muskelaktivität während des Bite Test Reports (BTR) zwischen zentraler Kondylenposition (ZKP) und maximaler Interkuspitation (MI), zwischen maximaler Interkuspitation (MI) und DIR[®]-Position (DIR[®]) und zwischen zentraler Kondylenposition (ZKP) und DIR[®]-Position (DIR[®]) für T0 (vor Schienentherapie) und T1 (nach Schienentherapie) für den rechten M. temporalis anterior (RTA), den linken M. temporalis anterior (LTA), den rechten M. masseter (RMAS) und den linken M. masseter (LMAS). Zur Analyse der statistischen Unterschiede wurde der Wilcoxon signed rank test mit einem Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ verwendet. Fett: statistisch signifikanter Unterschied

Im Vergleich der DIR[®]-Position mit der MI ergaben sich vor Schienentherapie für den Massetermuskel beidseits ($p = 0,02$) und nach der Schienentherapie für alle Muskeln außer den linken M. masseter ($p = 0,05$) statistisch signifikante Differenz der Muskelaktivität, siehe Tabelle 13.

Die Registrierung in ZKP verglichen mit der DIR[®]-Position ergab sowohl vor als auch nach Schienentherapie für keinen der Muskeln einen statistisch signifikanten Unterschied in der Muskelaktivität, siehe Tabelle 13.

4.3.2 Graphischer Vergleich

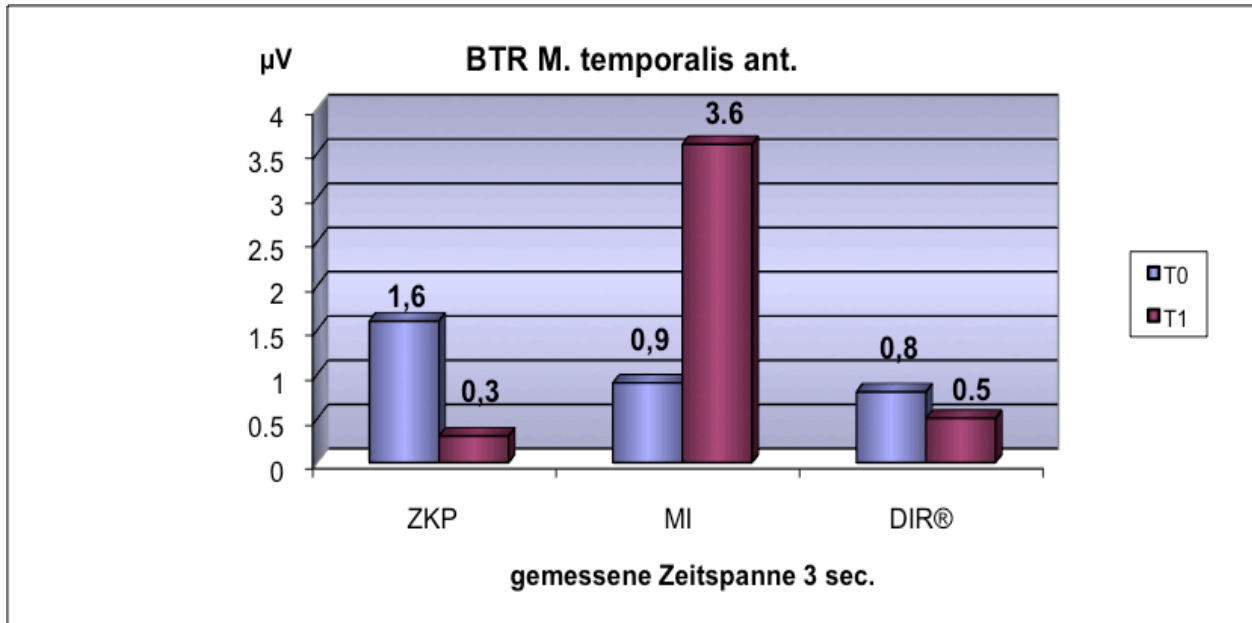


Abb. 19: Vergleich der Mittelwerte der Muskelaktivität aller Probanden im Seitendifferenz während des Bit Test Reports (BTR) für M. temporalis ant. für ZKP, MI und DIR®-Position vor (T0) und nach (T1) der Schienentherapie gemessen in μV bei einer Zeitdauer von 3 sec.

Die Abbildung 19 zeigt, dass die Seitendifferenz des M. temporalis ant. in ZKP bei 1,6 μV vor und bei 0,3 μV nach der Schienentherapie lag. In MI lag die Differenz der Seiten vor der Therapie bei 0,9 μV und nach der Therapie bei 3,6 μV . In der DIR®-Position lag die Seitendifferenz vor der Therapie bei 0,8 μV und nach der Therapie bei 0,5 μV .

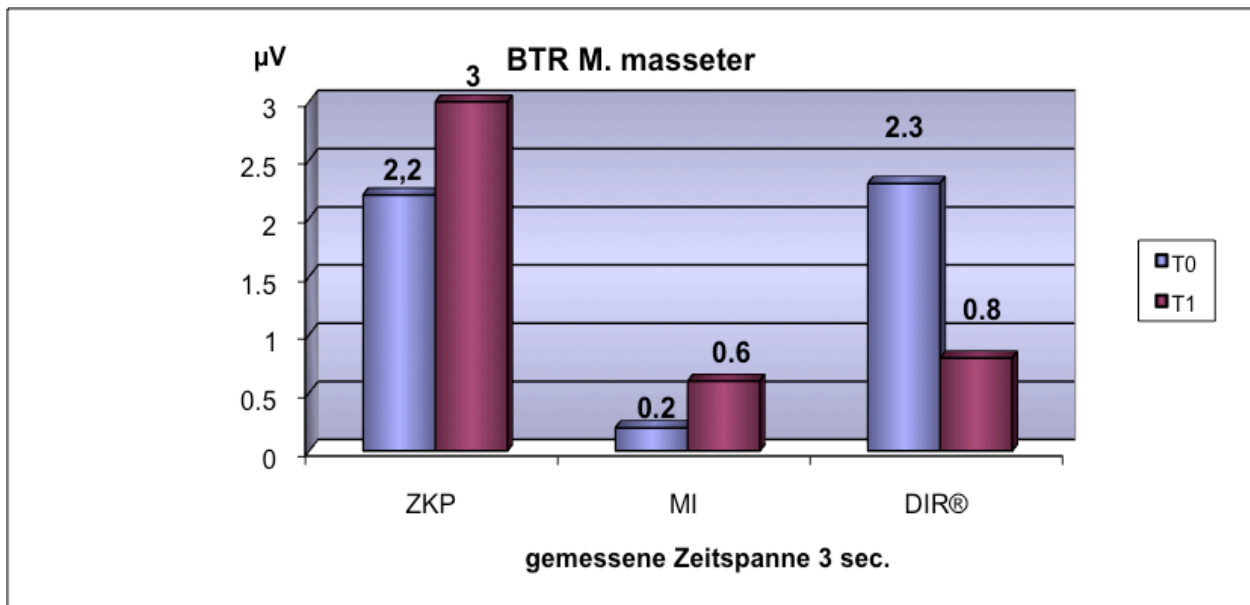


Abb. 20: Vergleich der Mittelwerte der Muskelaktivität aller Probanden im Seitendifferenz während des Bit Test Reports (BTR) für M. masseter für ZKP, MI und DIR®-Position vor (T0) und nach (T1) der Schienentherapie gemessen in μV bei einer Zeitdauer von 3 sec.

Die Abbildung 20 stellt die Seitendifferenz des M. masseters für die drei oben genannten Registrierpositionen dar. In ZKP lag die Seitendifferenz bei $2,2 \mu\text{V}$ vor und bei $3 \mu\text{V}$ nach der Therapie. Bei der Messung in MI wurde vor der Schienentherapie eine Seitendifferenz von $0,2 \mu\text{V}$ und $0,6 \mu\text{V}$ nach der Therapie gemessen. In der DIR®-Position lag die Seitendifferenz vor der Therapie bei $2,3 \mu\text{V}$ und nach der Therapie bei $0,8 \mu\text{V}$.

4.4 Auswertung der Ergebnisse des POC- und TC-Koeffizient vor (T0) und nach (T1) Schienentherapie

4.4.1 Allgemeiner und statistischer Vergleich vor der Therapie (T0)

In folgender Tabelle sind die Parameter für den prozentualen Überlappungskoeffizient (POC gemessen in %) und den Torque-Koeffizienten (TC gemessen in %) für die verschiedenen Registriertechniken in maximaler Interkuspidation (MI), zentrischer Kondylenposition (ZKP) und DIR®-Position im M. temporalis anterior und M. masseter als Mittelwerte und Standardabweichungen (StAb) vor der Schienentherapie aufgeführt.

Registriertechnik	POC Koeffizient (%) T0		TC Koeffizient T0 %
	temporalis anterior	masseter	
ZKP (MW)	63,87	68,32	88,02
(StAb)	18,13	24,53	13,68
MI (MW)	71,66	74,84	89,94
(StAb)	15,31	14,39	8,59
DIR[®] (MW)	75,99	81,47	89,86
(StAb)	15,54	11,88	8,17
ZKP:MI:DIR[®]			
F	3,66	3,56	0,28
p^a	0,03	0,03	0,76
ZKP:MI			
p^b	0,27	0,57	1
MI:DIR[®]			
p^b	1	0,55	1
ZKP:DIR[®]			
p^b	0,03	0,03	1

Tab. 14: Prozentualer Überlappungs-Koeffizient (Percentage-Overlapping Coefficient = POC) und Torque-Koeffizient (TC) vor Schienentherapie (T0) für die verschiedenen Registriertechniken. Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (StAb) für POC und TC für maximale Interkuspitation (MI), zentrische Kondylenposition (ZKP) und DIR[®]-Position im M. temporalis anterior und M. masseter gemessen in %

^a Unterschiede zwischen MI, ZKP und DIR[®]-Position; für die Datenanalyse wurde die one-way (einfaktorielle) ANOVA verwendet; DF (2, 75).

^b Hauptunterschiede zwischen den Techniken (MI, ZKP und DIR[®]-Position); Post-hoc Bonferroni Korrektur wurde für die Datenanalyse verwendet.

p < 0,05 kennzeichnet statistisch signifikanten Unterschied. Fett: statistisch signifikanter Unterschied

Der POC-Wert variiert vor der Therapie mit der Registriertechnik sowohl für M. temporalis ant. ($p = 0,03$) und M. masseter ($p = 0,03$), siehe Tabelle 14. Der Post-hoc Test zeigte für beide Muskeln deutlich eine signifikant höhere Symmetrie in der DIR[®]-Position als in ZKP ($p = 0,03$). Für den TC-Wert waren die Unterschiede nicht signifikant.

4.4.2 Allgemeiner und statistischer Vergleich nach der Therapie (T1)

In folgender Tabelle sind die Parameter für den prozentualen Überlappungskoeffizient (POC gemessen in %) und den Torque-Koeffizienten (TC gemessen in %) für die verschiedenen Registriertechniken in maximaler Interkuspidation (MI), zentrischer Kondylenposition (ZKP) und DIR[®]-Position im M. temporalis anterior und M. masseter als Mittelwerte und Standardabweichungen (StAb) nach der Schienentherapie aufgeführt.

Registriertechnik	POC Koeffizient (%) T1		TC Koeffizient T1 %
	temporalis anterior	masseter	
ZKP (MW)	66,68	69,48	87,31
(StAb)	21,82	26,66	15,13
MI (MW)	70,92	68,92	85,56
(StAb)	17,91	19,34	13,07
DIR[®] (MW)	76,75	80,62	91,09
(StAb)	15,92	10,6	7,11
ZKP:MI:DIR[®]			
F	1,90	2,84	1,38
p^a	0,16	0,07	0,26
ZKP:MI			
p^b	1	1	1
MI:DIR[®]			
p^b	0,79	0,11	0,33
ZKP:DIR[®]			
p^b	0,17	0,14	0,81

Tab. 15: Prozentualer Überlappungs-Koeffizient (Percentage-Overlapping Coefficient = POC) und Torque-Coeffizient (TC) nach Schienentherapie (T1) für die verschiedenen Registriertechniken. Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (StAb) für POC und TC für maximale Interkuspidation (MI), zentrische Kondylenposition (ZKP) und DIR[®]-Position im M. temporalis anterior und M. masseter gemessen in %

^a Unterschiede zwischen MI, ZKP und DIR[®]-Position; für die Datenanalyse wurde die one-way (einfaktorielle) ANOVA verwendet; DF (2, 75).

^b Hauptunterschiede zwischen den Techniken (MI, ZKP und DIR[®]-Position); Post-hoc Bonferroni Korrektur wurde für die Datenanalyse verwendet.
p < 0,05 kennzeichnet statistisch signifikanten Unterschied.

Der POC-Wert zeigt für die verschiedenen Registriertechniken nach Schienentherapie sowohl für den M. temporalis ant. ($p = 0,16$) als auch den M. masseter ($p = 0,07$) keine statistisch signifikante Differenzen, siehe Tabelle 15. Der Post-hoc Test zeigte ebenfalls für beide Muskeln keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Symmetrie für die verschiedenen Registriertechniken. Der TC-Wert unterscheidet sich ebenfalls nicht signifikant.

Ein Vergleich der POC-Koeffizienten zwischen Prä- zu Postschienentherapie ergab weder für den M. temporalis ant. ($p = 0,80$) noch für den M. masseter ($p = 0,63$) einen statistisch signifikanten Unterschied. Ebenso ergab der TC-Koeffizient mit einem Wert von $p = 0,54$ keinen signifikanten Unterschied zwischen T0 und T1.

5. Diskussion

Ziel dieser Untersuchung war es, mit Hilfe eines Oberflächen-EMGs festzustellen, ob bei stomatognath gesunden Probanden verschiedene Registrierpositionen zu einer unterschiedlich hohen Muskelaktivität (BTR), zu unterschiedliche Muskelsymmetrien (POC) bzw. zu unterschiedlichen Torque-Koeffizienten (TC) führen, und ob eine Schienentherapie zu einer Veränderung des Muskelruhetonus (RTR), der Muskelermüdung (FTR) und der Muskelaktivität bei den unterschiedlichen Registriertechniken führt. Die Arbeitshypothese war, dass es durch das Tragen einer Aufbissbehelfers bei verschiedenen Registrierpositionen zu einer unterschiedlichen totalen Muskelaktivität (BTR), Symmetrie (POC), verschiedengradigen Torque-Koeffizienten (TC), Veränderung des Muskelruhetonus (RTR) und der Muskelermüdung (FTR) kommt. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen, dass die Schienentherapie bei stomatognath gesunden Probanden keinen signifikanten Einfluss auf den Ruhetonus (RTR), die Muskelermüdung (FTR) und die totale Muskelaktivität (BTR) hat. Die muskuläre Symmetrie (POC) wird zum Zeitpunkt T0 (Voruntersuchung) signifikant und zum Zeitpunkt T1 (Nachuntersuchung) nicht signifikant durch die Position des Unterkiefers bestimmt. Die Registrierposition hat zu keinem Zeitpunkt einen signifikanten Einfluss auf dem Torque Koeffizienten (TC).

Es konnte festgestellt werden, dass typische Tätigkeitsmuster der menschlichen Kaumuskulatur von der Stärke der Kontraktion abhängig sind (Naeije et al., 1989). Die Elektromyographie (EMG) ist ein Aufzeichnungsverfahren des elektrischen Potentials der Muskeln. Die EMG-Technik führt zur Erfassung und Verstärkung von Aktionspotentialen der Motoreinheit der Muskeln (Suvinen et al., 2007). Es ist nachgewiesen, dass jeder Muskel, trotz einer Hauptfunktion, bei Kontraktion auch zu einer variablen Kontraktion in anderen, insbesondere angrenzende Muskeln, führt (die sogenannte Wechsel-Wirkung oder mimetische Tätigkeit) (Suvinen et al., 2007). Diese Tatsache erschwert eine isolierte Aufzeichnung der EMG-Aktivität der zu untersuchenden Muskeln mittels Oberflächenelektroden (Suvinen et al., 2007). Seitdem bekannt ist, dass die EMG-Signale empfindlich auf Faktoren, die CMD (Craniomandibuläre Dysfunktions)-Symptome erzeugen, reagieren, wird vermehrt das Spektrum der EMG-Signale untersucht (Spektralanalyse) (Baad-Hansen et al., 2009; Barker et al., 1989).

5.1 Relaxation Test Report

Die Unterkieferposition wird in Ruhelage durch passive Kräfte gehalten. Ahlgren et al. (1973) haben festgestellt, dass der posteriore Teil des M. temporalis die Mandibula in Ruhelage in Position hält. Dadurch wird bei einer in Ruhelage befindlichen Kieferposition eine EMG-Aktivität in den Kieferschließmuskeln gemessen (Baad-Hansen et al., 2009). Seit langem wird vermutet, dass verschiedene muskuloskelettale Schmerzerkrankungen im ruhenden Muskel ein höheres EMG-Aktivitäts-Niveau erzeugen (Baad-Hansen et al., 2009). Durch experimentell erzeugte Schmerzen kann bei halbmaximaler Kieferöffnung ein Anstieg der EMG-Aktivität in den Kieferschließmuskeln beobachtet werden. Dadurch wird der sogenannte Kieferdehnungsreflex ausgelöst (Baad-Hansen et al., 2009). Dieser Effekt stimmt mit dem Schmerzadaptationsmodell überein. Das Schmerzadaptationsmodell sagt aus, dass nozizeptive afferente Fasern die Zwischenneuronen zur Gehirnströmung anregen (Baad-Hansen et al., 2009). Dadurch kommt es zu einer begünstigten Ansammlung der Alpha-Motoneuronen und weiterfolgend zu akuten Schmerzempfindungen in der Kaumuskulatur, wenn der Muskel als ein Antagonist arbeitet (Baad-Hansen et al., 2009). Die darauf folgenden physiologischen Anpassungsvorgänge führen zu einer Verminderung der maximalen Kieferöffnung. Diese Auswirkung auf die EMG-Aktivität, die durch experimentell aktivierte Muskelnozizeptoren in den Schließmuskeln erzeugt wird, ist nicht von der wahrgenommenen Intensität des Schmerzes, sondern von der Unterkieferposition abhängig (Baad-Hansen et al., 2009). Auf der Gewebebasis führt der Schmerz zu einem Ultrastrukturschaden an den Muskelfasern und dem Bindegewebe, und nachfolgenden zu einer Entzündung (Baad-Hansen et al., 2009).

Eine weitere mögliche Erklärung für Schmerzen in der Kaumuskulatur nach anhaltendem niedrigem Kontraktionslevel ist die dauernde Aktivierung von mehreren niedrigschwelligen Motoreinheiten. Diese Motoreinheiten können überlastet und beschädigt werden, und so zu Entzündung und schließlich zum Muskelschmerz führen (Farella et al., 2010).

Die Ergebnisse für den Relaxations-Test haben in dieser Untersuchungsreihe keine signifikanten Änderungen durch die Schienentherapie zeigen können. Allerdings ist der Muskelruhetonus bzw. die EMG-Aktivität in μV nach dreimonatiger Schienentherapie erheblich angestiegen (siehe Tabelle 1 bzw. Abbildung 15 und 16; S. 66-68). Rückwir-

kend kann nicht evaluiert werden, wodurch genau diese Änderung zustande gekommen ist, da alle Probanden funktionsgesund waren. Zudem ist, wie oben bereits beschrieben, gezeigt worden, dass ein Anstieg der EMG-Aktivität erst bei einer halbmaximaler Kieferöffnung zu erwarten ist. Es kann also nur vermutet werden, dass es durch die Schiene zu einer Dilatation der Muskeln gekommen sein könnte. Da aber die DIR[®]-Schiene eine maximale Bissperrung von 2,5 mm aufweist, kann eine Dehnung der Kaumuskulatur nicht direkt durch die Schiene verursacht worden sein. Es kann lediglich angenommen werden, dass es durch eine Entspannung der Muskeln (Senkung des Muskeltonus) zu einer Verlängerung und damit Dehnung der bindegewebigen Anteile gekommen sein könnte (Hüter-Becker und Dölken, 2005). Demzufolge ist zu vermuten, dass sich die Unterkieferruheposition ebenfalls vergrößert haben könnte, und dadurch der Proband möglicherweise bei einer größeren Mundöffnung relaxieren kann. Da aber die genaue Position des Unterkiefers in der Ruhelage nicht festgehalten wurde, kann dies nicht evaluiert werden.

5.2 Fatigue Test Report

Dass die Muskelausdauer in einem hohen, aber unbekanntem Ausmaß von den physiologischen Parametern der isometrisch zusammenziehenden Muskeltätigkeit, aber auch von individuellen psychologischen Faktoren abhängig ist, wies Christensen et al. bereits 1981 nach. Er zeigte, dass eine zentrale Muskelschwäche auf der Basis einer peripheren Muskelschwäche entstehen kann. Eine psychologische Ermüdung kann das Hauptergebnis peripherer biochemischer Vorgänge sein. Diese Vorgänge werden durch Transmitter, die Wedensky-Inhibitoren, an den neuromuskulären Einheiten reguliert. Die Wedensky-Inhibitoren verhindern durch eine teilweise oder völlig repetetive Entladung, sowie Erschöpfung der Muskelenergiespeicher an den Alpha-Motoreinheiten die Kontraktion der Skelettmuskulatur (Christensen et al., 1981). Folglich dient die subjektive Wahrnehmung von Muskelerschöpfung dazu, die Skelettmuskeln vor Überlastung zu warnen. Die progressive physiologische Muskelerschöpfung schützt die Skelettmuskeln gegen übermäßige Gewebeverletzung wie Nekrose und stellt in einem größeren oder kleineren Ausmaß den Fluss des Blutes in der Muskulatur wieder her. Wahrscheinlich wird damit einer anfänglichen Unterversorgung mit Sauerstoff, die

während der Periode einer starken Kontraktion entsteht, entgegen gewirkt (Christensen et al., 1981). Primär erschöpft der M. masseter, weil er, wie schon oben beschrieben, vorherrschend FT-Fasern enthält. Diese ermüden aufgrund einer schlechten oxidativen Versorgung relativ schnell. Durch die isometrische Muskeltätigkeit beim Zähnepressen wird eine relative Ischämie des M. masseters verursacht. Diese wiederum ruft einen anaeroben Stoffwechsel, bzw. anaerobe Glycolyse, und nachfolgende Erschöpfung der Muskelenergiespeicher, bzw. Glycogenspeicher, hervor (Christensen et al., 1981).

Schon ein kurzzeitiges maximales Pressen kann bei gesunden Personen zu Ermüdung und Schmerzen, besonders im M. masseter, führen (Abekura et al., 1995). Es gibt eine eindeutige Beziehung zwischen der zentral empfundenen Ermüdung und dem peripheren Prozess zur Lokalisierung der Ermüdung. Die Wahrnehmung der Muskelermüdung wird durch einen Anstieg der zentral erzeugten motorischen Befehle und nicht direkt durch die afferenten Muskelfasern hervorgerufen (Lyons et al., 1993). Im Allgemeinen ist aber die Muskelermüdung während einer isometrischen Kontraktion mit einer konstanten Kraft von der Verteilung der Muskelfasertypen abhängig (Ueda et al., 2002).

In der vorliegenden Studie wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Impulsstärke und der Impulsfrequenz zwischen den Zeitpunkten T0 zu T1 festgestellt. Dennoch haben sich die Impulsstärke und die Impulsfrequenz sowohl für den M. masseter als auch für den M. temporalis ant. zum Zeitpunkt T1 (nach der Schienentherapie) der Nulllinie angenähert (siehe Tabelle 3 und 4; S. 69-70). Schlussfolgernd setzt die Muskelermüdung in beiden Muskelpaaren nach der Schienentherapie später ein. Dies könnte eventuell damit erklärt werden, dass sich die Verteilung der Muskelfasertypen durch das Tragen der Schiene zu Gunsten der ST-Fasern (aerober Stoffwechsel) verschoben haben könnte, sodass die Ermüdung durch eine bessere Sauerstoffversorgung später eintritt. Somit wäre die subjektive Wahrnehmung einer Muskelermüdung durch Schmerzen später wahrzunehmen, da die Gefahr einer Gewebeverletzung durch die veränderte Stoffwechsellage vermindert ist. Auch Farella et al. (2010) stellten fest, dass Schmerzen in der Kaumuskulatur die Hauptursache für eine vorzeitige Ermüdung der Muskulatur darstellen. Die Schmerzen wurden dabei am häufigsten im M. masseter wahrgenommen. Die Schmerzintensität ist jedoch nicht der Hauptfaktor für die EMG-Änderungen (Baad-Hansen, 2009). Ebenfalls ist die EMG-Amplitude des M. masseter in allen Unterkieferpositionen gleich.

Ein Aspekt, welcher in dieser Untersuchung bei der Auswahl der Probanden nicht evaluiert wurde, ist das Vorliegen eines Kreuzbisses. Ferrario et al. (2006) konnten nachweisen, dass ein einseitiger Kreuzbiss signifikant die Kiefermuskelaktivität ändert und die muskuläre Leistung reduziert. Inwieweit dieser Aspekt die Ergebnisse der vorliegenden Studie beeinflusst haben könnte, kann nachfolgend nicht beurteilt werden. Des Weiteren zeigten Ferrario et al. (2006), dass das Vorhandensein eines Neutralbisses (teilweise oder komplette Angle Klasse I) für die Entwicklung der maximalen Kieferschließkraft nicht von Bedeutung ist. In dieser Studie wurden aber alle Probanden mit einer kieferorthopädischen Vorbehandlung mit Extraktion eines Prämolaren aus der Untersuchung ausgeschlossen.

5.3 Bite Test Report

Vogel et al. (2007, 2008) fanden heraus, dass eine experimentell gesetzte unilaterale Störung in der Okklusion nach einem längeren Zeitraum zu einer Verlagerung der Kieferschließkraft auf die ungestörte Seite führt. Die daraus resultierenden Anpassungsreaktionen sind funktionell morphologische Veränderungen des Faserspektrums sowie des Stoffwechsels. Das Faserspektrum verschiebt sich zugunsten der ST-Fasern mit einer quantitativen Erhöhung auf der okklusionsgestörten Seite, die Faserquerschnitte der FT-Fasern auf der nicht okklusionsgestörten Seite hypertrophieren. Die Kieferschließkraft auf der Seite ohne Okklusionsstörung ist höher als auf der Seite mit der Okklusionsstörung. Zudem sinkt die Kieferschließkraft insgesamt auf der Seite mit der Okklusionsstörung mehr als auf der Seite ohne Okklusionsstörung. Die Kapillarisation nimmt auf der ungestörten Okklusionsseite zu. Die oxidativen wie auch die glykolytischen Enzymaktivitäten verringern sich signifikant stärker auf der gestörten Seite. Außerdem konnten Naeije et al. (1998) im Vergleich der EMG-Aktivitäten der linken und rechten Kaumuskulatur zeigen, dass tendenziell der M. masseter eine höhere EMG-Aktivität und die größere Querschnittsfläche im Vergleich zu M. temporalis hat. Zudem befindet sich der aktivere M. masseter auf der Seite mit der größeren Anzahl von Seitenzahnkontakten. Damit konnte nachgewiesen werden, dass die morphologischen Merkmale und die funktionelle Beanspruchung in direktem Zusammenhang stehen.

Aus der Muskelphysiologie ist bekannt, dass der Masseter und der Temporalis als

Kieferschließer zu 75-80 % aus FT-Fasern bestehen (Kobayashi et al., 1988). Bei unilateralen Okklusionsstörungen kommt es, wie oben schon beschrieben, zu funktionell morphologischen sowie Stoffwechseleränderungen mit der Verlagerung der Kieferschließkraft auf die kontralaterale Seite. Hierdurch wird die Muskelsymmetrie gestört und die Muskeln werden stark palpationsempfindlich. Diese Reaktion infolge einer hohen Belastung durch Ausweich- und Abrasionsbewegungen wird während des Suchens einer habituellen Interkuspitation verursacht. Somit ruft ein Okklusionshindernis ein erhebliches Ungleichgewicht des neuromuskulären Mechanismus hervor und beeinflusst zudem den gesamten menschlichen Körper (Kobayashi et al., 1988). Andererseits können sich das Kau-system, Okklusionskontakte und Bewegungsabläufe an ein Hindernis anpassen (Eriksson et al., 1987; Kobayashi et al., 1988; Sheikholeslam et al., 1983; Vogel, 2007, 2009). Diese Ergebnisse unterscheiden sich von den Beobachtungen von Sforza et al. (2010). Diese untersuchten die EMG-Aktivität des M. masseters und M. temporalis anterior mit und ohne ein artifizielles Okklusionshindernis und konnten keine signifikanten Unterschiede für die globale neuromuskuläre Koordination und die muskulären Symmetrie feststellen.

Ein weiterer Faktor zur Verursachung eines unilateralen Kauens können Schmerzen und muskuläre Ermüdung infolge vom CMD sein (Abekura et al., 1995). Habituelles unilaterales Kauen ist ein Faktor der CMD. Infolge von Schmerzen werden die Kaumuskeln daran gehindert, in voller Kapazität zu arbeiten. Deshalb werden Ermüdungen und Schmerzen viel schneller durch ein unilaterales als ein bilaterales Kauverhalten verursacht (Abekura et al., 1995; Ueda et al., 2002).

Der direkte Vergleich der Kieferschließkraft (Tabelle 12, S. 77) vor und nach der Schientherapie in der DIR[®]-Position zeigt in dieser Studie statistisch hoch signifikante Unterschiede (RTA: $p = 0,000$, RMA: $p = 0,000$, LMA: $p = 0,001$, LTA: $p = 0,023$). Daher kann vermutet werden, dass sich die Stoffwechselforgänge normalisiert haben, und zugleich das Faserspektrum in seiner Qualität und Quantität im M. masseter und M. temporalis ant. auf beiden Seiten ausgeglichener ist. Somit erscheint die Kieferschließkraft symmetrischer. Diese Annahme wird von den verbesserten Spannungswerten mit $0,5 \mu\text{V}$ auf $0,8 \mu\text{V}$ für M. temporalis anterior und von $0,8 \mu\text{V}$ auf $2,3 \mu\text{V}$ für M. masseter unterstützt. Diese Werte deuten darauf hin, dass sich die Muskelaktivität nach Schientherapie während des BTR synchronisiert hat. Es scheint, dass die Muskel-

schmerzschwelle und die Muskelschmerztoleranz anstiegen. Christensen et al. definierten 1981 die Muskelschmerzschwelle als den Moment, in dem eine initiale Wahrnehmung intensiver Beschwerden in einem oder mehreren Kaumuskeln, nach Beginn des Pressens beginnt. Die Muskelschmerztoleranz wird als der Moment definiert, in dem nach Beginn des Zähnepressens massive unerträgliche Beschwerden und allmählich steigende subjektive Erschöpfung in einem oder mehrere Kaumuskeln wahrgenommen werden.

5.3.1 POC- und Torque-Koeffizient

Die unterschiedlichen Registriertechniken ergaben eine Veränderung in der Muskelaktivität, Symmetrie und dem Torque Koeffizienten. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen, dass das Tragen einer Schiene eine Auswirkung auf die Muskelaktivität auch bei symptomlosen Probanden hat (Hickman et al., 1998; Jiménez, 1989; Klasser et al., 2006; Williamson et al., 1980). Ebenfalls wurde berichtet, dass das Gleichgewicht der synergistischen Muskelaktivität entscheidend für eine effiziente Muskelkontraktion und maximale Muskelaktivierung ist. Ebenso ist eine stabile Okklusion für die Bestimmung des Muskelverhaltens bei anteroposterioren Änderungen der Unterkieferposition wichtiger als die Position des Kiefers (Jiménez, 1989; Tecco et al., 2008). Es ist erwiesen worden, dass craniomandibuläre Schmerzen und Dysfunktionen, sowie Erkrankungen des neuromuskulären Systems eine veränderte EMG-Aktivität und geringere Muskelsymmetrie erzeugen (Hickman et al., 1998; Kobayashi et al., 1988). Die in dieser Studie untersuchten Probanden waren allerdings alle funktionsgesund.

Durch eine Schienentherapie kann eine Steigerung der EMG- bzw. Kontraktions-Symmetrien sowie eine Reduktion der EMG- bzw. Kontraktions-Aktivität in den paarweise zusammenhängenden Kaumuskeln erzielt werden (Ferrario et al., 2002; Naeije et al., 1991; Tecco et al., 2008; Visser et al., 1994). Allerdings ist der EMG-Ausschlag abhängig von der okklusalen Gestaltung der Schiene. Es konnte gezeigt werden, dass die Ausdehnung der Schiene (Anzahl der erfassten Zähne), die Position der Zahnkontakte und die Dicke der Schiene bei gesunden Probanden sowohl für die Regulierung der EMG-Aktivität der untersuchten Muskeln als auch für die Regulierung der Kieferschließkraft eine wichtige Rolle spielen (Suvinen et al., 2007). Tecco et al. (2008)

vertreten die Meinung, dass allein das Tragen einer Schiene, vermutlich wegen einer für das Gehirn geänderten Information aus der Peripherie, eine Stabilisierungswirkung auf die Okklusion haben könnte. Denn nach Entfernung der Schiene traten innerhalb von 1-2 Wochen die prätherapeutischen Symptome bei ca. 80 % Probanden erneut auf (Sheikholeslam et al., 1986). Dabei ist die bilaterale okklusale Stabilität eine Voraussetzung für eine optimale neuromuskuläre Funktion (Tecco et al., 2008).

Die am häufigsten untersuchten Muskeln mittels der Oberflächen EMG sind der M. masseter und M. temporalis (speziell M. temporalis anterior), da sie für Untersuchungen sehr leicht zugänglich sind (Alajbeg et al., 2003; ; Chandu et al., 2004; Ferrario et al., 2006, 2000; Gianluca et al., 2007; Hickman et al., 1998; Sheikholeslam et al., 1982, 1983, 1986; Suvinen et al., 2003, 2007; Tecco et al., 2008).

In der vorliegenden Studie wurde zum Zeitpunkt T0 (vor Schienentherapie) ein signifikant höheres POC-Wert während der DIR[®]- als während der ZKP-Messung (ZKP:DIR[®]: $p=0,03$) für beide Muskeln festgestellt, während der TC-Wert sich nur geringfügig zwischen den Registrierpositionen unterschied. Die Erklärung hierfür ist, dass die Muskelsymmetrie vom Kieferschließkraftniveau abhängig ist. Wobei tendenziell die Muskeln bei einer geringeren Kontraktionskraft asymmetrischer agieren als bei höherer Kraft (Forrester et al., 2010). Andere Studien zeigten, dass auch asymptotische Probanden eine Vorzugsseite haben, auf der sie während eines bilateralen Beißens eine höhere Muskelkraft erzeugen können, was entsprechend zu einer asymmetrischen Muskelaktivität führt (Ferrario et al., 2000). Die in dieser Studie beobachteten POC-Werte waren in allen Registrierpositionen für den M. masseter höher (also symmetrischer) als für M. temporalis ant. Naeije et al. (1989) fanden heraus, dass bei asymptotischen Probanden bei unterschiedlichen Schließkräften eine größere Asymmetrie in M. masseter als in M. temporalis ant. bestand. Widersprüchliche Ergebnisse können demnach darauf zurückgeführt werden, dass die Probanden in dieser Untersuchung trotz negativen CMD eine Asymmetrie der Kaumuskulatur aufweisen. Weiterhin stellten Naeije et al. (1989) fest, dass der M. temporalis ant. bei geringer und der M. masseter bei höherer Kieferschließkraft stärker kontrahieren. Demnach ist der M. temporalis ant. während der natürlichen Funktion (der Mastikation) aktiver und bilateral symmetrischer als der M. masseter (Alajbeg et al., 2003; Lee et al., 2002; Naeije et al., 1989; Suvinen et al., 2007; Tezuka et al., 2000).

Zum Zeitpunkt T1 (nach Schienentherapie) waren zwischen den Registrierpositionen keine statistisch signifikante Unterschiede zu verzeichnen. Die durchschnittliche Muskelaktivität zwischen ZKP, MI und DIR[®]-Position unterschieden sich nur minimal. Allerdings wurde die ZKP-Registrierung nur dann durchgeführt, wenn der Behandler der Ansicht war, dass der Proband die Muskeln entspannt hatte. Bei der MI ist dagegen bekannt, dass sie durch die freiwillig aufgewandte Kieferschließkraft des Probanden variiert. Sie ist aber mehr von der okklusalen Zahnführung als von der muskelgeführten Schließkraft abhängig (Tripodakis et al., 1995). Die Registrierung der DIR[®]-Position wird in einen vordefinierten Kieferschließkraftbereich (10-30 N) bestimmt. Jedoch können das Überspringen von mimetrischen Effekten in andere, insbesondere angrenzende Muskeln, zu einer veränderten Muskelaktivität führen (Armijo et al., 2006; Klasser et al., 2006). Dennoch wurde die durchschnittliche Muskelaktivität in ZKP, MI und DIR[®]-Position in einem ähnlichen Messbereich gemessen. Dies deutet darauf hin, dass die Registrier-technik bei asymptomatischen Probanden nur einen begrenzten Einfluss auf die durchschnittliche Muskelaktivität hatte, obwohl diese in einem biologisch akzeptablen Messbereich ausgeübt wurde. Bei Patienten mit CMD sind Anzeichen einer schnelleren neuromuskulären Ermüdung (Svesson et al., 2001) sowie eine höhere muskuläre Asymmetrie (Suvinen und Kempainen, 2007) erwiesen. Schlussfolgernd ist eine korrekte Registrierung mehr von dem Gesundheitszustand des Kausystems als von der angewandten Registriertechnik abhängig (Palla, 1997).

Insgesamt ist anhand des POC-Wertes durch den Vergleich der Zeitpunkte T0 zu T1 (M. temporalis ant.: $p = 0,80$; M. masseter: $p = 0,63$) eine symmetrischere Muskelkontraktion sowohl für den M. masseter als auch für den M. temporalis ant. festzustellen. Es konnte allerdings in dieser Studie nicht festgestellt werden, dass durch die Schiene der M. masseter in seiner Kontraktionssymmetrie und EMG-Aktivität mehr beeinflusst wird als der M. temporalis anterior. Forrester et al. (2010) haben jedoch herausgefunden, dass die Muskelaktivität symmetrischer ausfällt, wenn beim Zusammenbeißen die Kontakte bilateral auf den posterioren Anteil der Zahnreihe gesetzt werden, was mit der DIR[®]- Schiene gegeben ist.

5.4 Schlussfolgerung

Zusammenfassend kann eine mangelnde statistisch signifikante Änderung der Werte bezüglich der Relaxation, Ausdauer bzw. Ermüdung und der muskulären Beißkraft der untersuchten Kaumuskeln auf mehrere Aspekte zurückgeführt werden. Zum einen wird das EMG-Signal durch physiologische Parameter, das Alter, das Geschlecht, das Skelett, die Morphologie, psychologische Faktoren, die Hautdicke und das Gewicht beeinflusst (Klasser und Okeson, 2006; Naeije et al., 1989). Weiterhin erlauben die Oberflächen-Elektroden keine selektive EMG-Aufzeichnung für die spezifisch zu untersuchenden Muskeln, da die Aktivität der umgebenden Gesichtsmuskeln unvermeidlich mit aufgezeichnet wird. Was diesen Aspekt sicherlich mit beeinflusst, ist die Platzierung der Elektroden an derselben Stelle zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten (hier T0 und T1). Dazu hätte die Position der Elektroden markiert, zum Beispiel tätowiert, werden müssen (Baad-Hansen et al., 2009; Naeije et al., 1989; Ott R. W., 1994; Suvinen et al, 2003, 2007). Zudem muss berücksichtigt werden, dass sich die Haut in Bezug auf dem darunter liegenden Muskel während der Kieferbewegung bewegt haben könnte (Baad-Hansen et al., 2009). Eine weitere Fehlermöglichkeit ist, dass die Hautpartie möglicherweise nicht richtig entfettet wurde, was zu einer schlechteren Ableitung der Aktionspotentiale führt.

Rückwirkend kann auch nicht beurteilt werden, inwieweit die Ergebnisse durch die Kieferschließkraftverteilung bezüglich der höheren Kraft auf der Vorzugsseite beeinflusst wurden. Denn, wie bereits erwähnt, ist die Kieferschließkraft auf der Vorzugsseite (Ferrario et al., 2010) höher als auf der anderen Seite. Zudem hängt die muskuläre Leistung mit der okklusalen Stabilität zusammen; das heißt Personen mit einer höheren okklusalen Stabilität zeigen eine kürzere Kontraktionszeiten und größere EMG-Potentiale während des Kauens, als Personen mit einer niedrigeren okklusalen Stabilität (Ferrario et al., 2000). Dies wird, wie bereits beschrieben, zum einen durch vergrößerten Faserquerschnitt der FT-Fasern auf der nicht gestörten Seite und zum anderen durch eine quantitativ größere ST-Fasern auf der gestörten Seite begründet (Ferrario et al., 2000, 2010). Daraufhin nimmt die Kapillarisation auf der nicht gestörten Seite zu und auf der gestörten Seite verringert sich die oxidative wie auch die glykolytische Enzymaktivität. Man weiß aber auch, dass sich sowohl Morphologie als auch Funktion von

gepaarten Strukturen zwischen linker und rechter Körperhälfte im Allgemeinen differenzieren (Ferrario et al., 2000, 2010).

Es wäre also denkbar, dass sich das Faserspektrum in seiner Qualität und Quantität infolge der Therapie mit der DIR[®]-Schiene verändert haben könnte. Denn eine positive Auswirkung der Schiene bei stomatognath gesunden Probanden kann nicht gänzlich ausgeschlossen werden, da sich die Werte insgesamt, wenn auch nicht signifikant, etwas verbessert haben. Somit wäre es interessant herauszufinden, ob und welche möglichen histologischen Veränderungen durch die DIR[®]-Schiene hervorgerufen werden.

Weiterhin wurde bezugnehmend auf die Registrierposition zum Zeitpunkt T0 (vor Schienentherapie) ein signifikanter Unterschied zwischen der ZKP und DIR[®]-Position in der muskulären Symmetrie (POC) festgestellt (siehe Tabelle 14, S. 81). Zum Zeitpunkt T1 wurde zwischen der MI und der DIR[®]-Position ein signifikanter Unterschied in der Muskelaktivität im M. temporalis ant. und dem rechten M. masseter gemessen. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sich die Muskeln in der DIR[®]-Position symmetrischer verhalten als in ZKP oder MI.

Trotz der geringen Probandenzahl können anhand der in dieser Studie erhobenen Daten ein erster Anhaltspunkt über eine positive Auswirkung der DIR[®]-Schiene auf die Kaumuskulatur (M. masseter und M. temporalis ant.) dargestellt werden. Dennoch wären mit einer größeren Probandenzahl unter Ausschließung der ausgeführten Fehlerquellen die Ergebnisse aussagefähiger, da die festgestellten Verbesserungen in dieser Studie nicht vorbehaltlos interpretiert werden können. Auf jeden Fall konnte gezeigt werden, dass mit der DIR[®]-Position die größte motorische Einheit rekrutiert und eine höhere Muskelstabilität erzielt wird. Die Registriertechnik hat aber bei asymptomatischen Probanden nur einen beschränkten Einfluss auf die Muskelaktivität. Folglich wäre es nicht nur interessant, eine Studie an Probanden mit craniomandibuläre Dysfunktion durchzuführen, sondern auch den M. pterygoideus lateralis mit in die Untersuchungen einzubeziehen.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, mit Hilfe eines Oberflächen-EMGs die Muskelaktivität während verschiedener Verfahren der Kieferrelationsbestimmung, die Muskelruhelage, die Muskelermüdung und die maximale Kieferschließkraft bei stomatognath gesunden Probanden zu evaluieren. Die Kieferrelationsbestimmung erfolgte zum einen in der manuell geführten zentrischen Kondylenposition (ZKP), in maximaler Interkuspitation (MI) sowie in der DIR[®] (Dynamic-Intraoral-Registration)- Position. Zudem wurde der Einfluss einer Schienentherapie auf die oben angegebene Werte untersucht.

Insgesamt wurden 26 funktionsgesunde Probanden mit einem Altersdurchschnitt von $30,6 \pm 9,5$ Jahren (18 Frauen und 8 Männer) untersucht. Die elektromyographische Aktivität des M. masseter und M. temporalis ant. wurde beidseits mittels eines Oberflächen-EMGs (WinJaw, Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) abgeleitet. Das hierbei eingesetzte DIR[®]-System (Dynamics Intraoral Registration, Essen, Deutschland) ermöglicht es, in Echtzeit das Pfeilwinkelregistrat elektronisch positions- und kraftabhängig auf dem Monitor des Laptops aufzuzeichnen. Laut Angaben des Herstellers dient das Gerät dem Zweck, die individuelle neuromuskulär geführte zentrische Unterkieferposition zu bestimmen. Auf Basis der DIR[®]-Registrierung wurde eine Entspannungsschiene hergestellt. Die Probanden wurden angewiesen, diese nachts zu tragen. Nach drei Monaten erfolgte die Nachuntersuchung. Zur statistischen Auswertung wurde die einfaktorelle ANOVA Analyse und die Post Hoc Bonferroni-Korrelation verwendet. Zum Vergleich der Ergebnisse zu den Untersuchungszeitpunkten T0 und T1 (vor und nach Schienentherapie) wurde der Wilcoxon signed rank test zur statistischen Auswertung benutzt.

Der direkte Vergleich der Untersuchungszeitpunkte vor (T0) und nach (T1) der Schienentherapie ergab beim Relaxationstest (RTR) einen deutlichen, aber nicht signifikanten Anstieg des Muskeltonus. Der Muskelermüdungstest (FTR) ergab bezüglich der Impulsstärke (AC) und des Impulsfrequenzen (FC) im Vergleich von T0 zu T1 keine signifikanten Veränderungen. Während des maximalen Aufbisses (BTR) konnte zwischen dem Zeitpunkt T0 und T1 ebenfalls kein signifikanter Unterschied der mittleren Muskelaktivität festgestellt werden. Die muskuläre Symmetrie (Percentage Overlapping

Coeffizient, POC) reichte bei den verschiedenen Registriermethoden von 63,87 % bis 81,47 %. Vor der Schienentherapie konnte für die Aktivität des M. temporalis ($p = 0,03$) und des M. masseter ($p = 0,03$) während der Registrierung in DIR[®]-Position signifikant höhere POC-Werte (Symmetrie) festgestellt werden als in der manuell geführten ZKP. Die Werte der seitlichen Verschiebekraft (Torque Coefficient, TC) lagen zwischen 88,02 % und 89,99 % und zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Registriertechniken.

Nach Schienentherapie (T1) waren keine signifikanten Unterschiede der POC- und TC-Werte für die verschiedenen Registrierpositionen nachweisbar. Die muskuläre Symmetrie (POC) und die seitliche Verschiebekraft (TC) verbesserten sich im Vergleich T0 zu T1 geringfügig.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen, dass unterschiedliche Registriertechniken bei funktionsgesunden Probanden die Muskelsymmetrie beeinflussen, während die Muskelaktivität nur geringfügig betroffen ist. Im Bezug auf das muskuläre Gleichgewicht und die muskuläre Aktivität erwies sich zum Zeitpunkt der Voruntersuchung (T0) die DIR[®]-Position in Vergleich zur MI und ZKP am geeignetsten, möglichst große motorische Muskeleinheiten symmetrisch zu rekrutieren. Nach der Schienentherapie (T1) zeigte die Registriertechnik nur geringfügige Auswirkungen auf das muskuläre Gleichgewicht und die muskuläre Aktivität.

7. Summary

The aim of this study was to evaluate the muscle activity in stomatognathically healthy test patients during different registration positions, and to evaluate muscle activities during muscle rest, muscle fatigue, and at maximum jaw closing force by using surface EMG. The jaw relation was conducted in the manually guided centric relation (CR), in maximum intercuspation (MI) and the DIR[®] (Dynamic-Intraoral-Registration) -position.

A total of 26 functional healthy subjects with a mean age of 30.6 ± 9.5 years (18 women and 8 men) were studied. The electromyographic activity of the M. masseter and M. temporalis anterior of both sides were derived by means of a surface EMG (WinJaw, Zebris Medical GmbH, Isny, Germany). The DIR[®]-System (Dynamics Intraoral Registration, Essen, Germany) used hereby is based on the gothic arch tracing method and is obtained electronically and with computer support. According to the manufacturer the device serves the purpose of determining the individual neuromuscular guided centric jaw position. Based on the DIR[®]- registration a relaxation splint was produced. The test patients were instructed to wear them at night. After three months, was the follow-up. For statistical analysis, the one way ANOVA analysis and post hoc Bonferroni correlation were used. For comparison of the results at the time of investigation T0 and T1 (before and after splint therapy) the wilcoxon signed rank test was used for the statistic evaluation .

The direct comparison of the times of investigation (before (T0) and after (T1) splint therapy) resulted in a notable, but not significant increase of the Relaxation Test Report (RTR). The Fatigue Test Report (FTR) showed no significant changes concerning the amplitude value(AC) and the frequency response (FC) in the comparison of T0 to T1. During the Bite Test Report (BTR) no significant differences were determined between T0 and T1. The muscular symmetry (Percentage Overlapping Coefficient, POC) ranged from 63.87 % to 81.47 %. Before splint therapy the POC of the temporalis ($p = 0,03$) and masseter ($p = 0,03$) muscles was significantly higher during DIR[®]-position compared with manuel guided CR. The values of the lateral displacement force (Torque Coefficient, TC) ranged from 88.02 % to 89.99 % and showed no significant differences. At T1 no significant POC and TC values were detectable for the different recording positions.

In comparison to T0 the muscular symmetry (POC) and the lateral displacement force (TC) improved slightly at T1.

The results of this study show that in stomatognathic healthy test patients the registration technique influences the functional muscle symmetry (POC), while the muscle activity is only slightly affected. In terms of muscle balance and muscular activity at T0 the DIR[®]-position in comparison to MI and manual guided CR proved to be most appropriate to recruit large muscle motor units. After splint therapy (T1) the registration technique showed only minor effects on the muscular balance and muscular activity.

8. Literaturverzeichnis

- Abekura H, Kotani H, Tokuyama H, Hamada T. Asymmetry of masticatory muscle activity during intercuspatal maximal clenching in healthy subjects and subjects with stomatognathic dysfunction syndrome. *J Oral Rehabil*, 1995; 22: 699-704
- Ahlers MO, Jakstat HA. Klinische Funktionsanalyse, Interdisziplinäres Vorgehen mit optimierten Befundbögen. 3. Aufl., Hamburg: denta Concept Verlag GmbH, 2007
- Alajbeg IZ, Valentic-Peruzovic M, Alaibeg I, Illes D. Influence of occlusal stabilization splint on the asymmetric activity of masticatory muscles in patients with temporomandibular dysfunction. *Coll Antropol* 2003; 27: 361-371
- Armijo OS, Magee DJ, Parfitt M, Major P, Thie NM. The association between the cervical spine, the stomatognathic system, and craniofacial pain: a critical review. *J Orofac Pain* 2006; 20: 271-287
- Ash MM Jr. Philosophy of occlusion: past and present. *Dent Clin North Am*, 1995; 39: 233-255
- Aumüller G, Aust G, Doll A, Engele J, Kirsch J, Mense S, Reißig D, Salvetter J, Schmidt W, Schmitz F, Schulte E, Spaniel-Borowski K, Wolff W, Wurzinger LJ, Zilch HG. Duale Reihe – Anatomie. 2. Aufl., Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2010: 936-937
- Baad-Hansen L, Hara S, Marumo Y, Miles T, Svensson P. Effect of experimental pain on EMG-activity in human jaw-closing muscles in different jaw positions. *Arch Oral Biol*. 2009; 54: 32-39
- Baker PS, Parker MH, Ivanhoe JR, Gardner FM. Maxillomandibular relationship philosophies for prosthodontic treatment: a survey of dental educators. *J Prosthet Dent*, 2005; 93: 86-90
- Barker GR, Wastell DG, Duxbury AJ. Spectral analysis of the masseter and anterior temporalis: an assessment of reliability for use in the clinical situation. *J Oral Rehabil*, 1989; 16: 309-313
- Blattner P. Der falsche Biss und die Symptome - Kurzreferate 2007. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie e.V., 7. Juni - 9. Juni 2007; 36: 10-12
- Boos RH. Intermaxillary relation established by biting power. *J Am Dent Assoc*, 1940; 27: 1192-1195
- Borchers L, Jung T, Kpodzo-Yamoah E, Masterson J. Zur Reproduzierbarkeit der Relationsbestimmung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1979; 34: 599-602

Böttger H, Häupl K. Die Vollprothese. In: K. Schuchardt (Hrsg.): Die Zahn-, Mund- und Keferheilkunde, Bd. 3, 2. Teil, München-Berlin: Urban & Schwarzenberg, 1959: 1349-1515

Brenner B. Muskulatur. In: Klinker R, Pape HC, Kurtz A, Silbernagel S, Hrsg.: Physiologie, 6. Aufl., Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2010: 98-119

Bumann A, Lotzmann U. Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien. In: Rateitschak und Wolf (Hrsg.): Farbatlanten der Zahnmedizin, Bd. 12, Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, 2000

Celenza FV. The centric position: replacement and character. J Prosthet Dent 1973; 30: 591-598

Chandu A, Suvinen TI, Reade PC, Borromeo GL. The effect of an interocclusal appliance on bite force and masseter electromyography in asymptomatic subjects and patients with temporomandibular pain and dysfunction. J Oral Rehabil, 2004; 31: 530-537

Christensen LV. Jaw muscle fatigue and pains induced by experimental tooth clenching: a review. J Oral Rehabil, 1981; 8: 2-36

Dawson PE. Temporomandibular joint pain-dysfunction problems can be solved. J Prosthet Dent, 1973; 29: 100-112

Dawson PE. Grundzüge der Okklusion. Auswertung, Diagnose und Behandlung okklusaler Problemfälle. München: Zahnärztl. Med. Schrifttum, 1978

Dechow PC, Carlson DS. A method of bite force measurement in primates. J Biomech 1983; 16: 797-802

Denen HE. Movements and positional relations of the mandible. J Am Dent Assoc, 1938; 25: 548-556

Diedrichs G, Kordass B. Behandlungskonzept der Funktionsstörungen des Kau-systems. Dtsch Zahnärztebl, 1993; 193: 70-75

Dietzel A. Digitale Kieferrelationsbestimmung - die Alternative zur Handbissnahme. DZW, 2008; 38: 1-4

Dietzel A. Zur Lagebestimmung des Unterkiefers in zentrischer Relation mit dem DIR-System. Med Diss, Witten/Herdecke, 2009

Engelmeier RL. Early designs for the occlusal anatomy of posterior denture teeth: part III. J Prosthodont, 2005; 14: 131-136

Eriksson PO, Eriksson A, Ringqvist M, Thornell LE. Special histochemical muscle-fibre characteristics of the human lateral pterygoid muscle. Arch Oral Biol, 1981; 26: 495-507

- Eriksson PO, Stalberg E, Antoni L. Electromyographical studies of single motor units in the human temporal and masseter muscles. *Soc Oral Physiol*, 1987; 437
- Farella M, Soneda K, Vilmann A, Thomesen CE, Bakke M. Jaw muscle soreness after tooth-clenching depends on force level. *J Dent Res*, 2010; 89: 71-721
- Fehr CR. Theorie und Praxis des Artikulationsproblems. *Zahnärztl Welt*, 1948; 3: 7-9
- Ferrario VF, Sforza C, Colombo A, Ciusa V. An electromyographic investigation of masticatory muscles symmetry in normo-occlusion subjects. *J Oral Rehabil*, 2000; 27: 33-40
- Ferrario VF, Tartaglia GM, Galletta A, Grassi GP, Sforza C. The influence of occlusion on jaw and neck muscle activity: a surface EMG study in healthy young adults. *J Oral Rehabil*, 2006; 33: 341-348
- Forrester SE, Allen SJ, Presswood RG, Toy AC, Paln MTG. Neuromuscular function in healthy occlusion. *J Oral Rehabil*, 2010; 1-7: 663-669
- Fröhlich E, Körber E. Die prothetische Versorgung des Lückengebisses - Befunderhebung und Planung, 2. Aufl., Leipzig: Johann Ambrosius Barth, 1978: 84-96
- Fuhr K, Reiber T. Die Totalendoprothese. München-Wien-Baltimore: Urban und Schwarzenberg, 1993
- Garg AK. Analyzing dental occlusion for implants: Tekscan's TScan III. *Dent Implantol Update*, 2007; 18: 65-70
- Gerber A. Die Micro-Denture-Methode nach McGrane. *Schweiz Mschr Zahnheilk*, 1955; 65: 129
- Gerber A. Logik und Mystik der Kiefergelenkbeschwerden. Teil 1 und 2. *Schweiz Mschr Zahnmed*, 1964; 74: 1-20, 687-697 und 879-885
- Gerber A. Registriertechnik für die Prothetik, Okklusionsdiagnostik, Okklusionstherapie. Zürich: Eigenverlag, 1970
- Gernet W. Funktionsanalysen im stomatognathen System. München: Hanser, 1982
- Gesellschaft für Funktionsdiagnostik DIR[®] System GmbH & Co. KG, <http://www.dir-system.de/> (Zugriffdatum: 31.01.2011)
- Gianluca MT, Rodrigues da Silva MAM, Bottini S, Sforza C, Ferrario VF. Masticatory muscle activity during maximum voluntary clench in different research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDCTMD) groups. *Manual Therapy*, 2007: 434-440
- Goldspink G. Muscle energetics. In: Alexander R, Goldspink G (eds.). *Mechanics and energetics of animal locomotion*. Kapitel 3. London: Chapman and Hall, 1977: 23-45

Grant PG. Lateral pterygoid: Two muscles? Am J Anat, 1973; 138: 1-10

Gratzl M. Muskelgewebe. In: Gratzl M, Hrsg: Junquera/ Carneiro Histologie. 6. Aufl., München: Springer Verlag, 2005: 146-155

Gühning W, Barth J. Anatomie: spezielle Biologie des Kauystems. In: Grundwissen für Zahntechniker, Band 3, Verlag Neuer Merkur, 1992

Gurdsapsri W, Al M, Baba K, Fueki K. Influence of clenching level on intercuspal contact area in various regions of the dental arch. J Oral Rehabil, 2000; 27: 239-244

Gysi A. Beitrag zum Artikulationsproblem. Verlag A. Berlin: Hirschwald, 1908: 16-19

Gysi A. Artikulation. In: Bruhn C, Kantorowicz A, Partsch C, Hrsg.: Handbuch der Zahnheilkunde, Bd 3, München: Zahnärztliche Prothetik, J. F. Bergmann, 1930

Hanau RL. Occlusal changes in centric relation. J Am Dent Assoc, 1929; 16: 1903-1911

Harth U. Gibt es nur eine Zentrik? Wo steht der Unterkiefer richtig?, Studiengruppe für Restaurative Zahnheilkunde e.V., Die Zahnarztgruppe, Frühjahrestagung 2011, http://www.restaurative.de/documents/Restaurative-Review_FJT_2011-Gibt_es_nur_eine_Zentrik.pdf (Zugriffsdatum: 28.10.2012)

Hescheler J, Pfitzer G. Muskulatur. In: Speckmann EJ, Hescheler J, Köhling R, Hrsg.: Physiologie. 6. Aufl., München: Urban und Fischer Verlag, 2013: 170-187

Hickman DM, Cramer R. The effect of different condylar positions on masticatory muscle electromyographic activity in humans. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1998; 16: 18-23

Hollmann W, Hettinger T. Sportmedizin - Grundlagen für Arbeit, Training und Prävention. Stuttgart - NewYork: Schattauer, 2000; 4: 11-46

Hromatka A. Die Schlussbissnahme zur funktionellen Bestimmung der Zentralokklusion. Quintessenz, 1959; 19: 39-46

Hromatka A, Singer F. Die partielle abnehmbare Prothese. In: J. Münch, Hrsg.: Schriften zur Praxis des Zahnarztes, Bd. 3, München-Gräfeling: Werkverlag Dr. Edmund Banaschewski, 1966: 21-27

Hüter-Becker A, Dölken M. Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre. Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, 2005: 106-109

Hupfaut L. Vergleichende Untersuchung verschiedener Registrierverfahren. Dtsch Zahnärztl Z, 1971; 26: 158-162

Huxley H, Hanson J. Changes in the cross striation of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. Nature, 1954; 173: 973-976

Huxley AF. Muscular contraction. *J Physiol*, 1974; 243: 1-43

Jäger K, Schneider M. Wie beeinflussen Okklusionsstörungen und Stress die kybernetische Kraftsteuerung? *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 1992; 102: 536-540

Jakstat H. Über das Kaukraftdifferenzierungsvermögen im Biofeedbackversuch. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1991; 46: 766-768

Jakstat H, Gutschow F. Messung der aufgewendeten Kieferschlusskraft während der Stützstiftregistrierung bei vollbezahnten Patienten. *Dtsch Stomatol*, 1991; 41: 117-120

Jakstat H. Zur Lage des neutralen Belastungspunktes im zahnlosen Unterkiefer. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1993; 48: 576-577

Jankelson B, Swain CW. Physiological aspects of the masticatory muscle stimulation: The myomonitor. *Quintessence Int Dent Dig.*, 1972; 3: 57-62

Jankelson B, Spark S, Crane P. Neural conduction of Myomonitor stimulus: A quantitative analysis. *J Prosthet Dent*, 1975; 34: 245-253

Jankelson B, Radke JC. The Myomonitor: Its use and abuse (I). *Quintessence Int Dent Dig.*, 1978a; 9: 47-52

Jankelson B, Radke JC. The Myomonitor: Its use and abuse (II). *Quintessence Int Dent Dig.*, 1978b; 9: 35-39

Jiménez ID. Electromyography of masticatory muscles in three jaw registration positions. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1989; 34: 282-288

Jüde HD, Jakstat H, Genieser A, Vogel A. Beeinflussung der Ergebnisse der Stützstiftregistrierung durch Stützstiftposition und aufgewendete Kieferschlusskraft während der Registrierung. *Ulm: Vortrag DGZPW*, 1990

Jüde HD, Jakstat H, Genieser A, Vogel A. Über den Einfluss der Kieferschlusskraft auf das Ergebnis der Stützstiftregistrierung in der Sagittalen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1990; 45: 561-563

Jüde HD, Jakstat H, Genieser A, Vogel A. Das Ergebnis der Stützstiftregistrierung in Abhängigkeit von Kraft und veränderter Stiftposition in der Transversalen. *Dtsch Stomatol*, 1991; 41: 273-275

Keshvad A, Winstanley RB. Comparison of the replicability of routinely used centric relation registration techniques. *J Prosthodont*, 2003; 12: 90-101

Klasser GD, Okeson JP. The clinical usefulness of surface electromyography in the diagnosis and treatment of temporomandibular disorders, clinical practice. *J Am Dent Assoc.*, 2006; 137: 763-771

Klineberg I. Interarch relationships of teeth. In: Klineberg I, Jagger R, Hrsg.: Occlusion and clinical practice - an evidence based approach, Edinbrugh: Wright, 2001: 3-12

Klitzschmüller M. Untersuchungen zur Evaluierung der Kondylenposition bei unterschiedlichen Registrierverfahren. Medizinische Fakultät, Med Diss, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2011

Kobayashi Y, Hansson TL. Auswirkung der Okklusion auf den menschlichen Körper. Phillip J Restaur Zahnmed, 1988; 5: 255-263

Koeck B. Die Bissnahme im bezahnten Gebiss. ZWR, 1979; 18: 812-814

Koeck B, Bierwirth JT. Die Veränderung der Ruheschwebe des Unterkiefers in Abhängigkeit von Schwerkraft, Kopf- und Körperhaltung. Dtsch Zahnärztl Z, 1986; 41: 1161

Koeck B, Lückerath W. Instrumentelle Funktionsdiagnostik. In: Koeck B, Hrsg.: Funktionsstörungen des Kauorgans. PDZ, Bd. 8, 3. Aufl., München-Wien-Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1995: 117-149

Koeck B, Utz KH. Rekonstruktive Massnahmen. In: Koeck B, Hrsg.: Funktionsstörungen des Kauorgans. PDZ, Bd 8, 3. Aufl., München: Urban & Schwarzenberg, 1995: 281-321

Kohno SH, Körber E, Hüls A, Tabata T. Vergleich der Reproduktionsgenauigkeit verschiedener Registrierungen zur Bestimmung der Kieferrelation. Stomatol DDR, 1988; 38: 721-725

Köhler L. Quantitative kritische Untersuchungen der Kieferbewegungen beim Zahnlosen und Bezahnten. Dtsch Zahnärztl Z, 1958; 13: 495-499

Koller M, Ludwig J, Voß R. Streubereiche von Handbissnahme und Stützstiftregistrierung. Dtsch Zahnärztl Z, 1983; 38: 40-43

Kolndorffer K, Willner G. Die praxis-ökonomische Bisslagenbestimmung. Dt Zahnärztebl, 1988; 97: 112-118

Konrad P. EMG-Fibel - Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Version 1.0, Noraxon INC. USA, 2005

Körber KH. Zahnärztliche Prothetik - Funktionslehre, Gnathologie, Traumatologie. Bd. 1, 2. Aufl., Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, 1980: 77-87

Krogh-Poulsen W. Die Bedeutung der Okklusion für Funktion und Dysfunktion des Kiefers. In: Solberg WK und Clark GT, Hrsg.: Das Kiefergelenk - Diagnostik und Therapie. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 1983: 95-112

Kubein D, Stachniss V, Kruger W, Jahinig A. Teilaspekte eines Konzeptes für die Kiefergelenkfunktion. Dtsch Zahnärztl Z, 1980; 35: 631-634

Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various level of clenching. J Oral Rehabil, 1999; 26: 932-935

Lauritzen AG. Arbeitsanleitung für die Lauritzen-Technik. Carstens & Homvoc, Hamburg, 1972

Lauritzen AG. Atlas of occlusar analysis. HAH Publications, Colorado Springs, 1974

Lee SH, Kang DW. Optimum mandibular position guide by use of EMG activity and intra-oral tracer. J Korean Acad Prosthodont, 2002; 40: 560-571

Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ. Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde. Köln: Deutscher Zahnärzterverlag, 2009

Lentner E, Rammelsberg P, Böhm A, Prospiech P, Gernet W. Zum Untersuchungseinfluss auf Lage und Reproduzierbarkeit der zentrischen Kondylenposition. Dtsch Zahnärztl Z, 1997; 52: 411-415

Linke W, Pfitzer G. Kontraktionsmechanismen. In: Schmidt RF, Lang F, Hrsg.: Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie. 30 Aufl., Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2007: 112-131

Linsen S, Weisbach M, Grüner M, Koeck B. Über den Einfluss der Kieferschließkraft und der Verschiebung des Stützstiftes in der Transversalen auf die intraorale Stützstiftregistrierung. Dtsch Zahnärztl Z, 2006; 61: 286-290

Linsen S, Stark H, Samai A. The influence of different registration techniques on condyle displacement and electromyographic activity in stomatognathically healthy subjects: a prospective study. J Prosthet Dent, 2011: 1-8

Lotzmann U, Kobes LWR, Rudolph W, Paula MJ. Der Einfluss der Okklusion auf die Kopfhaltung während anhaltender Pressphasen. Dtsch Zahnärztl Z, 1989; 44: 162-164

Lotzmann U, Steinberg P. Klinische Anwendung der Kistler-Messplattform zur computer-gestützten Posturographie im Rahmen einer funktionsdiagnostischen Vergleichsstudie. Zahnärztl Welt, 1993; 99: 18-23

Lotzmann U. Entwicklung und Anwendung des Temporo-Mandibular-Positions-Comparators (TMPC) zur dreidimensionalen Erfassung statischer Verlagerungen der Mandibula. Untersuchungen zur mandibulären Autoreposition im Verlauf der okklusalen Initialtherapie dysfunktionsbedingter Erkrankungen des kranio-mandibulären Systems. Medizinische Fakultät, Med Habil-Schr, Georg-August-Universität Göttingen, 1994

Lotzmann U. Die Prinzipien der Okklusion. 5. Aufl., München: Neuer Merkur, 1998

- Lotzmann U. 2006: Skript zur zahnärztlichen Funktionsdiagnostik, www.aachenerfortbildung.de/SKRIDIAG.pdf (Zugriffsdatum: 13.05.2012)
- Lucia VO. Die Jig-Methode. Quintessenz Zahntech, 1991; 17: 701-714
- Ludin HP. Praktische Elektromyographie. 5. Aufl., Stuttgart, Enke, 1997
- Lückerath W. Die Relationsbestimmung. In: Koeck B, Hrsg.: Kronen und Brückenprothetik. PDZ, Bd. 5., München – Stuttgart – Jena – Lübeck – Ulm: Urban & Fischer, 1999: 167-191
- Lückerath W. Das okklusale Konzept. In: Koeck B, Hrsg.: Kronen und Brückenprothetik. PDZ, Bd. 5, München – Stuttgart – Jena – Lübeck – Ulm: Urban & Fischer, 1999: 223-251
- Lyons MF, Rouse ME, Baxendale RH. Fatigue and EMG changes in the masseter and temporalis muscles during sustained contraction. J Oral Rehabil, 1993; 20: 321-331
- Manns A, Miralles R, Palazzi C. EMG, bite force, and elongation of the masseter muscle under isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension. J Prosthet Dent, 1979; 42: 674-682
- Mansour RM, Reynik RJ. In vivo occlusal and associated moments. J Dent Res, 1975; 54: 114-120
- McCarroll RS, Naeije M, Hansson TI. Balance in masticatory muscle activity during natural chewing and submaximal clenching. J Oral Rehabil, 1989; 16: 441-446
- McGrane HF. Five basic principles of the McGrane full denture procedures. J Fla State Dent Soc, 1949; 20: 5-8
- McKee JR. Comparing condylar position repeatability for standardized versus nonstandardized methods of achieving centric relation. J Prosthet Dent, 1997; 77: 280-284
- McNeill C. Fundamental treatment goals. In: McNeill C, Hrsg.: Science and practice of occlusion. Chicago: Quintessence, 1997: 306-322
- McGrane HF. Five basic principles of the McGRANE full denture procedure. Fla State Dent J, 1955; 20: 5-12
- Meyer G. Praxisgerechte instrumentelle Funktionsdiagnostik. In: Schriftenreihe APW: Funktionslehre: Aktueller Stand und praxisgerechte Umsetzung. München: Hanser, 1993

- Naeije M, McCarroll RS, Weijs WA. Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the inter-cuspal position. *J Oral Rehabil*, 1989; 16: 63-70
- Obrez A, Türp JC. The effect of musculoskeletal facial pain on registration of maxillomandibular relationships and treatment planning: a synthesis of the literature. *J Prosthet Dent*, 1998; 79: 439-445
- Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 6TH ed., St. Louis: Mosby-Elsevier, 2008: 1-128 und 130-163
- Ott RW. Möglichkeiten und Grenzen der Elektromyographie in der Zahnheilkunde. *Dtsch Zahnärztl Z*, München: Carl Hanser Verlag, 1994; 49: 20-24
- Palla S. Bestimmung der Kieferrelation. In: Hupfaut L, Hrsg.: Totalprothesen. Bd. 7, 3. Aufl., München-Wien-Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1991: 133-194
- Palla S. Occlusal considerations in complete dentures. In: McNeill C, editor.: Science and practice of occlusion. Chicago: Quintessence Publishing, 1997: 457-467
- Palla S. Bestimmung der Kieferrelation. In: Koeck B, Hrsg.: Totalprothesen. PDZ, Bd. 7, 4. Aufl., München: Elsevier, Urban & Fischer Verlag, 2005: 95-151
- Pereira LJ, Gaviao MBD, Bonjardim LR, Castelo PM, van der Bilt A. Muscle thickness, bite force, and craniofacial dimensions in adolescents with signs and symptoms of temporomandibular dysfunction. *Eur J Orthod*, 2007; 29: 72-78
- Phillips G. Fundamentals in the reproduction of the mandibular movements. *J Am Dent Assoc*, 1927; 14: 409-421
- Piehslinger E, Celar A, Celar R, Jager W, Slavicek R. Reproducibility of the condylar reference position. *J Orofacial Pain*, 1993; 7: 75-101
- Posselt U. Studies in the mobility of the human mandible. *Acta Odont of Scand*, 1952; 10: 13-160
- Posselt U. Physiology of occlusion and rehabilitation. 2nd ed., Oxford-Edinburgh: Blackwell Scientific Publications, 1968: 25-64 und 121-173
- Pound E. Let "S" be your guide. *J Prosthet Dent*, 1997; 38: 482-489
- Proffit WR, Fields HW, Nixon WI. Occlusal forces in normal- and long-face adults. *J Dent Res*, 1983; 62: 566-570
- Pruim GJ, Ten Bosch JJ, De Jongh HJ. Jaw muscle EMG-activity and static loading of the madible. *J Biomech*, 1978; 11: 389-395

Ramfjord SP. Die Voraussetzungen für eine ideale Okklusion. Dtsch Zahnärztl Z, 1971; 26: 106-113

Ramfjord SP, Ash MM Jr. Occlusion. 2nd ed., Philadelphia-London-Toronto: W. B. Saunders, , 1971: 71-83

Ramfjord SP, Ash MM. Individuell optimale Okklusion. Berlin: Quintessenz Verl.-GmbH, 1992: 13-37 und 135-174

Rees LA. The structure and function of the mandibular joint. Brit Dent J, 1954; 96: 125-133

Reza Moini M, Neff PA. Reproducibility of occlusal contacts utilizing a computerized instrument. Quintessence Int, 1991; 22: 357-360

Ringqvist M. Fibre sizes of human masseter muscle in relation to bite force. J Neurosci, 1973a; 19: 297-305.

Ringqvist M. Isometric bite force and its relation to dimensions of the facial skeleton. Acta Odont Stand, 1973b; 31: 35-42

Roggendorf H, Voigt V. Präzision bei der intraoralen Stützstiftregistrierung: Vergleich der Messergebnisse in Abhängigkeit von der Registrierposition. Zahnarzt und Praxis, 2008; 11: 282-287

Rönqvist M. Histochemical enzyme profiles of fibres in human masseter muscles with special regard to fibres with intermediate myofibrillar ATPase reaction. J Neurol Sci, 1973; 18: 133-141

Rönqvist M. Fibre sizes of human masseter muscle in relation to bite force. J Neurol Sci, 1973; 19: 297-305

Rosbach A, Polanetzki H. Vergleichende Untersuchungen über die Bestimmung der vertikalen Kieferrelation beim Zahnlosen. Dtsch Zahnärztl Z, 1975; 30: 257-281

Saha FJ. CMD als Ursache von Kopf und Rückenschmerzen. Zahnarzt und Praxis, 2008; 11: 418-421

Schmidt HM. Kopf und Hals. In: Benninghoff A, Drenckhahn D, Hrsg.: Anatomie - Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie. Bd. 1, München: Elsevier, Urban & Fischer, 2008: 516-519

Schöttl W. Die cranio-mandibuläre Regulation. Heidelberg: Hüthig, 1991

Schumacher G. Anatomie: Lehrbuch und Atlas. 3. Aufl., Leipzig-Heidelberg: Barth, 1997: 385-391

Schumacher G, Kubota K. Oberflächliche Anatomie des Menschen. Wien – Berlin: Überreuter Wiss, 1998: 68-70

Schuyler CH. Intraoral method of establishing maxillo-mandibular relation. J Am Dent Assoc, 1932; 19: 1012-1016

Sforza C, Montagna S, Rosati R, De Menzes M. Immediate effect of an elastomeric oral appliance on the neuromuscular coordination of masticatory muscles: a pilot study in healthy subjects. J Oral Rehabil, 2010; 37: 1-8 und 840-847

Shafagh I, Yoder JL, Thayer KE. Diurnal variance of centric relation position. J Prosthet Dent, 1975; 34: 574-582

Sheikholeslam A, Müller E, Lous I. Postural and maximal activity in elevators of mandible before and after treatment of functional disorders. J Dent Res, 1982; 90: 37-46

Sheikholeslam A, Riise C. Influence of experimental interfering occlusal contacts on the activity of the anterior temporal and masseter muscles during submaximal and maximal bite in the intercuspal position. J Oral Rehabil, 1983; 30: 207-214

Sheikholeslam A, Holmgren K, Riise C. A clinical and electromyographic study of the long-term effects of an occlusal splint on the temporal and masseter muscle in patients with functional disorders and nocturnal bruxism. J Oral Rehabil, 1986; 13: 137-145

Silverman MM. Okklusion in der Prothetik und im natürlichen Gebiss. Berlin: Quintessenz, 1964

Slavicek R. Das Kauorgan: Funktion und Dysfunktionen. Klosterneuburg: Gamma Med-Wiss Fortbildungs-GmbH, 2000: 60-89

Sperr W. Indikation zur Anwendung der graphischen Methode bei der Funktionsanalyse des Gebisses. Zahnarzt und Praxis, 1978; 29: 133-137

Spomedial, 2011: Lassen sich schnelle in langsame Muskelfasern bzw. umgekehrt umwandeln?

http://vmrz0100.vm.ruhr-uni-bochum.de/spomedial/content/e866/e2442/e4687/e4692/e4775/e4870/index_ger.html

(Zugriffsdatum: 31.01.2011)

Spring KL. Anatomisch registrierte oder physiologisch bestimmte zentrale Okklusionslage des Unterkiefers? Österr Z Stomatol, 1953; 11: 572-575

Steiniger B. Kopf II und Hals. In: Lippert H., Hrsg.: Lehrbuch Anatomie, 8. Aufl., München: Elsevier, Urban & Fischer, 2011: 591-593

Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik. Band 3, 2. Aufl., Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 1999: 1077-1088

Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik. Band 3, 3. Aufl., Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2005: 1078-1080

Suckert R. Okklusionskonzepte. München: Verlag Neuer Merkur, 1992

Suvinen TI, Reade PC, Könönen M, Kemppainen P. Vertical jaw separation and masseter muscle electromyographic activity: a comparative study between asymptomatic controls and patients with temporomandibular pain and dysfunction. *J Oral Rehabil*, 2003; 30: 65-772

Suvinen TI, Kemppainen P. Review of clinical EMG studies related to muscle and occlusal factors in healthy and TMD subjects. *J Oral Rehabil*, 2007; 34: 631-644

Svesson P, Burgaard A, Schlosser S. Fatigue and pain in human jaw muscles during a sustained, low-intensity clenching task. *Arch Oral Biol*, 2001; 46: 773-777

Tarantola GJ, Becker IM, Gremillion H. The reproducibility of centric relation: a clinical approach. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 1245-1251

Tecco S, Tetè S, D'Attilio M, Perillo L, Festa F. Surface electromyographic patterns of masticatory, neck and trunk muscles in temporomandibular joint dysfunction patients undergoing anterior repositioning splint therapy. *Eur J Orthod*, 2008; 30: 592-597

Tecco S, Epifania E, Festa F. An electromyographic evaluation of bilateral symmetry of masticatory, neck and trunk muscles activity in patients wearing a positioner. *J Oral Rehabil*, 2008; 35: 433-439

Tezuka T, Sugiyama T, Sakurai K. Influence on myoelectric discharges of antero-posterior displacement of the mandibular position near the tapping point. *Bull. Tokyo Dent Coll*, 2000; 41: 59-71

Tripodakis AP, Smulow JB, Mehta NR, Clark RE. Clinical study of location and reproducibility of three mandibular positions in relation to body posture and muscle function. *J Prosthet Dent*, 1995; 73: 190-198

Troiano MF. New concept of the insertion of the lateral pterygoid muscle. *J Oral Surg*, 1967; 25: 337-341

Tryde G, McMillan DR, Stoltze K, Morimoto T, Spanner O, Brill N. Factors influencing the determination of the occlusal vertical dimension by means of a screw jack. *J Oral Rehabil*, 1974; 1: 233-244

Türp JC, Schindler HJ, Rodiger O, Smeekens S, Marinello CP. Vertikale und horizontale Kieferrelation in der rekonstruktiven Zahnmedizin. Eine kritische Literaturübersicht. *Schweiz Mschr Zahnmed*, 2006; 116: 403-417

Ueda HM, Kato M, Saifuddin M, Tabe H, Yamaguchi K, Tanne K. Differences in the fatigue of masticatory and neck muscles between male and female. *J Oral Rehabil*, 2002; 29: 575-582

Utz KH. Untersuchungen über Veränderungen der Interkuspitationsposition und der terminalen Scharnierachsenposition nach dem Einfügen von Totalprothesen. Medizinische Fakultät, Med Habil-Schr, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 1990

Utz KH, Bernhard N, Hültenschmidt R, Wegmann U, Hunterbrinker W. Reproduzierbarkeit der Pfeilwinkelregistrierung bei Vollbezahnten in Abhängigkeit vom Registriermaterial. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 1992; 102: 299-307

Utz KH, Müller T, Bernard N, Hultenschmidt R, Kurbel R. Handbissnahme oder Stützstiftregistrierung zur Einstellung der maximalen Interkuspitation bei Totalprothesenträgern?. *Dt Zahnärztebl*, 1993; 102: 780-791

Utz KH, Bernard N, Hultenschmidt R, Kurbel R. Differenzen zwischen myozentrischer und zentrischer Kondylenposition bei Totalprothesenträgern. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1994; 49: 557-562

Utz KH, Müller F, Lückcrath W, Fuss E, Koeck B. Accuracy of check-bite registration and centric condylar position. *J Oral Rehabil*, 2002; 29: 458-466

Utz KH, Müller F, Lückcrath W, Schwarting P, Noethlichs W, Büttner R, Fuß E, Grüner M, Koeck B. The lateral leeway in the habitual intercuspitation: experimental studies and literature review. *J Oral Rehabil*, 2007; 34: 406-413

Utz KH, Schmitter M, Freesmeyer WB, Morneburg T, Hugger A, Türp JC, Rammelsberg P. Kieferrelationsbestimmung. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für Zahnmedizin und Biomaterialien e.V. (DGPro), 2010: 1-19

Visser A, McCarroll RS, Naeije M. Masticatory Muscle Activity in different jaw relations during submaximal clenching efforts. *J Dent Res*, 1992; 71: 372- 379

Vogel A, Jakstat H, Jüde HD. Experimentelle Untersuchungen zum Einfluss der Registrierkraft auf das Ergebnis der Sützstiftregistrierung. *Dtsch Stomatol*, 1990; 40: 363-365

Vogel A. Konzept für die Bestimmung der Unterkieferposition -Teil 1, *ZWP Zahnarzt · Wirtschaft · Praxis*, 2007; 9: 110-111

Vogel A. Konzept für die Bestimmung der Unterkieferposition -Teil 2, *ZWP Zahnarzt · Wirtschaft · Praxis*, 2007; 10: 110-111

Vogel A. Konzept für die Bestimmung der Unterkieferposition -Teil 3, *ZWP Zahnarzt · Wirtschaft · Praxis*, 2007; 11: 82-83

Vogel A. Konzept für die Bestimmung der Unterkieferposition -Teil 4, ZWP Zahnarzt · Wirtschaft · Praxis, 2007; 12: 108-109

Vogel A. Verhalten der Kaumuskulatur - ein Überblick. Zahnarzt und Praxis, 2008; 11: 412-417

Vogel A. Der Einfluss der Muskulatur auf das orofaziale System - Teil 1, 2 und 3, ZMK, INTERAKTIVE FORTBILDUNG 2009,
(www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/detail/story/der-einfluss-der-muskulatur-auf-das-orofaziale-system-teil-1.html (bzw. -teil-2.html und -teil-3.html) (Zugriffsdatum: 21.01.2011)

Waldeyer A, Mayet A. Anatomie des Menschen für Studierende und Ärzte dargestellt nach systematischen, topographischen und praktischen Gesichtspunkten, Bd 2., 6. Aufl., Berlin: DE Gruyter, 1993: 94-97

Walkhoff O. Die Ermittlung der zentralen Okklusion. Zahnärztl Rdsch, 1926; 27: 466-477

Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. Scand J Dent, 1993; 101: 171-175

Walton T. Occlusion and fixed prosthodontics. In: Klineberg I, Jagger R, editor.: Occlusion and clinical practice - an evidence based approach. Edinburgh: Wright, 2004: 103-109

Weber T. Memorix - Zahnmedizin. 2. Aufl., Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, 2003: 316-319

Weiglein AH. Kopf, Cranium und Hals, Collum. In: Anderhuber F, Pera F, Streicher J., Hrsg.: Waldeyer - Anatomie des Menschen, Lehrbuch und Atlas in einem Band. 19. Aufl., Berlin: DE Gruyter, 2012: 749-751

Welsch U. Sobotta – Lehrbuch Histologie. 2. Aufl., München: Urban & Fischer Verlag, 2006: 157-166

Widmalm SE, Ericsson SG. Maximal bite force with centric and eccentric load. J Oral Rehabil, 1982; 9: 445-450

Williamson EH, Steinke RM, Morse PK, Swift TR. Centric relation: a comparison of muscle-determined position and operator guidance. Am J Orthod, 1980; 77: 133-145

Zäh M, Reinhart G. Experimentelle Analyse des menschlichen Kausystems. Forschungsberichte Bd. 180, Herbert Utz Verlag GmbH, 2003: 4-10

Zahnwissen-Lexikon, 2010: Kaukraft.
http://www.zahnwissen.de/frameset_lexi.htm?lexikon_ka-km.htm
(Zugriffsdatum 12.05.2010)

Zebris Medical GmbH, WinJaw 10.5.xx EMG Bedienungsanleitung, Text Release
08/2006

9. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich ein herzliches Dankeschön an alle, die beim Entstehen und Gestalten meiner Doktorarbeit geholfen haben, für ihre Unterstützung ausrichten:

Herrn Prof. Dr. Helmut Stark für die freundliche Überlassung des Promotionsthemas,

Frau Oberärztin Priv.-Doz. Dr. Sabine Linsen, für Ihre wertvolle und umfassende Hilfe sowie Betreuung bei der Gestaltung und Planung dieser Arbeit, ebenso für die zahlreichen Tipps, Anregungen und Literaturhinweise,

Frau Petra Bastian, die ich eine Zeit lang im Büro stören durfte, um die ganzen Graphiken auszudrucken und die mir mit hilfreichen Tipps zur Seite stand,

allen Probanden, für ihr mehrmaliges Erscheinen in der Zahnklinik, auch als eine Messung auf Grund fehlgeschlagener Technik wiederholt werden musste,

den Mitarbeitern des Fundamental Schulungszentrums in Essen, insbesondere Frau Blatter, Herrn Arnold und Herrn Beltermann, für die qualifizierte und materielle Unterstützung bei der Versuchsdurchführung,

Frau Dr. Miriam Klitzschmüller, die mir nicht nur durch fünf klinische Semester als Kojen-Partnerin und bis zum heutigen Tage als eine gute Freundin zur Seite steht, sondern auch mit mir eine Doktorarbeit geteilt hat,

und zu guter Letzt, aber unvergessen, meiner Familie, insbesondere meiner Mutter, mit deren Unterstützung ich die Niederschrift meiner Doktorarbeit, trotz meiner kleinen Tochter, gezielt durchziehen konnte.