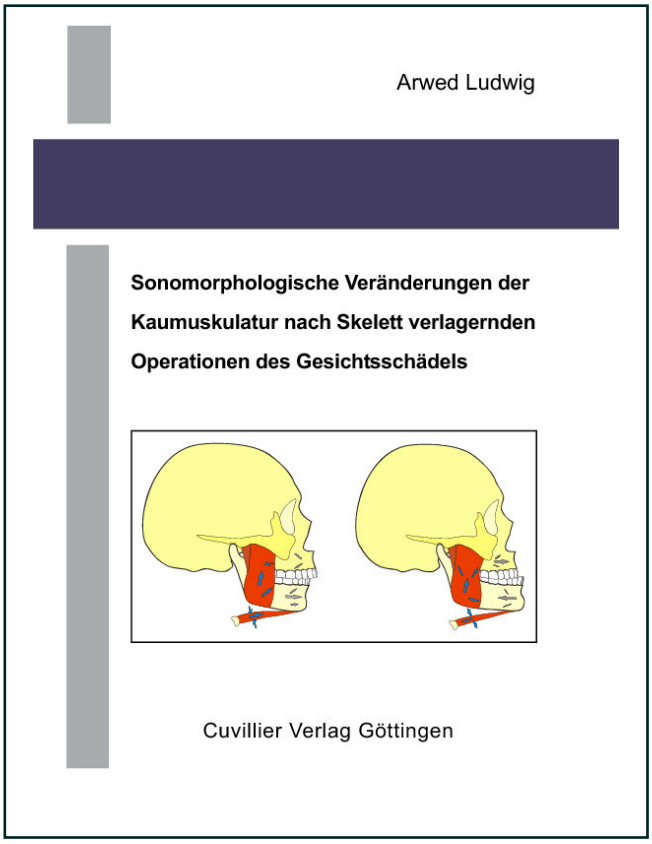
Arwed Ludwig (Autor)

Sonomorphologische Veränderungen der Kaumuskulatur nach Skelett verlagernden Operationen des Gesichtsschädels



https://cuvillier.de/de/shop/publications/2205

Copyright:
Cuvillier Verlag, Inhaberin Annette Jentzsch-Cuvillier, Nonnenstieg 8, 37075 Göttingen, Germany
Telefon: +49 (0)551 54724-0, E-Mail: info@cuvillier.de, Website: https://cuvillier.de

1 EINLEITUNG

Skelett verlagernde Operationen im Gesichtsbereich sind zur Korrektur bei Form- und Lageanomalien des Ober- und Unterkiefers (Dysgnathien) notwendig. Dadurch verändern sich die Ansatzpunkte der Kaumuskulatur, so dass unter der Vorstellung der Straffung der Mundbodenmuskulatur und der konsekutiven Erweiterung des „**P**osterior **Ai**rway **S**pace“ (PAS) bimaxilläre Umstellungsosteotomien mit Vorverlagerung des Ober- und Unterkiefers ebenfalls bei **s**chlaf**b**ezogenen **A**tmungs**s**törungen (SBAS) mit Obstruktion der oberen Luftwege durchgeführt werden [BEAR und PRIEST 1980, WAITE et al. 1989, RILEY et al. 1990, HOCHBAN et al. 1993, HOCHBAN 1995]. Unklar ist jedoch, welchen Einfluss derartige Operationen auf die Morphologie, Funktion und Physiologie der Kaumuskulatur haben.

In elektromyografischen Untersuchungen fanden sich bei vorhandenem Fehlbiss (Dysgnathie) je nach Dysgnathieart unterschiedliche Muskelaktivitäten: bei der mandibulären Retrognathie konnte eine schwache Masseteraktivität festgestellt werden [MÖLLER 1966, AHLGREN et al. 1973, AHLGREN und JENSEN 1975, MOSS 1975a, CHRISTENSEN 1981, LOWE et al. 1983, LOWE et al. 1984]. Mandibuläre Prognathien waren hingegen assoziiert mit einer hohen Masseteraktivität [LOWE et al. 1983, LOWE et al. 1984]. Andererseits konnten OKUN (1962) und BUCHHOLTZ (1994) kein Dysgnathie spezifisches Aktivitätsmuster der Kaumuskulatur nachweisen und gehen davon aus, dass bestimmte Dysgnathien mit verschiedenartigen Muskelaktivitätsmustern vergesellschaftet sind. Während AHLGREN (1966) keinen Zusammenhang zwischen der Masseteraktivität und der Gesichtsmorphologie feststellen konnte, fanden andere Untersuchungen [INGERVALL und THILANDER 1974, INGERVALL und HELKIMO 1978, CHRISTENSEN 1981, RUF 1993] Hinweise auf eine Korrelation zwischen hypodivergenter Gesichtsmorphologie (Basiswinkel > 23°) und einer hohen Kaukraft des M. masseter.

Auch die im Oberflächen-**E**lektro**m**yo**g**ramm (EMG) gefundenen erniedrigten Amplituden im Bereich des M. genioglossus bei Patienten mit obstruktiven schlafbezogenen Atmungsstörungen sind nur eingeschränkt zu werten, da nicht exakt nur ausschließlich die Aktivität des M. genioglossus oder des M. geniohyoideus bestimmt werden kann. Daher erscheint ein direkter Nachweis von Effekten durch eine Bild gebende Darstellung der Muskelmorphologie sinnvoll.

Morphologische Untersuchungen der Kaumuskulatur vor oder nach operativen Korrekturen von Dysgnathien sind allerdings spärlich und bisher nicht systematisch durchgeführt worden. Daher ergibt sich der Wunsch im Rahmen einer longitudinalen Studie systematisch sowohl prä- als auch postoperativ bei Patienten, bei denen Skelett verlagernde Operationen durchgeführt werden, morphologische Daten der Kaumuskulatur zu erfassen.

Allerdings ist es bisher schwierig durch Bild gebende Verfahren einen einzelnen, relativ kleinen Muskel im Gesichts-Halsbereich in seiner Gesamtheit exakt und auch unter Funktion (Kontraktion) zu erfassen. DANNER (1987) und RUF (1993) benutzten zur Bestimmung der Masseterdicke die B-Scan-Sonografie, wobei RAADSHEER et al. (1994) die Überlegenheit der Sonografie hinsichtlich der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Ergebnisse in vivo gegenüber der **M**agnet**r**esonanz**t**omografie (MRT) nachwiesen. SANO et al. (1991) konnten ebenfalls zeigen, dass z. B. der M. masseter mittels B-Scan-Sonografie gut dar-

stellbar ist. Gerade durch das Realtime-Processing können dynamische Vorgänge, wie sie beim Kauen bzw. der Kontraktion des Muskels vorkommen, dargestellt werden. Longitudinale Studien zur Bestimmung von Veränderungen der Muskeldicke mittels B-Scan-Sonografie erscheinen daher sinnvoll [RAADSHEER et al. 1994, LUDWIG und GROHMANN 1995]. Auch die beliebige und einfache Wiederholbarkeit sowie Verfügbarkeit der Sonografie stellen wesentliche Vorteile gegenüber dem MRT oder **C**omputer**t**omogramm (CT) dar.

Allerdings wurde bisher die Muskulatur lediglich zweidimensional dargestellt und vermessen, wodurch morphologische Unterschiede nur bei größeren Veränderungen der Muskeldicke oder -breite nachgewiesen werden können. Bei den relativen kleinen Kaumuskeln und der Mundbodenmuskulatur können somit Veränderungen nur schwer aufgedeckt werden. Bei bisherigen Untersuchungen wurden extraorale Messungen per Ultraschall durchgeführt, nachdem vorher möglichst genau eine Schnittebene definiert worden ist. Unregelmäßige Formen der Muskulatur, wie z. B. beim M. geniohyoideus können allerdings somit nur unzureichend abgebildet werden. Aussagen über die dreidimensionalen Veränderungen z. B. des Muskelvolumens und der Form des Muskels sind ebenfalls nur annäherungsweise durch das Volumenmessprogramm des Ultraschallgerätes (Zweiebenenmethode = Biplane-Ellipse) möglich. Durch die Möglichkeiten der digitalen Bildverarbeitung konnte die dreidimensionale Darstellung von Organen, Tumoren oder anderen Gewebestrukturen aus medizinischen Schnittbilddaten deutlich verbessert werden. In die tägliche Routine eingegangen sind inzwischen 3D-Rekonstruktionen aus Schichtaufnahmen, wie sie die Computer- oder Magnetresonanztomografie produzieren. Problematisch für eine 3D-Sonografie-Rekonstruktion war zunächst, dass die Sonografie, im Gegensatz zu den anderen in Parallelschnitten abbildenden Verfahren, eine dynamische Untersuchungsmethode darstellt, bei der durch die freie Schallkopfführung verschiedenste Schnittebenen dargestellt werden, die keine definierte räumliche Zuordnung zueinander haben.

Die ersten 3D-Ultraschallsysteme benutzten zur Datenakquisition speziell konstruierte 3D-Transducer oder mechanische Positionsmesssysteme zur räumlichen Zuordnung der 2D-Ultraschallbilder [HELL 1992], was zum Verlust der Dynamik der sonografischen Untersuchung führte. OLSTAD zeigte 1993 die Möglichkeit einer Real-Time-Präsentation von 3D-Ultraschalldaten.

Sinnvoll erscheint deshalb ein 3D-Ultraschallsystem, mit dem geräteunabhängig mit Hilfe jedes beliebigen B-Scan-Transducers dreidimensionale sonografische Bilder generiert werden können. Die Freiheit der Geräte- und Transducerwahl bleibt somit erhalten. Zum anderen sollten 3D-Bilder in Echtzeit auf dem Monitor dargestellt werden um die Möglichkeiten, die die Sonografie als dynamisches Bild gebendes Untersuchungsverfahren bietet, zu erhalten. Ein 3D-Ultraschallsystem, mit dem geräteunabhängig mit Hilfe jedes beliebigen B-Scan-Transducers dreidimensionale sonografische Abbildungen erzeugt werden können stellten SADER et al. (1995) und LUDWIG et al. (1996a) vor.

Allerdings sind trotz dieser technischen Weiterentwicklungen nicht alle Kaumuskeln mittels Sonografie darstellbar, so dass sich daher für eine systematische, sonografisch gestützte Untersuchung die gut aufzufindenden Mm. masseteres und der M. geniohyoideus anbieten.

2 ZIELSETZUNG UND FRAGESTELLUNG

Morphologische und volumetrische Messungen von muskulären Veränderungen im Bereich der Kaumuskulatur sind bisher problematisch, da entweder die Genauigkeit der Messungen und die Reproduzierbarkeit nicht ausreichend oder keine exakte Verlaufsbeurteilung möglich ist. Genaue Kenntnisse und Nachweise der morphologischen Reaktionsmuster der Kaumuskulatur auf direkte, operative Veränderungen ihrer knöchernen Unterlage bzw. ihrer Ansatz und Ursprungsorte können aber wesentlichen Einfluss auf Operationsplanungen und -simulationen sowie Aufklärung für eventuelle Misserfolge bei Operationen geben. Die B-Scan-Sonografie stellt auf Grund ihrer hohen Auflösung das zu präferierende Verfahren für eine Bild gebende morphologischen Darstellung der Kaumuskulatur dar [RAADSHEER et al. 1994]. Die Möglichkeit auch sonografische Daten dreidimensional erfassen zu können soll die Grundlage bieten auch Verlaufsbeurteilungen zu erleichtern.

In einem ersten Schritt gilt es deshalb zunächst die Voraussetzungen für die Datenakquisition mittels einer geräteunabhängigen 3D-Sonografie zu schaffen, so dass bei Probanden getestet werden kann, unter welchen Voraussetzungen eine genaue Darstellung und volumetrische Vermessung der Mm. masseteres und geniohyoideus mittels 3D-Sonografie möglich ist. Zusätzlich wird mittels der Probandengruppe auch eine Verlaufsbeobachtung durchgeführt.

Ein somit geschaffenes reproduzierbares, zuverlässiges und genaues volumetrisches Messverfahren zur Bestimmung des Ausmaßes der Kaumuskulatur soll auf Patientenkollektive übertragen werden, bei denen Wechselwirkungen von operativen Veränderungen der knöchernen Unterlage auf die Kaumuskulatur oder der Effekt der Muskelstimulation untersucht werden sollen:

Dieses Verfahren soll zunächst übertragen werden in eine prospektive, longitudinale Studie über ein Jahr bei Patienten mit Dysgnathien, bei denen Umstellungsosteotomien der Kiefer durchgeführt werden. 3D-sonografisch sollen die Mm. masseter und geniohyoideus volumetrisch vermessen und morphologische Veränderungen unter Berücksichtigung der Operationsmethoden, Diagnosen und Verlagerungsstrecken dargestellt werden.

Weiterhin sollen Veränderungen im Bereich des M. geniohyoideus bei zwei Patientengruppen mit obstruktiven SBAS sonografisch nachgewiesen werden:
Patienten, bei denen eine modifizierte Kinnosteotomie und Palatoraphie durchgeführt wird, werden in einer prospektiven, longitudinalen Studie über ein Jahr untersucht. Die bisher postulierten „Straffungseffekte“ auf die Muskulatur [COHRS et al. 1996, WILTFANG et al. 1995, WILTFANG et al. 1996] sollen mittels der morphologischen und volumetrischen Daten überprüft werden. Gleichzeitig soll die Einordnung der Methode als eventuelles Kontrollverfahren des operativen Ergebnisses erfolgen.

Da auch neue konservative Verfahren wie die **E**lektro**m**yo**s**timulation (EMS) zur Therapie des obstruktiven SBAS zunehmend eingesetzt werden, sollen die Ergebnisse nach operativer Therapie auch mit sonografischen Muskeluntersuchungen bei Probanden und bei SBAS-Patienten, bei denen eine Elektromyostimulation (EMS) der Mundbodenmuskulatur durchgeführt wird, verglichen werden. Mittels 3D-Sonografie gilt es zu prüfen, ob bei Probanden und OSAS-Patienten durch die EMS ähnliche Effekte eintreten und inwieweit diese

sich von der o. g. operativen Therapie unterscheiden. Gleichzeitig kann an Hand der Ergebnisse die Einordnung des Nutzens dieses Verfahrens zu Darstellungs- und Vermessungszwecken bei der Probandenuntersuchung und in Patientenstudien vorgenommen werden.

Aus den dargelegten Zielsetzungen sollen die folgenden Fragestellungen beantwortet werden, wobei sich diese auf:

I. die 3D-Ultraschall-Untersuchungen des Musculus masseter,
II. die 3D-Ultraschall-Untersuchungen des Musculus geniohyoideus und
III. die generelle Bedeutung der Methode

beziehen.

Fragestellungen:

Ia. Kommt es zu einem differenten morphologischen Umbau der Muskulatur je nach angewandten Operationsverfahren, Diagnose oder in Abhängigkeit von den Verlagerungsstrecken der Kiefer?

Ib. Bedingt eine operative Korrektur einer Dysgnathie auch eine morphologische, volumetrische Veränderung im muskulären Kausystem? Welche Faktoren beeinflussen eine Veränderung im neuromuskulären System?

Ic. Bestehen Zusammenhänge zwischen der Gesichtsmorphologie bzw. der Art der Dysgnathie und den Dimensionen des M. masseters?

IIa. Hat eine operative Verlagerung des Unterkiefers oder von Kinnanteilen unter Berücksichtigung der angewandten Operationsverfahren, Art der Dysgnathie und der operativen Verlagerungsstrecken eine morphologische, volumetrische Veränderung im M. geniohyoideus zu Folge?

IIb. Führt die Verlagerung des Kinns und der Muskulatur bei SBAS mit Obstruktion zu einem spezifischen muskulären Reaktionsmuster? Handelt es sich dabei um Langzeiteffekte?

IIc. Welche morphologischen Effekte können mittels 3D-sonografischer Vermessung bei der Elektromyostimulation der Muskulatur nachgewiesen werden?

III. Stellt das vorgestellte Verfahren ein zuverlässiges Messverfahren zur Bestimmung der Dimension des M. masseter und des M. geniohyoideus dar? Kann die grundlegende Forschungsarbeit Aufschluss geben oder Perspektiven aufzeigen für die eventuelle zukünftige Bedeutung, Möglichkeiten und Einfluss der 3D-Sonografie auf die Operationsplanungen und -simulationen für den Kopf-Hals-Bereich?

3 THEORETISCHE GRUNDLAGEN

Die anatomisch-physiologischen Grundlagen der Kaumuskulatur insbesondere der untersuchten Mm. masseteres und des M. geniohyoideus werden zunächst dargestellt. Da in dieser Arbeit die sonomorphologischen Veränderungen nach Skelett verlagernden Operationen des Gesichtsschädels untersucht werden sollen, wird anschließend ein Überblick über die Ursachen, Diagnostik und Therapieverfahren bei Dysgnathien und obstruktiven schlafbezogenen Atmungsstörungen gegeben, da bei diesen beiden Patientengruppen solche Operationen bevorzugt vorgenommen werden. Abschließend werden die Grundlagen der 3D-Sonografie dargestellt, da die 3D-Sonografie als Untersuchungsverfahren zum Nachweis morphologischer und volumetrischer Veränderungen der Muskulatur diente.

3.1 Anatomische und physiologische Grundlagen der Muskulatur unter besonderer Berücksichtigung des Musculus masseter und des Musculus geniohyoideus

3.1.1 Muskelaufbau und Muskelkontraktion

Ein gestreifter Muskel besteht aus Muskelbündeln, von denen jedes einen Strang aus Muskelfasern darstellt. In den Muskelfasern befinden sich je nach Muskelart unterschiedlich viele Muskelfibrillen. Die kontraktilen Grundeinheiten stellen die Sarkomere dar, die reihenweise angeordnet sind und so die Muskelfibrille bilden (s. Abb. 1).

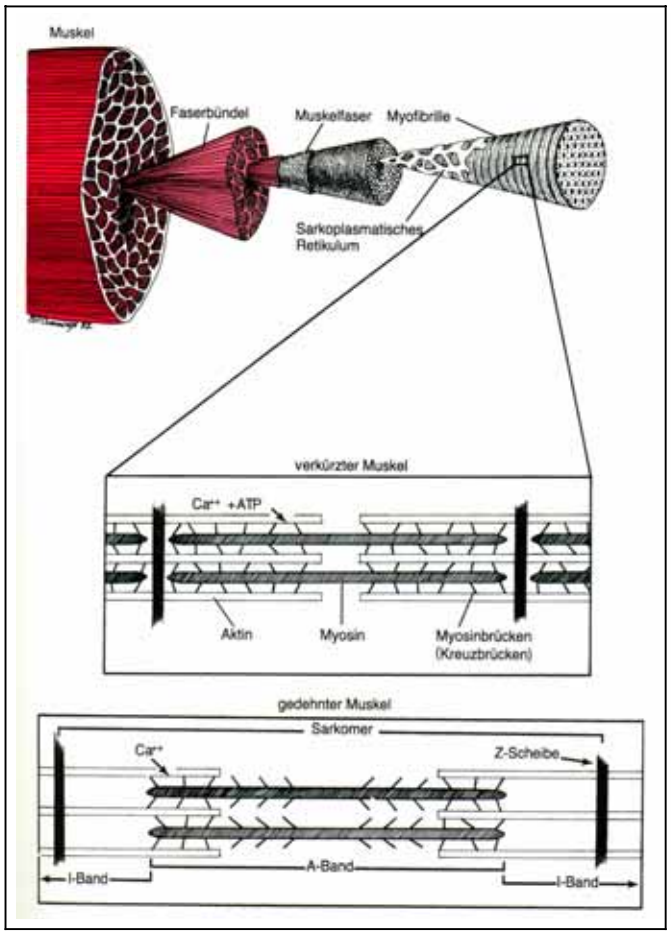


Abb. 1: Struktur und Kontraktionsmechanismen eines Skelettmuskels (aus TRAVELL und SIMONS 1998). Der Muskel ist ein Bündel von Muskelfaszikeln, von denen jeder aus quergestreiften Muskelzellen (Muskelfasern) besteht. Eine Muskelfaser enthält etwa 1000 Myofibrillen. Jede Myofibrille ist mit einem sarkoplasmatischen Retikulum umgeben. Ausschnittsvergrößerung (eingerahmt): Adenosintriphosphat (ATP) und freies Kalzium (Ca^{++}) aktivieren die Myosinköpfe (Myosinbrücken), die an den Aktinfilamenten ziehen. Hierdurch werden die Z-Linien zusammengezogen und der Muskel verkürzt. Die Abschnitte der Aktinfilamente, die auf beiden Seiten der Z-Scheibe keine Myosinfilamente enthalten, bilden das I-Band. Die A-Bande entspricht der Länge der Myosinfilamente.

Benachbarte Sarkomere verbindet die Z-Linie (oder Z-Band). Jedes Sarkomer enthält eine große Gruppe Aktin- und Myosinfilamente. Durch die Verbindung der Myosinköpfe, die eine Form der Adenosintriphosphatase (ATPase) sind, mit Aktin wird die kontraktile Kraft erzeugt. Die Wechselwirkung wird durch ionisiertes Kalzium ausgelöst, wobei das **A**denosin**tri**p**h**osphat (ATP) für die Energie

sorgt. Das ATP setzt einen Myosinkopf nach einem Brückenschlag frei und „spannt“ ihn sofort wieder für den nächsten Zyklus. Die Interaktion von Aktin und Myosin kann dagegen nicht ablaufen, wenn der Muskel stark gedehnt ist und somit die Sarkomere extrem verlängert sind, so dass sich Aktin und Myosin nicht mehr überlappen. Die intrazellulären Abläufe bei einer muskulären Kontraktion, die von außen elektrisch herbeigeführt wird, sind vergleichbar mit der Auslösung eines Aktionspotentials und dessen Verlauf in einer Nervenfaser. Ein chemischer Transmitter diffundiert über die Synapse zwischen Nerv und Muskel in die motorische Endplatte und löst dort eine Depolarisation aus. Diese wird auf die Muskelfasermembran übertragen. Dort breitet sie sich bei normal innervierter Muskulatur aufgrund der Dichte der Natrium-Ionen-Kanäle aus und führt so zu einer temporären Depolarisation der gesamten Zelle. Dadurch wird das im sarkoplasmatischen Retikulum eingelagerte Kalzium der Zelle freigesetzt. Die Kalziumionen lagern sich temporär dem Troponin an, wodurch es deformiert wird und seinerseits das Tropomyosin in eine Längsrinne im Aktindoppelstrang, d. h. in eine "aktivierte Position" drückt. Die anschließende Resorption des Kalziums in das sarkoplasmatische Retikulum beendet die Kontraktion der Muskelfaser. Bei dem Einsatz von biphasischer Wechselspannung erzielt jede Phasenänderung die Wiederholung des Kalzium-Freisetzungs- und Anlagerungsprozesses und damit die Kontraktion. Die mechanische Reaktion der Kontraktion und die darauf folgende Entspannung stellen im Vergleich zu den elektrischen relativ langsame Abläufe dar. Diese unterscheiden sich bezüglich ihrer typischen Frequenz nach der Stoffwechsellage der einzelnen Fasertypen.

So reagieren die langsamen, ausdauernden motorischen Einheiten, welche aus Typ I-Fasern bestehen, präferenziell auf sehr langsame Pulsfolgen zwischen 2 und 35 Hz. Demgegenüber sprechen die schnellen Typ II-Fasern mit überwiegend glykolytischem Stoffwechsel vorzugsweise auf raschere Signalfolgen zwischen 35 und 70 Hz an. Innerhalb dieses Bereiches gilt im Prinzip, dass eine Steigerung der Frequenz zur Rekrutierung der jeweils schnelleren neuromuskulären Einheiten führt.

3.1.2 Neurophysiologie und neuromuskuläre Steuerung

Der Muskel ist in motorischen Einheiten organisiert. Diese sind das kleinste separat steuerbare kontrahierende Muskelelement [GREENFIELD und WYKE 1956]. Die motorische Einheit umfaßt nach SHERRINGTON (1929) das α-Motoneuron, sein Axon und alle durch dieses Axon innervierten Muskelfasern. EDEL (1983) definierte die Funktionseinheit aus Axon des Motoneurons und zugehörigen innervierten Muskelfasern als motorischen Einheiten. Die Größe kann je nach den funktionellen Erfordernissen von drei bis fünf Muskelfasern (z. B. äußere Augenmuskeln) bis zu mehr als 1000 (z. B. M. gastrocnemius) reichen [APPELL und CABRIC 1987]. Exakte Angaben für die Kiefermuskeln sind dagegen in der Literatur rar. CARLSÖÖ (1958) geht für den M. masseter beim Menschen von 1452 motorischen Einheiten mit durchschnittlich 640 Muskelfasern je motorische Einheit aus. STALBERG et al. (1986) fanden für die niederschwelligen motorischen Einheiten in den Kiefermuskeln eine Anzahl von ungefähr 100 Muskelfasern pro motorische Einheit. Kommt es zu einer Reizung des motorischen Nervens, so kontrahieren alle zu der motorischen Einheit gehörenden Muskelfasern gleichzeitig. Die durch das Motoneuron laufenden Aktionspotenziale üben einen trophischen Einfluß auf die Muskelfasern aus und prägen deren Ausbildung in unterschiedliche Typen [APPELL und CABRIC 1987].

Die Muskelfasern können anhand histochemischer und biomechanischer Eigenschaften wie Konzentration oxidativer Enzyme (verantwortlich für langsame oder schnelle Ermüdung) und Vorhandensein myofibrillärer Adenosintriphosphatase (verantwortlich für die Erregbarkeit) in verschiedene Fasertypen unterteilt werden [BROOKE und ENGEL 1969]. Grundsätzlich muss zwischen langsam kontrahierenden (sogenannte tonische Fasern) und schnellen kontrahierenden Fasern (sogenannte phasische Fasern) unterschieden werden, wobei menschliche Muskelfasern in drei Haupttypen unterteilt werden: Typ I, IIa und IIb. Typ IIa-Fasern kommen im Muskel relativ selten vor [ERIKSSON und THORNELL 1983]. Bei normaler physiologischer Arbeit mit niedriger oder mittlerer Intensität werden zunächst nur die Typ I-Fasern rekrutiert, während die Typ II-Fasern erst bei hoher Intensität arbeiten. Die verschiedenen Unterschiede zwischen Typ I-Fasern und Typ II-Fasern hinsichtlich morphologischer, biochemischer und physiologischer Charakteristika sind in Tabelle 1 dargestellt.

Tab. 1: Übersicht über die Muskelfasertypen und ihre Eigenschaften [EDEL 1983].

Parameter	**Typ I-Fasern**	**Typ II-Fasern**
synonyme Bezeichnungen	langsame, rote, tonische	weiße, schnelle, phasische
	ST (slow twitch)-Fasern	FT (fast twitch)-Fasern
Kaliber	klein	groß
Kontraktionszeit	75 ms	25 ms
Relaxation	langsam	schnell
Tetanisierungsfrequenz	20-30 Hz	50-100 Hz
Ermüdbarkeit	gering	stark
Mitochondrien	viel	wenig
Myoglobingehalt	hoch	niedrig
Stoffwechsel vorwiegend	aerob	anaerob
Gehalt an oxidativen Enzymen	hoch	niedrig
Gehalt an glycolytischen Enzymen	niedrig	hoch
ATP- Gehalt	niedrig	hoch
Glycogengehalt	niedrig	hoch
Motoneuron	A-alpha 2	A-alpha 1
Axondurchmesser	8 - 14 μm	9 - 18 μm
Nervenleitgeschwindigkeit	50 - 80 m/s	58 - 108 m/s
Entladungsfrequenz	10 - 20 Hz	50 - 150 Hz
Frequenzabfall (bei Relaxation)	gering	ausgeprägt
Aktionspotential	kleine Amplitude	große Amplitude

Jeder Muskel und seine Untereinheiten zeigen eine typische Muskelfaserzusammensetzung, wobei die Kaumuskeln sich in dieser von denen der Extremitätenmuskeln unterscheiden. In den Kaumuskeln liegen Faszikel oder große Gruppen von dicht zusammenliegenden Muskelfasern mit dem gleichen histochemischen Typ im Gegensatz zu dem typischen Mosaikmuster der normalen Extremitätenmuskeln vor [ERIKSSON 1982,

ERIKSSON und THORNELL 1983]. Beim M. masseter überwiegen die Typ I-Muskelfasern, "slow-twitch fibres" genannt. ERIKSSON und THORNELL (1983) fanden eine Dominanz dieser Fasern zwischen 61,6 % und 71,8 %, STALBERG und ERIKSSON (1987) einen Anteil von 64 % bis 72 % mit Ausnahme des posterioren Anteils der Pars superficialis. In diesem Masseteranteil besteht ein Gleichgewicht zwischen Typ I- und Typ IIb-Fasern. Die Typ I Muskelfasern sind gekennzeichnet durch eine hohe Aktivität der oxidativen Enzyme und sind dadurch langsam ermüdend, die Fasern vom Typ IIb haben eine geringere oxidative Kapazität (mehr glykolytisch) und ermüden daher schneller.

Die motorischen Einheiten sind innerhalb eines Muskels nicht größenidentisch [PRUZANSKY 1952]. Es gibt kleine motorische Einheiten vom Typ I und große vom Typ II. Die kleinen motorischen Einheiten besitzen nicht nur weniger Muskelfasem, sondern auch die Durchmesser dieser Fasern und der innervierenden Axone sind kleiner [BURKE und TSIARIS 1973]. STALBERG et al. (1986) sowie STALBERG und ERIKSSON (1987) fanden heraus, daß motorische Einheiten im M. masseter kleinere Territorien als jene in den Arm- und Beinmuskeln einnehmen, aber der lokale Beitrag der Muskelfasern in den motorischen Einheiten der jeweiligen Muskeln der gleiche ist. Die überwiegende Ausdehnung der Territorien motorischer Einheiten im M. masseter beträgt bis zu 5 mm. Eine kleinere Anzahl motorischer Einheiten des M. masseter beansprucht jedoch auch größere Territorien [STALBERG und ERIKSSON 1987, MCMILLAN und HANNAM 1991], deren Durchmesser zwischen 9,1 mm und 12,5 mm lag [STALBERG und ERIKSSON 1987]. Solche motorischen Einheiten können somit fast den ganzen Muskelquerschnitt durchziehen [STALBERG und ERIKSSON 1987]. Nach MCMILLAN und HANNAM (1991) scheinen sich in den meisten Fällen die Territorien der motorischen Einheiten des M. masseter nicht durch den gesamten Muskel auszudehnen sondern sind zu spezifischen Regionen zusammengefaßt (Kompartmentbildung). So besteht für den M. masseter die Möglichkeit, sich differenziert zu kontrahieren. Die motorischen Einheiten mit Typ I Muskelfasern haben die geringste Aktivierungsschwelle. Dagegen werden die größeren motorischen Einheiten vom Typ II erst bei größeren Kräften rekrutiert [STALBERG et al. 1986]. Die Territorien der motorischen Einheiten erscheinen als Zigarrenform oder in unregelmäßiger zirkulärer Form. Die bevorzugte Orientierungsachse der Territorien ist die anterior-posteriore Richtung [MCMILLAN und HANNAM 1991]. Innerhalb des Muskels überlappen sich Muskelfasern verschiedener motorischer Einheiten. Jede Muskelfaser hat eine motorische Endplatte. Alle Muskelfasern einer motorischen Einheit werden synchron, aber nicht simultan aktiviert. Die muskuläre Antwort realisiert sich über die Erregungsrate und Rekrutierung motorischer Einheiten.

Bei gesunden Personen werden die Unterkieferbewegungen analog denen des Gehens und anderer wiederkehrender Bewegungsabläufe hauptsächlich durch einen zentralen Mustergenerator, der sich im Hirnstamm befindet, gesteuert [NAKAMURA et al. 1976, LUND 1985]. Jede Bewegung wird durch das individuelle Erregungsmuster des Zentralnervensystems, das durch ein Wirkungsgefüge von synergistischen und antagonistischen Impulsen entsteht, gesteuert [TSCHERNITSCHEK und FEISTNER 1991].

Die neuromuskuläre Organisation der Kautätigkeit und der daran beteiligten Muskeln ist durch eine hierarchische Struktur mit mindestens drei integrativ verbundenen Teilebenen gekennzeichnet [ZWIENER et al. 1983] 1. den vorwiegend reflektorisch organisierten Hirnstamm, 2. Ebene der unbewussten Steuerung der Kautätigkeit durch das extrapyramidale

System, höchstwahrscheinlich in Verbindung mit dem limbischen System, 3. Ebene der bewussten motorischen Steuerung des Kauaktes [NAKAMURA et al. 1976, MÜHLBRADT 1976].

Die Besonderheit des mastikatorischen Systems sind die in einem vielfältigen Koordinationssystem zusammengeschlossene Anzahl und Vielfalt wirksamer Rezeptoren wie Periodontal-, Schleimhaut-, Diskus- und Gelenkrezeptoren. Deren räumlich geschichtete Anordnung erlaubt eine Vermittlung von raumzeitlicher Afferenz bzw. Reafferenz sowie Tiefensensibilität. Die Kieferhaltung und -bewegung wird über die bei jedem Kaumuskel unterschiedliche Anzahl von Muskelspindeln (propriorezeptive Fühler) durch Längenmessung und über den Golgi-Apparat durch Spannungsmessung der Kaumuskulatur kontrolliert. Die Muskelspindelaktivität wird durch die Intensität der efferenten Entladungsfolge der γ-Motoneurone und die Muskellänge bestimmt. Der γ-Tonus ist verantwortlich für die reflektorische Empfindlichkeit und den Grundtonus der Muskulatur. Die zentrale Kontrolle der γAktivität ist im Gegensatz zur α-Aktivität abhängig von den afferenten Signalen.

Nach KÖRBER (1975) wird ein erheblicher Teil der Muskelaktivität nicht auf direktem Wege der α-Motorik sondern durch simultane und parallele Aktivierung über γ-Impulse ausgelöst (α-γ-Koaktivierung). In der Formatio reticularis, dem motorischen Kortex, Thalamus, Nucleus ruber und Kleinhim erfolgt die zentrale γ-Kontrolle [KÖRBER 1975]. Der vorwiegend reflektorisch organisierte mesenzephale Hirnstammbereich mit den trigeminalen α-Motoneuronen als gemeinsame Endstrecke aller mastikatorischen Efferenzen erweist sich als die niedrigste Integrationsebene in der neurophysiologischen Steuerung der Kautätigkeit [ZWIENER et al. 1983]. Der Einfluß der beiden höheren Ebenen der Kautätigkeit wird über die nachfolgend beschriebenen Leitungsbahnen wirksam. Sensorische, afferente Reize (von den Rezeptoren der Mundhöhle ausgehend) verlaufen über den N. trigeminus zu dessen sensiblen Kernsystem, das sich im Mesencephalon und Rhombencephalon befindet. In diesem dreigeteilten Kernsystem erfolgt die Verarbeitung bzw. Weiterleitung der unterschiedlichen sensorischen Einflüsse. Über den Lemniscus medialis werden die Afferenzen zur subkortikalen Umschalt- und Sammelstelle, dem Thalamus weitergeleitet. Auf diesem Weg und über die Kerngebiete des N. trigeminus werden alle reflektorischen und unbewußten Bewegungen des mandibulomaxillären Systems geregelt [MUNRO und GRIFFIN 1971]. In den sensiblen Projektionsfeldern der Großhirnrinde, vor allem im Gyrus postcentralis, werden die vom Thalamus aufsteigenden Afferenzen bewusst wahrgenommen und verarbeitet.

Die hauptsächlich im Gyrus praecentralis beginnenden zentrifugal-motorischen Bahnen gelangen durch die Capsula interna im Tractus corticobulbaris zu den Motoneuronen des Nucleus masticatorius des N. trigeminus und den anderen motorischen Ursprungskernen der die Muskeln des orofazialen Organs innervierenden Hirnnerven [MÜHLBRADT 1976]. Reafferente Feinkorrekturen motorischer Schablonen sind beim Menschen auf kortikalem Niveau möglich. Das extrapyramidale System beeinflusst hemmend und bahnend sowie in Verbindung mit dem Zentrum motorischer Abstimmung, dem Kleinhirn, die gesamte Willkürmotorik [MÜHLBRADT 1976].

Wesentlich an der Steuerung der Muskelaktivität sind Muskelspindeln und Golgi-Sehnenrezeptoren im Muskel beteiligt. Die periphere Kontrolle erfolgt primär durch den