

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals- , Nasen- und Ohrenkrankheiten,
Kopf- und Halschirurgie an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Kommissarischer Leiter: PD Dr. med. Marc Bloching



Prä- und postoperativer Vergleich der Trapeziusfunktion nach Neck dissection

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Viktoria Runge
geboren am 28. 03. 1978 in Halle (Saale)

Betreuer: PD Dr. med. Marc Bloching
Gutachter: 1. PD Dr. med. Bloching
2. Univ.-Prof. Dr. Dr. Schubert
3. PD Dr. med. Weber

Verteidigungsdatum: 22.04.2004

urn:nbn:de:gbv:3-000006737

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000006737>]

Meinen Eltern

Referat

Die vorliegende Arbeit charakterisiert prospektiv die prä- und postoperative Trapeziusfunktion nach verschiedenen Formen der Neck dissection. Als Methoden der frühzeitigen Beurteilung einer Schulterfunktionsstörung nach Neck dissection stehen die Oberflächenelektromyographie / Schulterhebekraft-Messung und der Constant Murley Schulter Score zur Verfügung.

Die untersuchten Oberflächenelektromyographiemerkmale Root Mean Square, Mean Frequency, Mean Power Frequency, Frequenzverhältnis, Number of Turns sowie der Mittlere Anstieg / Turn zeigen in den ersten 6 postoperativen Monaten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Patienten mit Trapeziusparese und den Patienten mit erhaltener Trapeziusfunktion. Bei dem Merkmal Mittlere Amplitude / Turn sind signifikante Werteanstiege zwischen den Patientengruppen zu allen Untersuchungszeitpunkten zu beobachten. Wir schliessen hieraus, dass die Trapeziusfunktion zu einem frühen postoperativen Zeitpunkt durch dieses Merkmal erfasst werden kann.

Anhand des Constant Murley Scores ist zu erkennen, dass die Schulterfunktionsstörung den stärksten Ausprägungsgrad nach radikaler Neck dissection und bei Trapeziusparese hat. Vordergründig für die betroffenen Patienten sind die geminderte Schulterbewegungsfähigkeit und die dadurch bedingte Beeinträchtigung der Aktivitäten des täglichen Lebens. Die Eigenschaft des Constant Murley Scores zur genauen objektiven und subjektiven Beurteilung der Schulterfunktion kann zu jedem postoperativen Untersuchungstermin bestätigt werden.

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Einleitung	1
1.1 Geschichtlicher Hintergrund	1
1.2 Anatomischer Überblick	2
1.2.1 Nervus accessorius und Plexus cervicalis	2
1.2.2 Musculus trapezius	5
1.3 Neck dissection	6
1.4 Oberflächenelektromyographie	8
1.5 Constant Murley Score	10
2 Zielstellungen	11
3 Material und Methoden	12
3.1 Patienten	12
3.2 Oberflächenelektromyographie und Schulterhebekraft des Musculus trapezius	14
3.2.1 Oberflächenelektromyographie	14
3.2.2 Kraftmessstuhl und Schulterhebekraft	15
3.3 Untersuchungsablauf	17
3.4 Erfassung der Schulterfunktion mittels Constant Murley Score	19
3.5 Body-Mass-Index	21
3.6 Auswertung	22
3.6.1 Allgemeines	22
3.6.2 Zeitintervalle	23
3.6.3 Amplitudenbezogene Auswertung	23
3.6.4 Frequenz- und amplitudenbezogene Auswertung	24
3.7 Archivierung der Ergebnisse	29
3.8 Weiterverarbeitung der Ergebnisse	29

4	Ergebnisse	31
4.1	Body-Mass-Index	31
4.2	Root Mean Square	32
4.3	Mean Frequency	35
4.4	Mean Power Frequency	37
4.5	Frequenzverhältnis	40
4.6	Turnanalyse nach Willison	42
4.6.1	Number of Turns	43
4.6.2	Mittlere Amplitude / Turn	46
4.6.3	Mittlerer Anstieg / Turn	49
4.7	Constant Murley Score	51
4.7.1	Schmerzen	52
4.7.2	Alltagsaktivitäten	53
4.7.3	Bewegungsumfang	54
4.7.4	Schulterhebekraft	55
4.7.5	Gesamtscore	56
5	Diskussion	57
5.1	Schulterfunktionsstörungen und deren Auswirkungen nach Neck dissection	57
5.2	Messverfahren der Schulterhebekraft	57
5.3	Oberflächenelektromyographie	58
5.3.1	Root Mean Square	60
5.3.2	Mean Frequency und Mean Power Frequency	60
5.3.3	Frequenzverhältnis	61
5.3.4	Turnanalyse nach Willison	62
5.4	Einschätzung der Schulterfunktion	64
5.5	Zielstellungen und Schlussfolgerungen	66

6	Zusammenfassung	68
6.1	Oberflächenelektromyographie / Schulterhebekraft-Messung	68
6.2	Constant Murley Score	68
6.3	Fazit	69
7	Literaturverzeichnis	70
8	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	76
9	Thesen	79

Abkürzungen

Abb.	Abbildung
BMI	Body-Mass-Index
CMS	Constant Murley Score
F	Frequenz
FFT	Fast Fourier Transformation
FV	Frequenzverhältnis
LabVIEW™	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
M.	Musculus
MAT	Mittlere Amplitude pro Turn
MF	Mean Frequency
Mm.	Musculi
MPF	Mean Power Frequency
MRND	Modifiziert radikale Neck dissection
MST	Mittlerer Anstieg pro Turn und Sekunde
MWK	Maximal willkürliche Kontraktion
N.	Nervus
Nadel-EMG	Nadelelektromyographie
Ncl.	Nucleus
ND	Neck dissection
Nn.	Nervi
NT	Number of Turns
OEMG	Oberflächenelektromyographie
R.	Ramus
RMS	Root Mean Square
RND	Radikale Neck dissection
Rr.	Rami
SHK	Schulterhebekraft
TA	Turnamplitude
Tab.	Tabelle
U	Spannung der Signalamplitude
V.	Vena

1 Einleitung

1.1 Geschichtlicher Hintergrund

Für das Verständnis von Zusammenhängen zwischen der Neck dissection (ND) und der Trapeziusfunktion müssen die historischen Hintergründe bis zum Beginn des 20. Jahrhunderts verfolgt werden. 1906 wurde durch Crile die radikale Neck dissection (RND) zur Therapie maligner Kopf-Hals-Tumore eingeführt. Sie zählt heute sowohl in ihrer radikalen als auch modifiziert radikalen Form zu den häufig durchgeführten Operationen der Tumorchirurgie in der Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde. Den postoperativen Folgezuständen wurde jedoch erst in den letzten 50 Jahren vermehrt Aufmerksamkeit geschenkt. Die Opferung wichtiger Strukturen im Halsbereich mit Änderung der anatomischen Situation bringt dem Operierten Probleme hinsichtlich funktioneller, sozialer und psychischer Folgezustände.

1952 führten Ewing und Martin an 100 Patienten die erste systematische Nachuntersuchung nach RND durch. Sie ermittelten sowohl subjektive Beschwerden als auch objektive Befunde unter Berücksichtigung sozialer und ästhetischer Aspekte. Am häufigsten zeigten die von Ewing und Martin untersuchten Patienten Funktionseinbußen bei der Elevation des Armes. Die Autoren stellten heraus, dass der onkologische Erfolg der Operation die subjektiven und objektiven Beschwerden / Befunde weit überwiegt. Kennzeichnend hierfür kehrten 87 % der untersuchten Patienten in ihren Beruf zurück. 1961 wurde durch Nahum et al. an 7 Patienten nach RND dargestellt, dass sich Schmerzen, Fehlstellungen der Schulter und Abduktionsbehinderungen als gravierendste funktionelle Störungen postoperativ ergaben.

Aufgrund der erheblichen Ausfallserscheinungen nach Verletzung des N. accessorius empfahl Woodhall 1957 eine Nervenrekonstruktion (Accessorius-Plastik). 1962 erfolgten durch Haas und Sollberg Untersuchungen hinsichtlich der funktionellen Störungen nach Durchtrennung des XI. Hirnnervs. Auch sie stellten den onkologischen Erfolg der ND über die Funktionseinbußen. Erstmals verwiesen 1975 Saunders und Johnson auf postoperative Behandlungsstrategien zur Besserung dieser Problematik nach RND. Sie entwickelten physikalische Therapieformen zur Rehabilitation des Schultergürtels bei Patienten mit ND. Im gleichen Jahr veröffentlichte Bocca Arbeiten zur „Conservative neck dissection“. Anhand der Erhaltung der V. jugularis interna, des M. sternocleidomastoideus und vor allem des N. accessorius sowie unter Aufgabe der En-

bloc-Resektion wurde eine Vermeidung funktioneller Schulterbeschwerden angestrebt. Jones und Stell beschrieben 1985 eine Technik, bei welcher die motorischen Äste aus dem Plexus cervicalis C3 / C4 zum M. trapezius geschont wurden.

Es erschienen mehrere Studien zum Vergleich des Ausprägungsgrades funktioneller Schulterstörungen nach RND und nach modifiziert radikaler Neck dissection (MRND). Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass nach RND bei 50 - 70 % der Patienten, nach MRND nur bei 35 - 50 % der Patienten Schulterfunktionsstörungen auftraten (Leipzig et al., 1983; Short et al., 1984; Sobol et al., 1985; Saunders et al., 1985; Remmler et al., 1985; Pinsolle et al., 1997 aus Buckley et al., 2001). Zum besseren Verständnis dieser Zusammenhänge sind die anatomischen Grundlagen von Bedeutung.

1.2 Anatomischer Überblick

1.2.1 Nervus accessorius und Plexus cervicalis

Der XI. Hirnnerv, N. accessorius, wird als rein motorische Abspaltung des N. vagus angesehen. Der zugehörige Ncl. spinalis n. accessorii liegt im Zervikalmark (C1 - C6) und entsendet die Fasern der Radix spinalis n. accessorii. Das zweite Kerngebiet, Ncl. ambiguus, ist in der Medulla oblongata lokalisiert. Von hier aus erfolgt die Entsendung der Fasern der Radix cranialis (Faseranteil des N. vagus). Die Radix spinalis zieht durch das Foramen magnum in die hintere Schädelgrube und bildet den R. externus. Die Radix cranialis hingegen tritt unterhalb des Vagus, hinter der Olive, aus und bildet den R. internus. Dieser lagert sich dem R. externus an. Beide zusammen bilden den intrakranial gelegenen Truncus n. accessorii. Der R. internus schließt sich dem N. vagus an. Der R. externus verlässt den Schädel durch das Foramen jugulare als N. accessorius.

Im Trigonum caroticum zieht der N. accessorius gemeinsam mit der V. jugularis interna nahe der Nodi lymphatici jugulares craniales abwärts. Er tritt dann in die mediale Fläche des oberen Drittels des M. sternocleidomastoideus ein, den er mit Rr. musculares versorgt. Im weiteren Verlauf durchzieht der N. accessorius auf dem M. levator scapulae das seitliche Halsdreieck in der Nähe der Nodi lymphatici cervicales superficiales. Von da aus gelangt er an die Innenfläche des M. trapezius (Abb. 1).

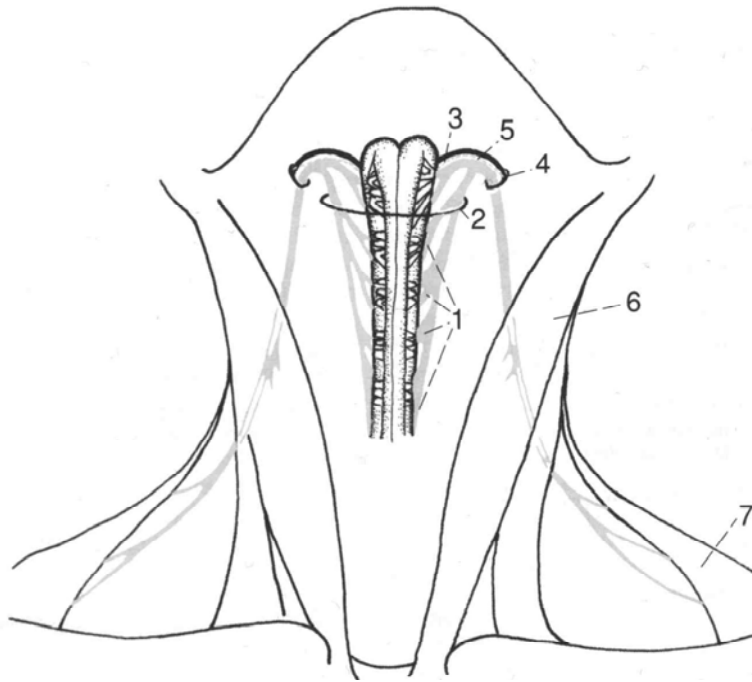


Abb. 1: N. accessorius. (modifiziert nach Benninghoff)

Der Nerv entspringt mit **1** sechs Wurzeln als Radix spinalis aus dem Zervikalmark. **2** Eintritt in die Schädelhöhle durch das Foramen magnum, danach schließt sich ihm die **3** Radix cranialis an, die dann beim Durchtritt durch das **4** Foramen jugulare zum **5** N. vagus übertritt. Anschließend zieht der Nerv abwärts, um den **6** M. sternocleidomastoideus und den **7** M. trapezius zu innervieren.

Die Accessoriusparese zeigt sich klinisch durch eine Schwäche der Schulterhebung und der Elevation. Die Schulter steht tiefer, die Scapula ist nach unten und zur Seite verschoben sowie nach außen rotiert (Schaufelstellung). Bei der Inspektion von vorn sind eine eingesunkene Supraklavikulargrube und eine Horizontalisierung der Clavicula zu erkennen. Nach Pfeifle und Koch (1973) kann es zur Ausbildung eines sogenannten zervikobrachialen Syndromes durch unphysiologische Zug- und Druckbelastungen im Bereich des Schultergürtels kommen. Dieses Bild ist gekennzeichnet durch dumpfe, in der Tiefe lokalisierte Belastungsschmerzen des Schultergelenkes, die in den Nacken und den Arm ausstrahlen, und Schmerzen im Bereich des Sternoklavikulargelenkes.

Der Plexus cervicalis entstammt den Rr. ventrales der Nn. spinales C1 - C4. Sie treten zwischen dem M. scalenus anterior und dem M. scalenus medius in das seitliche Halsdreieck ein. Es wird eine Radix sensoria von einer Radix motoria unterschieden. Zur ersteren zählen N. occipitalis minor, der die Haut der seitlichen Hinterhauptsgegend versorgt, N. auricularis magnus, dessen Versorgungsgebiet sich auf die

Haut der unteren, lateralen Gesichtshälfte, das Ohr läppchen und die Ohrmuschel bezieht, N. transversus colli, der den Bereich vom Unterkieferrand bis zur Fossa jugularis sensibel innerviert und Nn. supraclaviculares. Die Nn. supraclaviculares versorgen die Haut über der Pars clavicularis des M. pectoralis, über der Gegend des Schlüsselbeines und der Schulter. Die Radix motoria beinhaltet Zweige zur tiefen Halsmuskulatur, Radix inferior und Radix superior, die die Ansa cervicalis bilden, welche Äste zur Versorgung der unteren Zungenbeinmuskulatur aussendet, den R. trapezius (C3, C4), die Rr. sternocleidomastoidei (C2, C4) und den N. phrenicus. Der N. phrenicus versorgt motorisch und sensibel das Zwerchfell sowie mit einigen sensiblen Fasern das angrenzende Pleura- bzw. Peritonealgewebe und den Herzbeutel (Abb. 2).

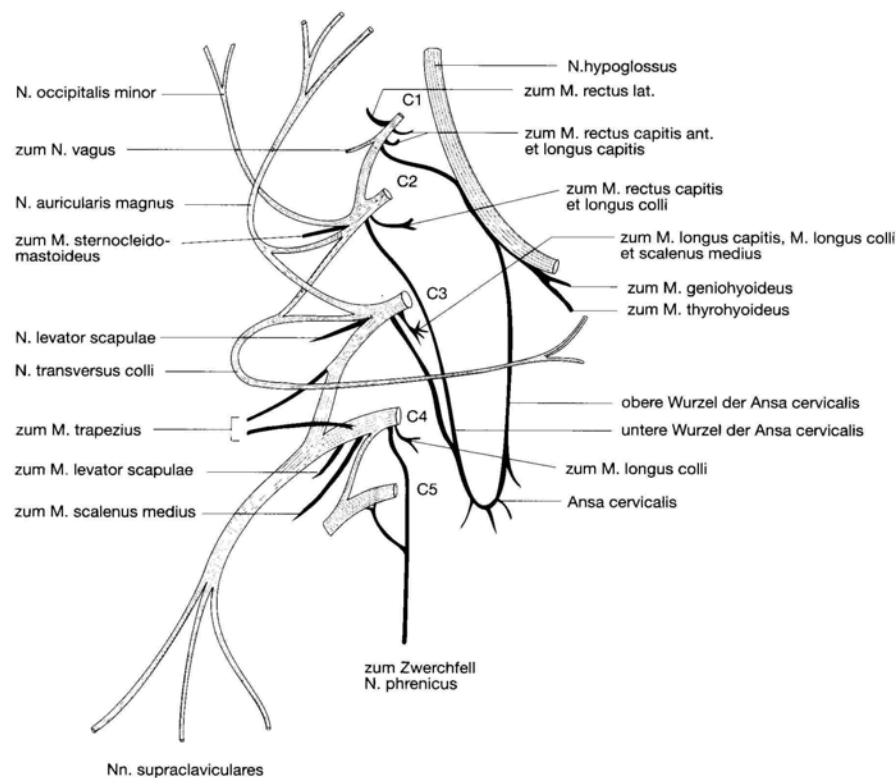


Abb. 2: Plexus cervicalis. *Schwarz*: motorische Nerven. *Transparent*: sensible Nerven (Schiebler, Schmidt, 1991).

Der R. trapezius und die Rr. sternocleidomastoidei können ein Geflecht mit den Ästen des N. accessorius bilden (Plexus accessoriocervicalis). Gemeinsam haben der XI. Hirnnerv und der Plexus cervicalis an der motorischen Versorgung individuell sehr wechselnden Anteil (Dieckmann, 1985 aus Mühleib, 2003).

1.2.2 Musculus trapezius

Der M. trapezius breitet sich großflächig unter der Haut des Nackens und des Rückens aus. Es werden drei Partien unterschieden:

1. Pars descendens
2. Pars transversa
3. Pars ascendens (Abb. 3).

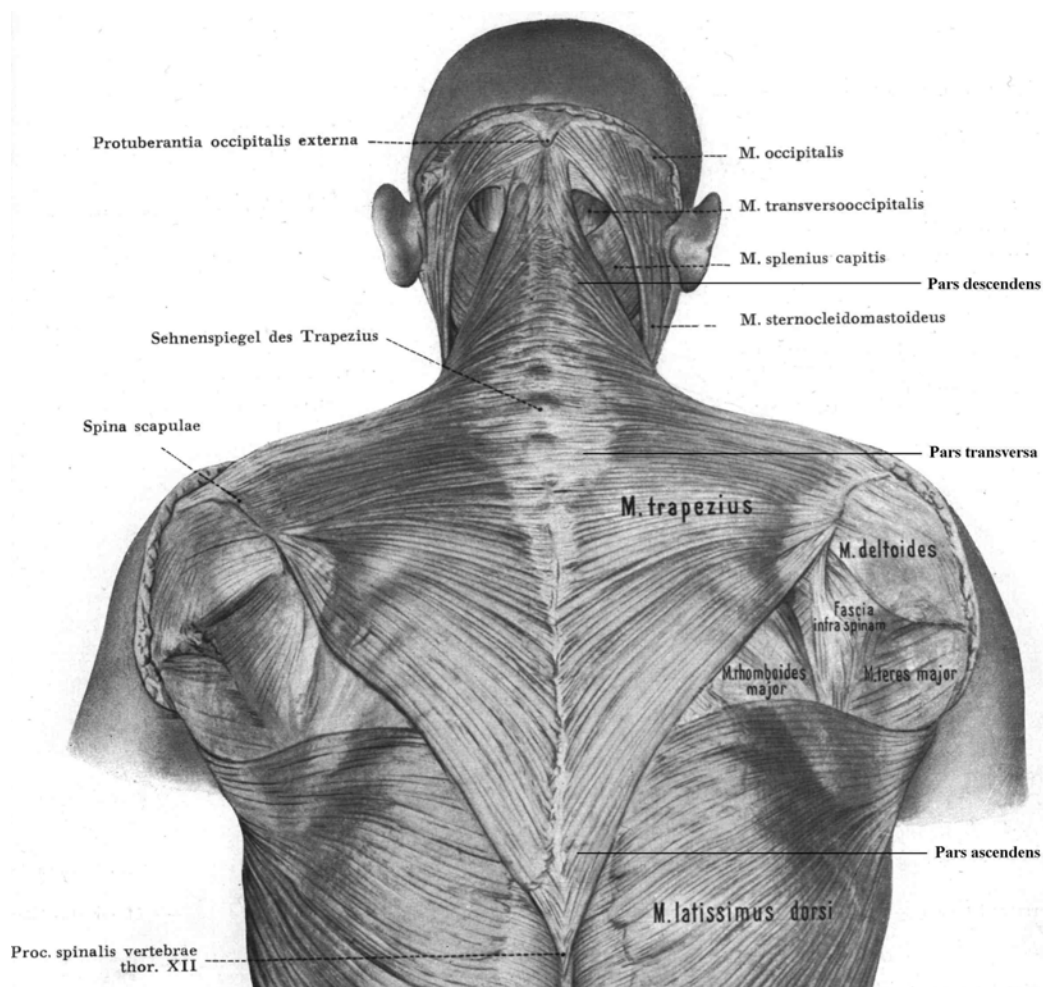


Abb. 3: Topographie der drei Teile des M. trapezius (Raubert-Kopsch, 1940) .

Die Pars descendens zieht die Scapula nach mediocranial, die Pars transversa nach medial und die Pars ascendens nach mediokaudal. Im Zusammenwirken mit anderen Muskeln des Schultergürtels werden Drehung und Festhalten des Schulterblattes, Drehung des Kopfes und der Wirbelsäule sowie Dorsalflexion des Kopfes und der Halswirbelsäule erreicht. Als wichtigste Funktionen sind die Erhaltung der normalen

Ruhelage des Schultergürtels und die Schulter- / Armhebung über die Horizontale zu nennen.

Der M. trapezius wird vom N. accessorius und motorischen Ästen aus dem Plexus cervicalis innerviert. Neben der häufig beschriebenen Doppelinnervation des M. trapezius kommt auch die alleinige Versorgung durch den XI. Hirnnerv vor. Nur in 6,4 % endet der N. accessorius bereits im M. sternocleidomastoideus. In diesem Fall wird der M. trapezius ausschließliche von Ästen aus dem III. und IV. Zervikalsegment versorgt (Brown et al., 1988 aus Mir-Salim, 2002).

Der Funktionsverlust des M. trapezius kann nur partiell kompensiert werden durch den M. levator scapulae und die Mm. rhomboidei, da diese Muskeln das Schulterblatt nach medial-oben ziehen. Zusätzlich fixieren die Mm. rhomboidei die Scapula am Rumpf. Es existiert jedoch kein vollwertiger Synergist zur Pars descendens des M. trapezius.

Der M. trapezius zeigt seine größte Effektivität zwischen 35 - 140 °, die maximale Kraft bei 90 ° Abduktion des Armes.

1.3 Neck dissection

Unter ND versteht man die chirurgische Lymphknotenausräumung am Hals.

Die klassische RND ist das Standardverfahren zur Ausräumung der Halslymphknotenregionen I - V mit gleichzeitiger Entfernung des M. sternocleidomastoideus, der V. jugularis interna und des N. accessorius. Es werden alle ipsilateralen Lymphknotengruppen der Regionen I - V ausgeräumt. Nicht entfernt werden die subokzipitalen, die parotidealen (Ausnahme infraparotideal), die buccalen, die retropharyngealen und paratrachealen Lymphknoten.

Die MRND beinhaltet ebenfalls die Ausräumung der Regionen I - V, allerdings unter Erhalt einer oder mehrerer nicht lymphatischer Strukturen (N. accessorius, V. jugularis interna und M. sternocleidomastoideus (Abb. 4)).

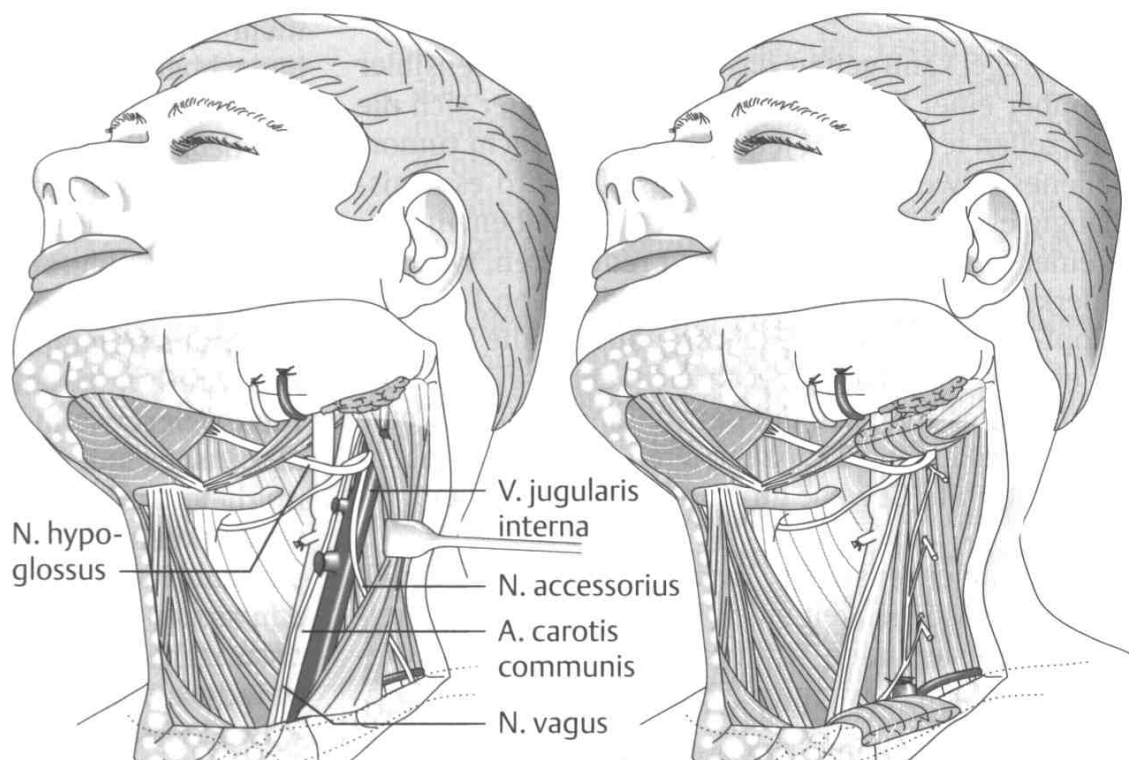


Abb. 4: Schematische Darstellung einer Neck dissection. *Links*: Hals nach modifiziert radikaler Neck dissection. *Rechts*: Zustand nach radikaler Halslymphknotenausräumung (Schwenzer, Ehrenfeld, 2002).

Bei der selektiven ND werden eine oder mehrere Lymphknotengruppen belassen, die bei der MRND entfernt werden. Die am häufigsten durchgeführten selektiven ND-Formen sind die supraomohyoidale ND, die laterale ND und die anterolaterale ND (Tab. 1).

Art der Neck dissection		Ausgeräumte LK-Regionen	Erhaltene Strukturen
Komplette Neck dissection	Radikal	I-V	
	Modifiziert radikal Typ I	I-V	NXI
	Modifiziert radikal Typ II	I-V	NXI, VJI
	Modifiziert radikal Typ III	I-V	NXI, VJI, MS
Selektive Neck dissection	Supraomohyoidal	I-III	NXI, VJI, MS
	Anterolateral	I-IV	NXI, VJI, MS
	Lateral	II-IV	NXI, VJI, MS
	Posterolateral	II-V	NXI, VJI, MS
Sonderformen i. S. einer begrenzten selektiven Neck dissection	Anteriore Ausräumung	VI	NXI, VJI, MS
	Submental	I	NXI, VJI, MS
	Suprahyoidal	I-II	NXI, VJI, MS
	Limitiert lateral	II-III	NXI, VJI, MS

Tab. 1: Klassifikation der Neck dissection. LK: Lymphknoten. NXI: N. accessorius. VJI: V. jugularis interna. MS : M. sternocleidomastoideus.

Im Vergleich zur MRND ergibt sich eine verminderte Morbidität und die Vorstellung, dass vom Karzinom noch nicht befallene, immunologisch funktionierende Lymphknoten einer weiteren metastatischen Dissemination der Tumorerkrankung entgegenstehen könnten (Werner, 1997).

1.4 Oberflächenelektromyographie

Nach Basmajian (1985) ist die Elektromyographie eine Untersuchungstechnik, die sich mit der Entstehung, der Aufzeichnung und der Analyse von myoelektrischen Signalen befasst. De- und Repolarisationsvorgänge an der Muskelfasermembran liefern die Signale, auf denen grundlegend die Elektromyographie basiert (Abb. 5).

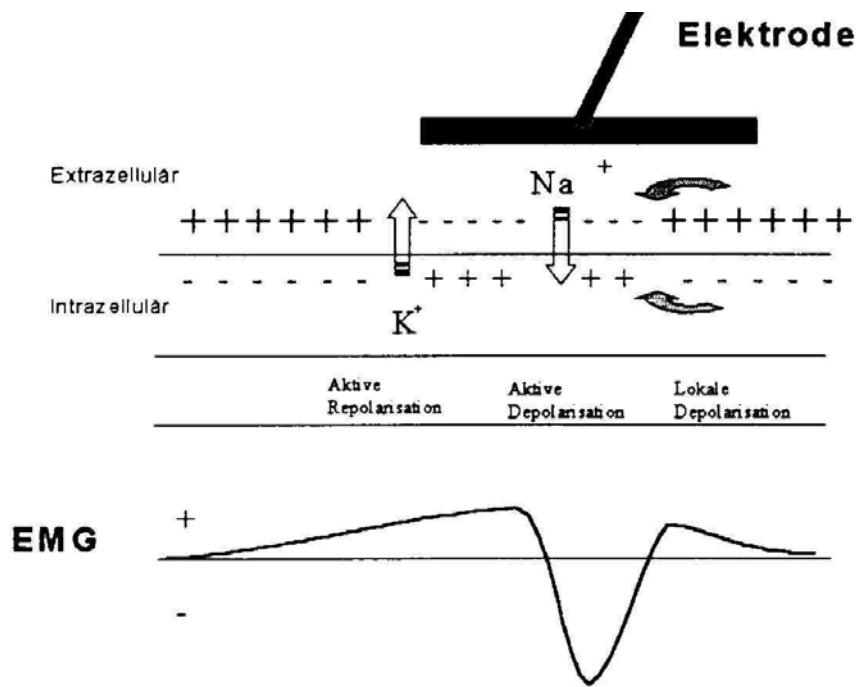


Abb. 5: De- und Repolarisation an der Muskelfasermembran (Gollhofer, 2000).

Werden über den Depolarisationszonen Elektroden befestigt, so können die Potentialschwankungen abgeleitet werden. Die Größe der Elektroden, der Abstand zwischen ihnen und damit die Ableitfläche sind entscheidende Faktoren. Die Elektroden sollen im Abstand von 2 - 4 cm auf die Haut über dem abzuleitenden Muskelbauch fixiert werden. Die mit Oberflächen Elektroden durchgeführte Elektromyographie erfasst immer die Aktivität aller unter dem Ableitareal befindlichen motorischen Einheiten, die an der Kontraktion beteiligt sind (siehe 3.2.1).

Wissenschaftler und Kliniker verschiedenster Gebiete nutzen die Oberflächen elektromyographie (OEMG) zum Studium komplexer Bewegungsabläufe und zur Registrierung physiologischer und pathophysiologischer Muskelphänomene. Die OEMG stellt eine einfache, sichere und vor allem non-invasive Methode zur Aufzeichnung bioelektrischer Aktivität der Muskulatur dar. Dieses wird durch die vielseitige und vielfache Anwendung an oberer und unterer Extremität und Schulter unterstrichen (z. B. Daanen et al., 1990; Gerdle et al., 1997; Hermans and Spaepen, 1997). Die OEMG-Anwendung am M. trapezius hat sich bereits vielfach bewährt (Guazelli et al., 1994; Hansson et al., 1999). Als wesentliche Faktoren zur Beurteilung der Ergebnisse haben sich die definierte Position des Armes und der Elektroden erwiesen. Insbesondere die Zuordnung der abgeleiteten myoelektrischen Signale zum M. trapezius wird hierdurch ermöglicht (Jensen et al., 1993; Hermans and Spaepen, 1997).

1.5 Constant Murley Score

Im Jahr 1980 wurde eine Untersuchung zur Wiederherstellung eingeschränkter Schultermobilität nach Verletzungen, Krankheiten und Operationen durchgeführt. Es wurde hier deutlich, dass die rein diagnostischen Beurteilungen der Schulter wie Anamnese, körperliche Untersuchung, spezifische Tests, radiologische und hämatologische Untersuchungen nicht aussagekräftig genug waren. Constant und Murley sprachen sich für die Kombination zwischen einer diagnostischen und funktionellen Bewertung aus. Sie stellten vier funktionelle Parameter in den Vordergrund. Hierzu zählten subjektive und objektive Gesichtspunkte. Auf der subjektiven Seite wurden Schmerzen und die Möglichkeit, Alltagsaktivitäten des täglichen Lebens auszuführen, auf der objektiven Seite die aktive und schmerzfreie Mobilität der Schulter und die Schulterhebekraft (SHK) in den Mittelpunkt der Untersuchungen gestellt. Diese Kombination lässt sowohl die anatomische, physiologische und pathologische Einschätzung der Schulterfunktion als auch die subjektive Wahrnehmung funktioneller Beeinträchtigungen durch den Patienten zu. Constant und Murley legten ein 100-Punkte-System zur Gewichtung der Gesichtspunkte fest.

Das Verfahren hat sich in einer großen Anzahl von Untersuchungen bewährt (Gerber et al., 1992; Sapega and Kelly, 1994; Bankes et al., 1998; Skutek et al., 2000; Skutek et al., 2001; Cook et al., 2002; Schaefer et al., 2002).

2 Zielstellungen

In einer prospektiven Studie in den Jahren 1999 - 2001 wurde an 30 Patienten prä- und postoperativ verglichen. Die Daten wurden mittels der OEMG / SHK-Methode und der Schulterfunktionsprüfung nach Constant Murley erhoben (Mühleib, 2003).

Es handelte sich um 28 Männer und 2 Frauen. Die Altersverteilung lag zwischen 47 und 86 Jahren bei einem Durchschnittsalter von 56,5 Jahren. Es wurden 8 Patienten mit und 22 ohne Trapeziusparese nach verschiedenen Arten der ND miteinander verglichen. Die Untersuchungen erfolgten präoperativ und 14 Tage, 3 und 6 Monate postoperativ. Zur OEMG-Bewertung wurden die Merkmale Root Mean Square (RMS), Mean Frequency (MF), Mean Power Frequency (MPF), Frequenzverhältnis (FV) und die Turnanalyse nach Willison eingesetzt. Es wurde jeweils Kanal 1 (oberer Trapeziusanteil) der untersuchten Schulter ausgewertet.

In dieser Studie sollte die Wertigkeit der oben genannten Methoden zur frühzeitigen Erkennung einer Trapeziusparese nach ND aufgezeigt werden.

Folgende Zielstellungen ergaben sich:

1. Evaluierung repräsentativer Merkmale der Oberflächenelektromyographie / Schulterhebekraft-Messung zur Einschätzung einer Trapeziusparese in der frühen postoperativen Phase nach Neck dissection
2. Verlaufsbeschreibung der Parese in den ersten 6 postoperativen Monaten anhand der Oberflächenelektromyographie / Schulterhebekraft-Messung und des Constant Murley Scores
3. Beurteilung der Auswirkungen der Schulterfunktionsstörung auf die Lebenssituation des Patienten.

3 Material und Methoden

3.1 Patienten

Für diese prospektive Studie wurden 30 Patienten ausgewählt, die sich wegen eines malignen Tumors im Kopf-Hals-Bereich einer Tumorresektion mit konsekutiver ND in der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals- , Nasen- und Ohrenkrankheiten, Kopf- und Halschirurgie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg unterziehen mussten. Es wurde ein prä- und postoperativer Vergleich der OEMG / SHK-Messungen durchgeführt. Die Untersuchungen hierfür erfolgten in den Jahren 1999 - 2001.

Bei den Patienten handelte es sich um 28 Männer und 2 Frauen (Abb. 6).

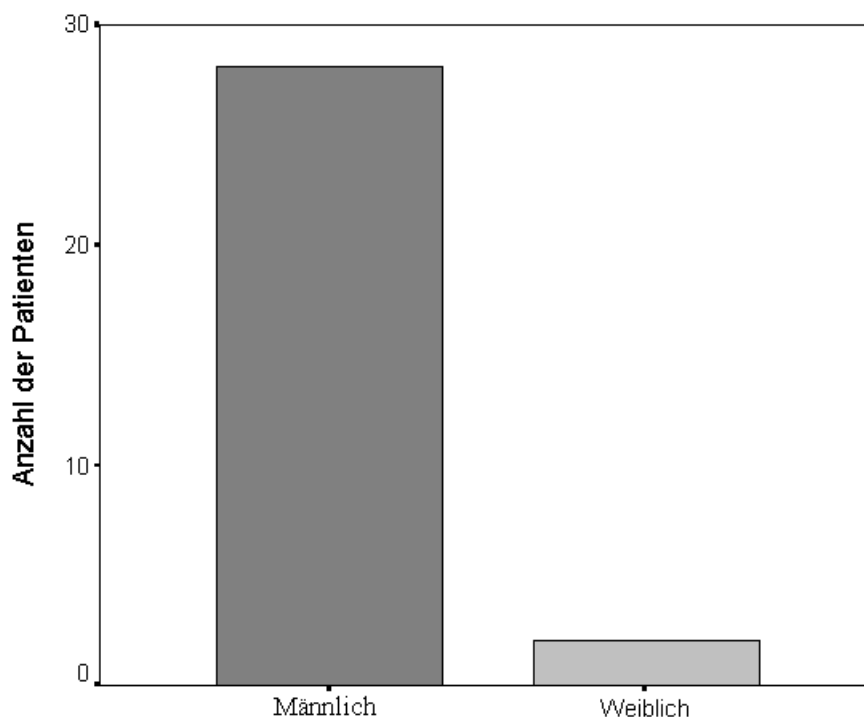


Abb. 6: Geschlechterverteilung der Patienten.

Die Altersverteilung lag zwischen 47 und 86 Jahren bei einem Durchschnitt von 56,5 Jahren (Abb. 7).

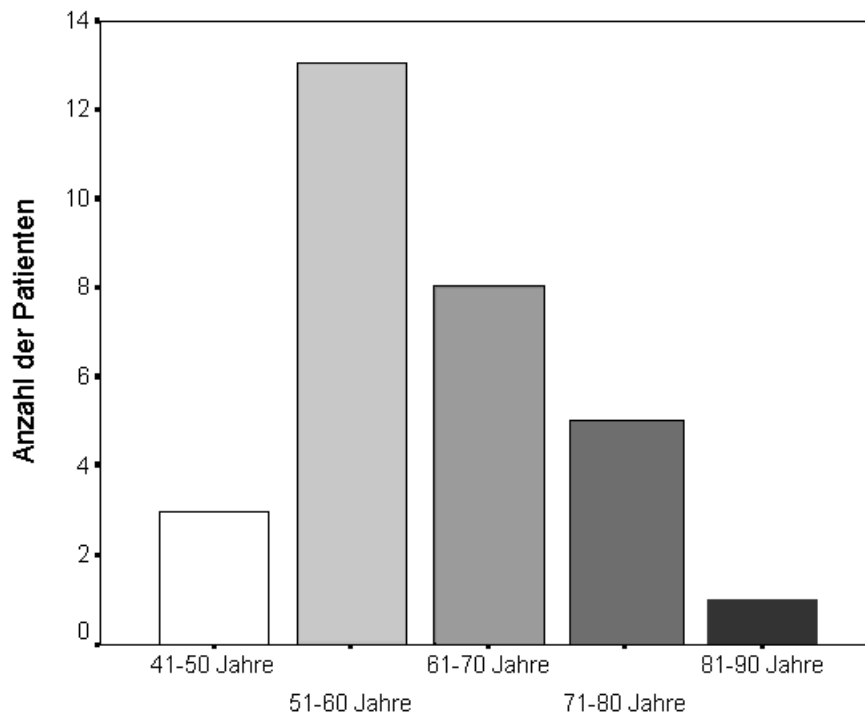


Abb. 7: Altersverteilung der Patienten.

Insgesamt wiesen 8 von den 30 Personen eine Trapeziuslähmung auf. Die Patienten, bei denen eine Trapeziusparese vorlag, hatten eine RND erhalten. Die restlichen 22 Untersuchten waren mit einer MRND Typ III behandelt worden.

Die Daten wurden mit Hilfe der Krankenakten der Patienten erhoben.

3.2 Oberflächenelektromyographie und Schulterhebekraft des Musculus trapezius

3.2.1 Oberflächenelektromyographie

Zur Erfassung der bioelektrischen Aktivität des M. trapezius erfolgte eine bipolare Ableitung. Die Haut über dem M. trapezius musste zur Aufnahme der Elektroden zunächst entfettet werden. Anschließend wurde Epicont®-Paste zur Minderung des Hautwiderstandes aufgetragen. Zur Positionierung der Elektroden über der Pars descendens des M. trapezius wurde eine Gerade zwischen C 7 und Acromion gebildet und hiervon der Mittelpunkt bestimmt. 2 cm lateral davon befand sich der Mittelpunkt der beiden 2,5 cm großen Elektroden. Diese wurden im Abstand von 2,5 cm in Verlaufsrichtung der Muskelfasern aufgeklebt (Kanal 1). Hierdurch konnte die Ableitung maximaler EMG-Signalamplituden bei 90 ° Abduktion erreicht werden. Über der Pars ascendens des M. trapezius wurden zwischen Th 5 und Acromion in der gleichen Weise zwei weitere Elektroden angebracht (Kanal 2). Die Referenzelektrode wurde über den Acromion positioniert (Abb. 8).

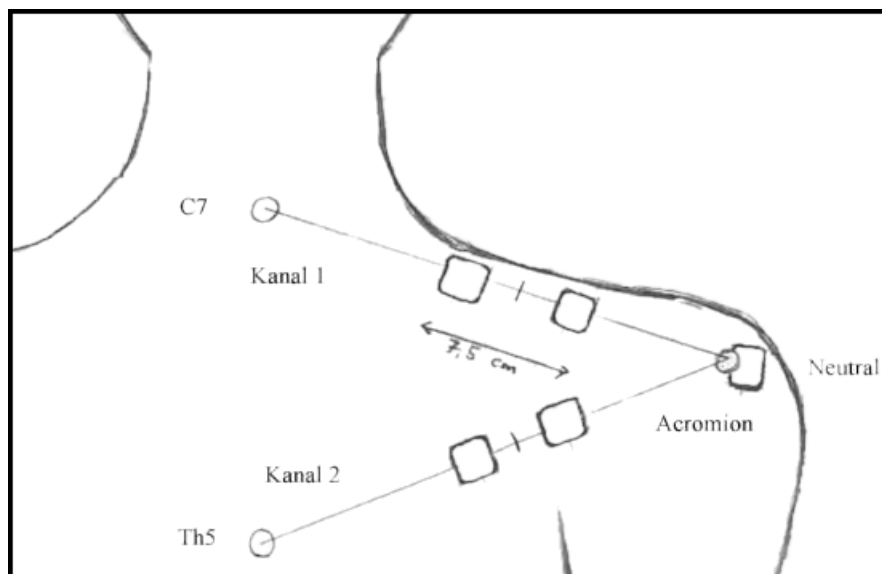


Abb. 8: Positionierung der Elektroden.

Zur Ableitung des OEMGs wurde ein EMG-Gerät der Firma DANTEC Typ Cantata™ genutzt. Hierbei betrugen die Frequenz 2 - 1000 Hz, die Eingangsspannung ± 5 mV, die Ausgangsspannung ± 1 mV und die Impedanz zwischen Meß- und Referenzelektrode 5 - 20 Ω .

Kanal 1 und 2 waren über einen Trennverstärker mit der Datenerfassungskarte vom Typ PCI-MIO-16 XE 50 verbunden. Die gewonnenen Daten wurden an einen PC Pentium I, 166 MHz, 32 MB RAM, mit dem Betriebssystem Windows 95 ausgestattet, weitergeleitet.

3.2.2 Kraftmessstuhl und Schulterhebekraft

Für die Durchführung des Belastungsoberflächenelektromyogramms wurde ein aus der Sportmedizin stammender Kraftmessstuhl genutzt. Er bestand aus einer Sitzfläche, Rückenlehne und Seitenlehne zur Abstützung der kontralateralen Seite. Mittels einer Schiene war die Kraftmesssäule beweglich auf einer Bodenplatte montiert. Der Unterarm der untersuchten Seite war abgestützt und über ein 3 cm breites Handgelenksband an der Messsäule fixiert. Die Kraftmesssäule war individuell auf Armlänge und Armhöhe bei 90 ° Abduktion einstellbar. An dieser Messsäule wurde ein elektromechanischer Wandler auf Dehnungsmessstreifenbasis angebracht. Das vom Wandler erzeugte Signal gelangte über einen Brückenverstärker zur Datenerfassungskarte (Abb. 9).

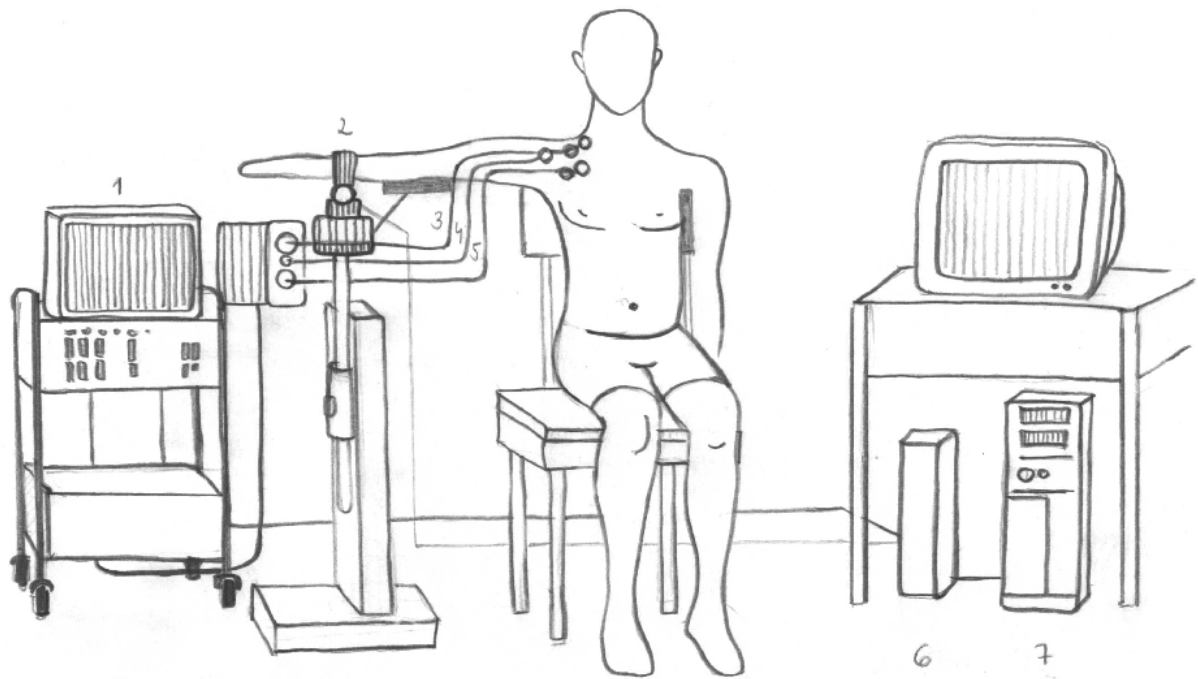


Abb. 9: Versuchsanordnung für die simultane OEMG / SHK-Messung des M. trapezius.

1 EMG-Gerät; 2 Kraftmesssäule; 3 Kanal 1; 4 Referenzelektrode; 5 Kanal 2; 6 Lab VIEW;
7 PC.

Der Patient führte in sitzender Position eine isometrische Kontraktion des M. trapezius durch. Die Armhaltung wurde klar definiert (Abb. 10).

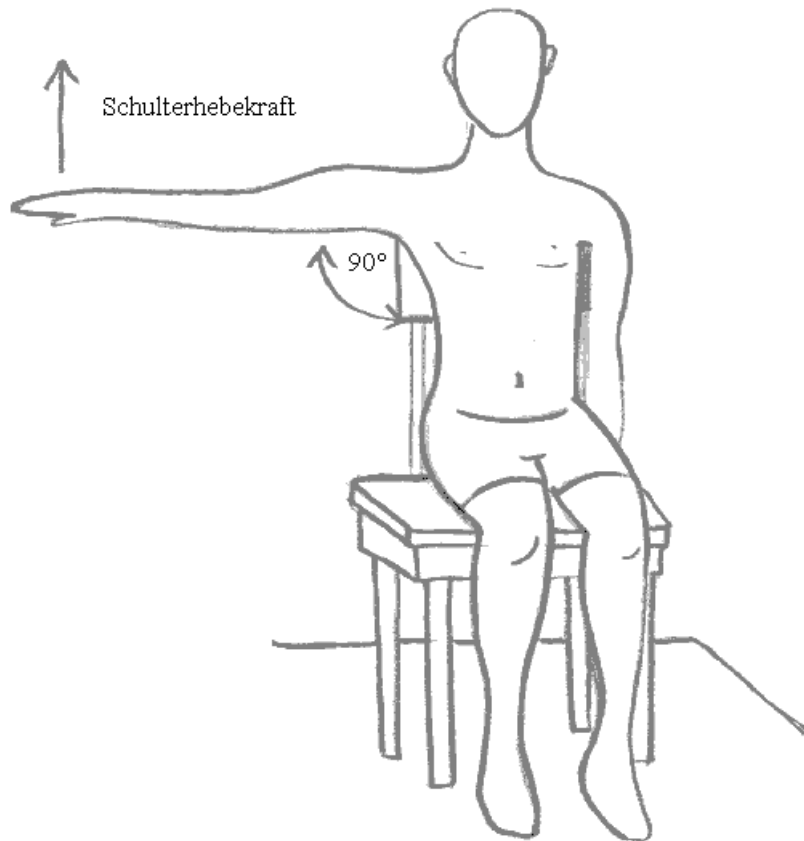


Abb. 10: Armhaltung während der simultanen OEMG / SHK-Messung des M. trapezius (Höhenwinkel 0°, Seitenwinkel 90°, Armreichweite 100%).

Die resultierende Kraft konnte daher der Pars descendens des M. trapezius zugeordnet werden. Diese Kraft wird als SHK bezeichnet. Die Einheit ist Newton [N].

3.3 Untersuchungsablauf

Nach der Platzierung des Patienten auf dem Kraftmessstuhl erfolgte die individuelle Anpassung. Hierzu wurde das Handgelenk der betreffenden Seite an der Stütze fixiert, wodurch eine Ankopplung an die Messsäule erreicht wurde. Nach Aufbringen der 5 Elektroden und deren mechano-elektrische Anbindung konnte die Untersuchungsdurchführung starten. Sie fand seitengetrennt und unterteilt in 2 Abschnitten statt. Zur Darstellung der maximalen SHK wurde der Patient aufgefordert, übergangslos aus völliger Entspannung heraus die maximal willkürliche Kontraktion (MWK) zu entwickeln. Abb. 11 zeigt ein Beispiel der graphischen Darstellung der maximalen SHK mit einer Vorlaufzeit von 1 - 2 s, einem Zeitraum der MWK von 4 - 5 s und

einer Nachlaufzeit von 4 - 5 s. Es ergab sich eine plateauförmige Messkurve. Im Anschluß an den 1. Teil der Untersuchung erfolgte eine Erholungszeit von 5 min.

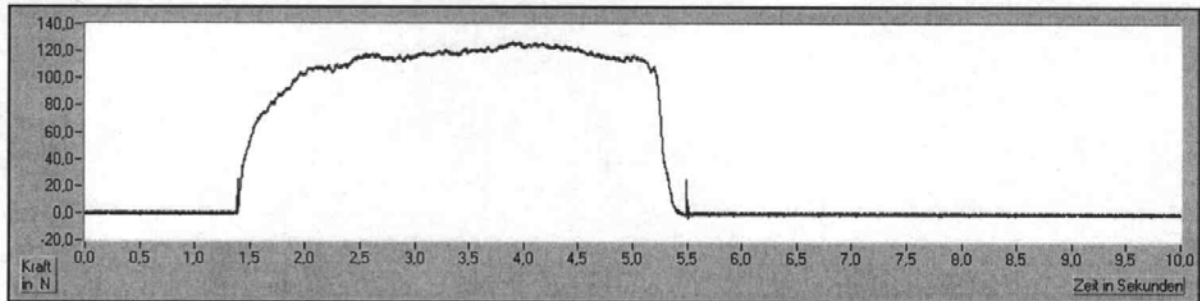


Abb. 11: Graphische Darstellung der maximalen SHK.

Danach wurde der Untersuchte angehalten, seinen Arm aus völliger Entspannung heraus gleichmäßig auf die MWK in 3 - 5 s anzuheben. Vor- und Nachlaufzeit entsprachen dem 1. Teil. Es ergab sich somit im 2. Untersuchungsabschnitt eine rampenförmige Messkurve nach der Methode von Rühmann (Abb. 12). Es wurde eine Erholungszeit von 5 min angeschlossen.

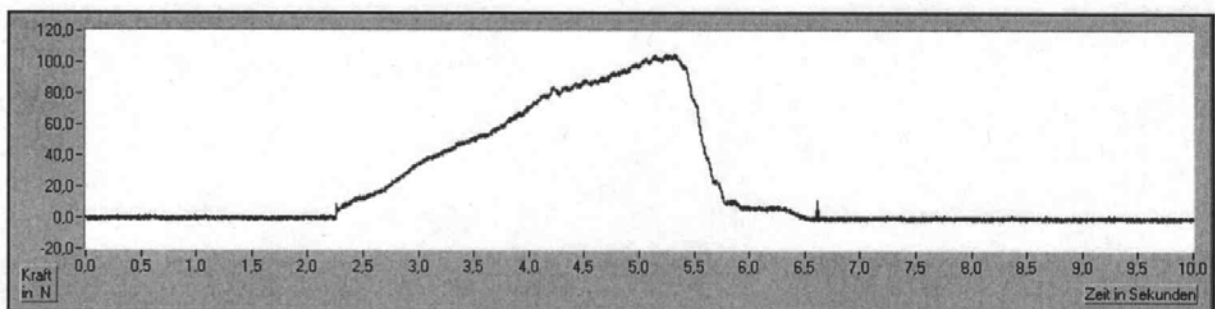


Abb. 12: Graphische Darstellung der kontinuierlich ansteigenden SHK (Rampenmethode).

3.4 Erfassung der Schulterfunktion mittels Constant Murley Score

Der Constant Murley Score (CMS) umfasst 4 Unterbereiche (Tab. 2):

1.	Schmerz
2.	Aktivitäten des täglichen Lebens
3.	Motilität
4.	Kraft

Tab. 2: Parameter des CMS.

Im 1. Teil des Tests werden Schmerzen semiquantitativ erfasst. Vollständige Schmerzfreiheit entspricht 15, minimale Schmerzen 10, mäßige Schmerzen 5 und starke Schmerzen 0 Punkten.

Den Aktivitäten des täglichen Lebens werden insgesamt 20 Punkte zugewiesen. 10 Punkte basieren auf der rein subjektiven Beantwortung durch den Patienten hinsichtlich seiner Fähigkeit zu normalen Arbeiten, Freizeitaktivitäten und zum Schlafverhalten. Weitere 10 Punkte beziehen sich auf die Ausführung von bestimmten Aufgaben auf verschiedenen Ebenen. Diese beginnen unterhalb der Gürtellinie und reichen bis über den Kopf hinaus (Tab. 3).

Aktivitätsniveau	Voll arbeitsfähig	4
	Freizeitaktivitäten, Sport uneingeschränkt	4
	Gestörter Schlaf	2
	Maximale Punktzahl	10
Handreichweite bis	Gürtellinie	2
	Xiphoid	4
	Hals	6
	Scheitel	8
	Über den Kopf hinaus	10
	Maximale Punktzahl aus beiden Rubriken	20

Tab. 3: Punkteschema für die Aktivitäten des täglichen Lebens.

Beim Motilitätsteil wurde ausschließlich die schmerzfreie, aktive Bewegung in Betracht gezogen. Hierbei werden für Vorwärts- und Seitenelevation auf 180 ° jeweils maximal 10 Punkte vergeben. Weiterhin wurden der kombinierten Innenrotation und der kombinierten Außenrotation jeweils 10 Punkte zugewiesen (Tab. 4).

Flexion	0-30°	0
	31-60°	2
	61-90°	4
	91-120°	6
	121-150°	8
	151-180°	10
Seitliche Elevation	0-30°	0
	31-60°	2
	61-90°	4
	91-120°	6
	121-150°	8
	151-180°	10
Außenrotation	Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach vorne	2
	Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach unten	2
	Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach vorne	2
	Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach unten	2
	Volle Elevation vom Scheitel ausgehend	2
Innenrotation	Handrücken auf Außenseite des Oberschenkels	0
	Handrücken auf Gesäß	2
	Handrücken auf lumbosakralem Übergang	4
	Handrücken auf Gürtellinie (3. Lendenwirbel)	6
	Handrücken auf 12. Rückenwirbel	8
	Handrücken zwischen Schulterblättern (Th 7)	10
	Maximale Punktzahl aus den 4 Rubriken	40

Tab. 4: Punkteschema für den Motilitätsteil.

Der 4. Teil des CMS beurteilt die SHK bei 90 ° Abduktion. Bei einer Zugkraft von 12 kg oder mehr bei 90 ° Abduktion des Armes können 25 Punkte vergeben werden. Bei geringeren Schulterhebekräften werden für jedes erreichte Kilogramm 2 Punkte gewertet.

Insgesamt können beim CMS maximal 100 Punkte erreicht werden (Tab. 5). Dies entspricht einer normalen Schulterfunktion. 0 Punkte entsprechen einer maximalen Schulterfunktionsstörung.

SCHMERZEN	15 PUNKTE
ALLTAGSAKTIVITÄTEN	20 PUNKTE
BEWEGUNGSUMFANG	40 PUNKTE
KRAFT	25 PUNKTE
TOTAL	100 PUNKTE

Tab. 5: Schema der maximal erreichbaren Punkte beim CMS.

Der CMS wurde seitengetrennt erfasst.

3.5 Body-Mass-Index

Der Body-Mass-Index (BMI) stellt eine Messzahl zur Bestimmung des Normalgewichtes dar. Er ergibt sich aus dem Quotienten des Körpergewichtes einer Person in Kilogramm und dem Quadrat der Körpergröße in Metern :

$$\text{BMI} = \text{Körpergewicht [kg]} / \text{Körpergröße}^2 [\text{m}^2].$$

Für Deutschland gilt bei Männern ein Wert zwischen 20 und 25, bei Frauen zwischen 18 und 24 als normal (Roche Lexikon Medizin, 1998).

3.6 Auswertung

3.6.1 Allgemeines

Das OEMG-Signal ist abhängig von der Beschaffenheit des Unterhautfettgewebes und des Muskels, von der Hauttemperatur und dem Hautwiderstand (De Luca, 1975). Deshalb ist ein interindividueller Vergleich der absoluten Werte der OEMG-Merkmale nur in begrenztem Maße aussagefähig. Durch die standardisierte Positionierung der Elektroden wurde diese Fehlerquelle weitestgehend minimiert, trotz allem stellt sich die Frage nach einer Referenzantwort. Die prozentuale Normierung der OEMG-Werte hat sich hierbei bewährt. Es erfolgte eine Normierung des aktuellen OEMG-Wertes an der Höhe dieses Wertes bei der MWK. Es wurde amplitudenbezogen und frequenz- und amplitudenbezogen ausgewertet.

Zur Auswertung wurden sieben verschiedene Merkmale herangezogen (Tab. 6) :

<u>amplitudenbezogen:</u>	
- Root Mean Square	(RMS)
<u>amplituden- und frequenzbezogen:</u>	
- Mean Frequency	(MF)
- Mean Power Frequency	(MPF)
- Frequenzverhältnis	(FV)
- Turnanalyse	
o Anzahl der Turns	(NT)
o Amplitude / Turn	(MAT)
o Anstieg / Turn	(MST)

Tab. 6: OEMG-Merkmale.

3.6.2 Zeitintervalle

Zur Analyse nutzten wir die rampenförmig ansteigende Kraft, wodurch alle Niveaus der Kraftentwicklung erfasst werden konnten. Die maximale SHK wurde als MWK bezeichnet. Desweiteren legten wir 5 Zeitintervalle (T1 - T5) á 1 s fest und ordneten diese Kraftniveaus zu. Die Intervalle enthielten jeweils 2000 Meßwerte vor Erreichen von 1, 20, 50, 80 und 100 % der MWK (Abb. 13). In den Zeitintervallen berechneten wir aus den OEMG-Signalen die Merkmale.

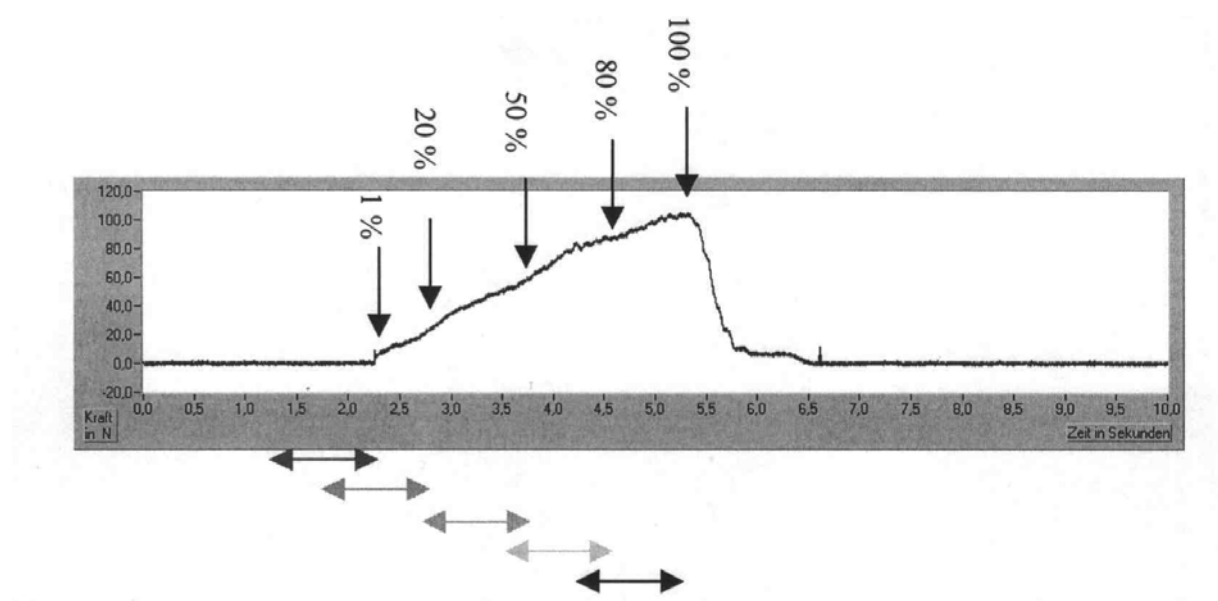


Abb. 13: Festlegung der Zeitintervalle zur prozentualen SHK bei der kontinuierlich ansteigenden SHK.

3.6.3 Amplitudenbezogene Auswertung

Hierfür wurde die Bestimmung der RMS herangezogen. Sie berechnet sich wie folgt:

$$\text{RMS} = \sqrt{\sum (U_i^2) \cdot 1/n}$$

Die Einheit ist Volt [V].

3.6.4 Frequenz- und amplitudenbezogene Auswertung

Fast Fourier Transformation (FFT)

Das Ziel der FFT ist es, ein beliebiges wellenförmiges Signal (Spannung nach Zeit) durch eine Summe von Sinus- und Cosinusfunktionen auszudrücken. Mit Hilfe der FFT wird die Spannung des Signals, auf die Frequenz bezogen, dargestellt. Bei Anwendung der FFT am OEMG-Signal erhält man hierdurch eine quantitative Darstellung des Frequenzspektrums. Diese Darstellungsform der Amplitudenverteilung wird auch als Power Spektrum bezeichnet und bildet die Grundlage der Merkmale MF, MPF und FV. Die Verteilung des Power Spektrums wiederum wird durch die Power density charakterisiert. Nach Arendt Nielsen (1985), Larsson et al. (1995) und Öberg et al. (1994) (aus Mir-Salim, 2002) steigt die Power density hoher Frequenzen bei zunehmender Kontraktion. Kommt es zu muskulärer Ermüdung, verschiebt sich die Power density zu niedrigen Frequenzen im Power Spektrum.

Mean Frequency

Wird im Power Spektrum für einen Frequenzbereich mit $f_1 = 2 \text{ Hz}$ und $f_2 = 10000 \text{ Hz}$ durch Integration die Fläche unter der Kurve dargestellt, und wird diese Fläche wiederum in 2 gleiche Teile getrennt, so erhält man die MF (Abb. 14).

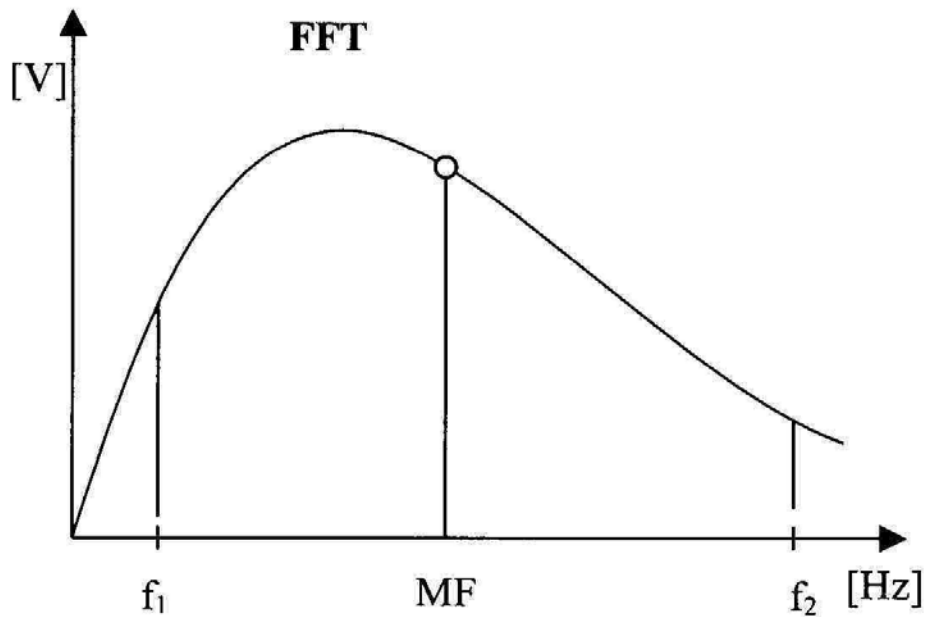


Abb. 14: Ermittlung von MF.

Die MF wird wie folgt berechnet:

$$MF = \int_{f_1}^{MF} U(f)df = \int_{MF}^{f_2} U(f)df = \frac{1}{2} \int_{f_1}^{f_2} U(f)df .$$

Die Einheit ist Hertz [Hz].

Mean Power Frequency

Während bei der MF alle Frequenzen des Power Spektrums gleich berücksichtigt werden, erfolgt bei der MPF-Berechnung eine Gewichtung des Power Spektrums durch Multiplikation mit der Frequenz f (Zähler). Im Vergleich zur MF werden dadurch hohe Frequenzbereiche stärker gewichtet (Abb. 15).

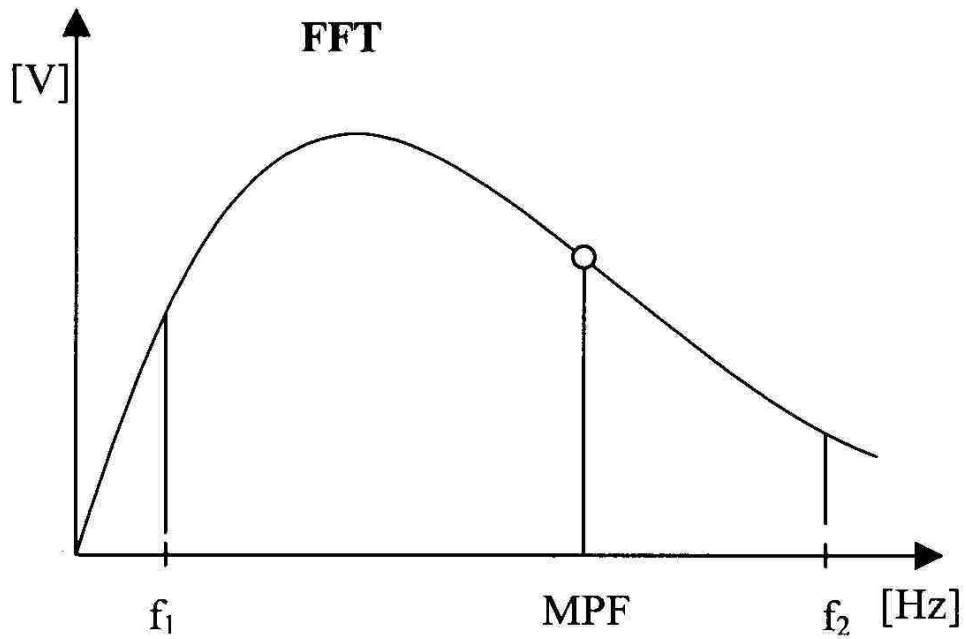


Abb. 15: Ermittlung von MPF.

Die Definition der MPF lautet:

$$MPF = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f U(f) df}{\int_{f_1}^{f_2} U(f) df}.$$

Das Merkmal hat die Einheit Hertz [Hz].

Frequenzverhältnis

Grundlage für das FV sind zwei verschiedene Frequenzintervalle (1. 5- 20 Hz, 2. 20 - 100 Hz), für die der arithmetische Mittelwert der Amplituden bestimmt wird (Abb. 16).

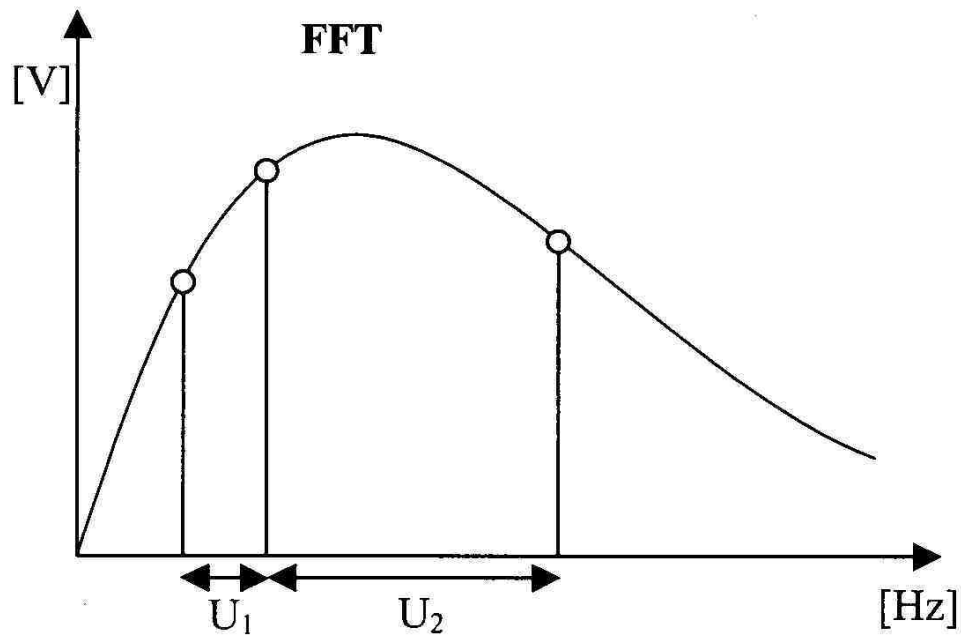


Abb. 16: Ermittlung von FV.

Diese Mittelwerte werden ins Verhältnis zueinander gesetzt:

$$FV = \frac{\overline{U_2}}{\overline{U_1}}$$

Das FV ist dimensionslos.

Allgemeines zur Turnanalyse

Im Vordergrund der Turnanalyse nach Willison steht die Erfassung und spätere Analyse der Spannungsänderungen im OEMG mit dem Ziel der Interferenzmusteranalyse. Nach Willison wird jede Spannungsänderung, die größer oder gleich 100 µV ist, als Richtungswechsel gewertet. Dieser Wechsel wird auch als Turn bezeichnet.

Zur Turnanalyse nach Willison zählen NT, MAT und MST (Abb. 17).

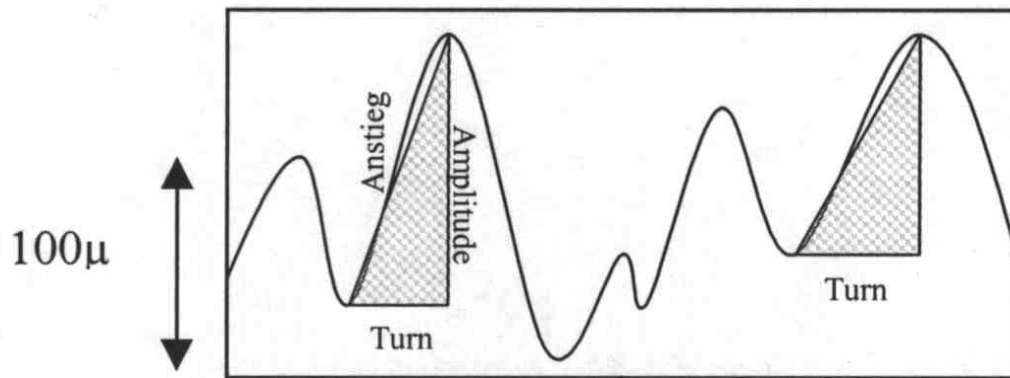


Abb. 17: Schematische Darstellung der Turns, der Turnamplitude und des Turnanstiegs.

Number of Turns

Zur Ermittlung der NT sind zwei verschiedene Arbeitsschritte notwendig. Zunächst werden zwei aufeinanderfolgende Amplitudenwerte solange aufsummiert, bis sich ein absoluter Betrag von größer / gleich $100 \mu\text{V}$ ergibt. Hierbei ergeben sich Ergebnisse von +1, -1 und 0. Im zweiten Teil wird aus der Reihenfolge der Zwischenergebnisse abgeleitet, ob ein Richtungswechsel stattfindet. Jeder dieser Wechsel wird als ein Turn anerkannt. Er wird auf die Anzahl der Turns im Zeitintervall aufsummiert.

Mittlere Amplitude / Turn

Zuerst werden bei der MAT die Turns ermittelt. Für diese Turns werden die absoluten Beträge der Amplitudenänderungen summiert und gemittelt. Die MAT ist definiert mit der Einheit Volt pro Turn [V / Turn].

Mittlerer Anstieg / Turn

Auch hier werden als erstes die Richtungswechsel der Spannung größer / gleich $100 \mu\text{V}$ als Turn charakterisiert. Im Anschluß daran wird aus der Zeitdifferenz zwischen Anfang und Ende des jeweiligen Turns und der Amplitudenänderung ein Verhältnis gebildet. Hieraus kann der Anstieg des Turns ermittelt werden. Auch hier erfolgt eine Aufsummierung und Mittelung der gewonnenen Werte. Das Merkmal MST hat die Einheit Volt / Sekunde pro Turn $[(\text{V/s}) / \text{Turn}]$.

3.7 Archivierung der Ergebnisse

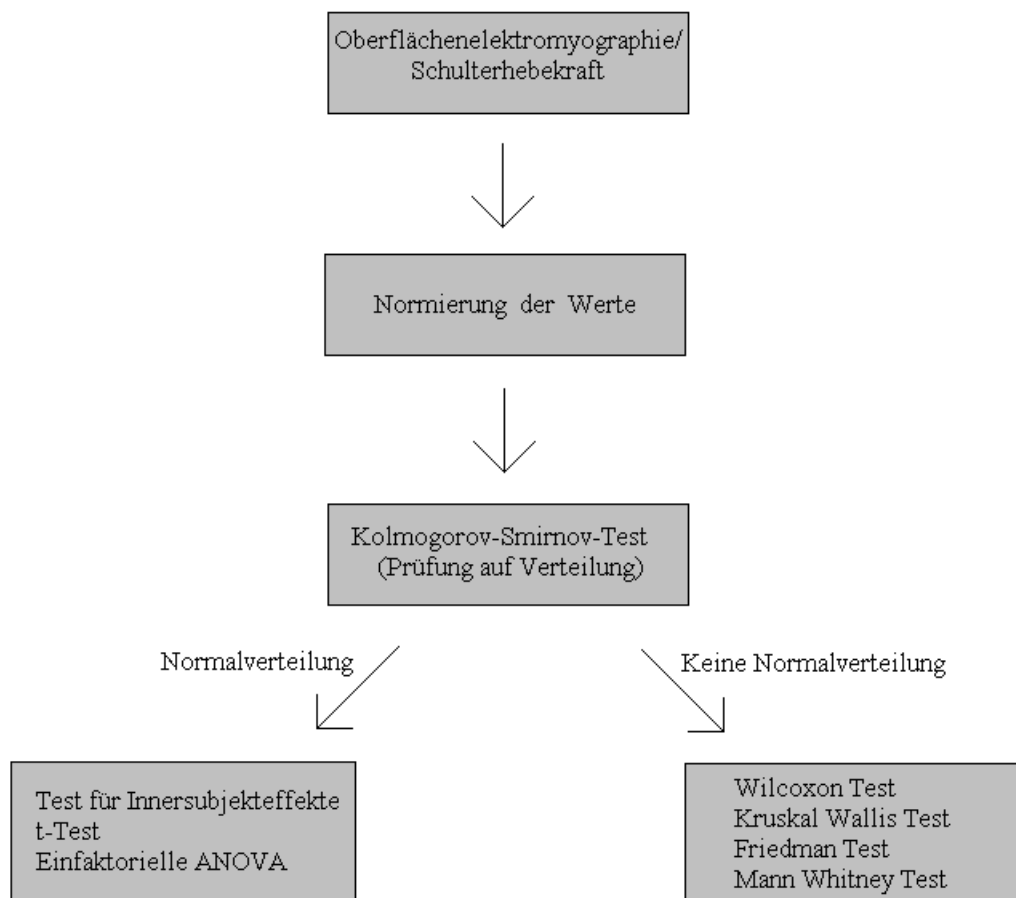
Die Archivierung der Ergebnisse erfolgte in einem patienteneigenen Ordner. Dieser enthielt bei jedem einzelnen die maximal willkürliche SHK (Kraftmax) und die rampenförmig ansteigende SHK (Rampe). Die jeweils untersuchte Armseite wurde mit rechts (re) bzw. links (li) gekennzeichnet. Zusätzlich existierte pro Patient ein Unterordner bezüglich der vier verschiedenen Untersuchungstermine (Tab. 7) :

1.	präoperativ	präop
2.	14 Tage postoperativ	postop 1
3.	3 Monate postoperativ	postop 2
4.	6 Monate postoperativ	postop 3

Tab. 7: Durchgeführte Untersuchungstermine.

3.8 Weiterverarbeitung der Ergebnisse

Nachdem die Datenerfassung und Datenauswertung im Programm LabVIEW™ (Dateiformat: Integer 16) erfolgte, wurden die gesamten Merkmale mittels EXCEL™ zusammengefasst. Die statistische Weiterverarbeitung wurde mit Hilfe von SPSS™ 9.0 durchgeführt. Zunächst erfolgte die Werteüberprüfung auf Verteilung anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests. Die weitere statistische Auswertung richtete sich nach der Fragestellung und ist der untenstehenden Tabelle (Tab. 8) zu entnehmen.



Tab. 8: Statistische Weiterverarbeitung der Werte.

Mittels Boxplot- oder Balkendiagrammen wurden dann die Ergebnisse graphisch dargestellt. Für jedes Kraftniveau der MWK wurden Median, Standardabweichung und Varianz dargestellt. Die Mediane und Signifikanzen wurden zusätzlich tabellarisch eingefügt. Wurden mehrere Werte verglichen, wurden die p-Werte nach Bonferroni korrigiert angegeben.

Bei der Auswertung des CMS wurde analog die Verteilung geprüft. Danach wurden die Mittelwerte für jede Gruppe gebildet und anschließend mit Hilfe des t-Tests analysiert. Die graphische Darstellung erfolgte mittels Boxplotdiagrammen und Mittel- und p-Werttabellen.

4 Ergebnisse

Das Ziel dieser Studie war die Evaluierung der simultanen OEMG / SHK-Messung und des CMS zur Erfassung einer Trapeziusparese nach ND.

Die Daten hierfür wurden anhand der Rampenmethode nach Rühmann ermittelt. Zur graphischen Darstellung mittels Boxplotdiagrammen sind die normalisierten Werte der OEMG-Merkmale zu jedem Untersuchungstermin herangezogen worden. Die statistische Untersuchung basierte auf dem Wertevergleich zwischen Patienten mit und ohne Trapeziusparese nach ND. Zum Vergleich wurde diese Gruppeneinteilung auch zur Darstellung der präoperativen Daten beibehalten. Für jedes Kraftniveau wurden die p-Werte tabellarisch angegeben.

Der CMS wurde bei jedem Untersuchungstermin erneut erhoben. Die Auswertung erfolgte sowohl einzeln für jeden Fragenkomplex als auch für den Gesamtscore. Die p-Werte wurden wiederum tabellarisch angegeben.

4.1 Body-Mass-Index

Bei den männlichen Patienten zeigten 50 % Normalgewicht. Übergewicht hatten 37 %, fettleibig waren 11 % der männlichen Patienten. Von den weiblichen Patienten waren 50 % normalgewichtig und 50 % übergewichtig (Abb. 18).

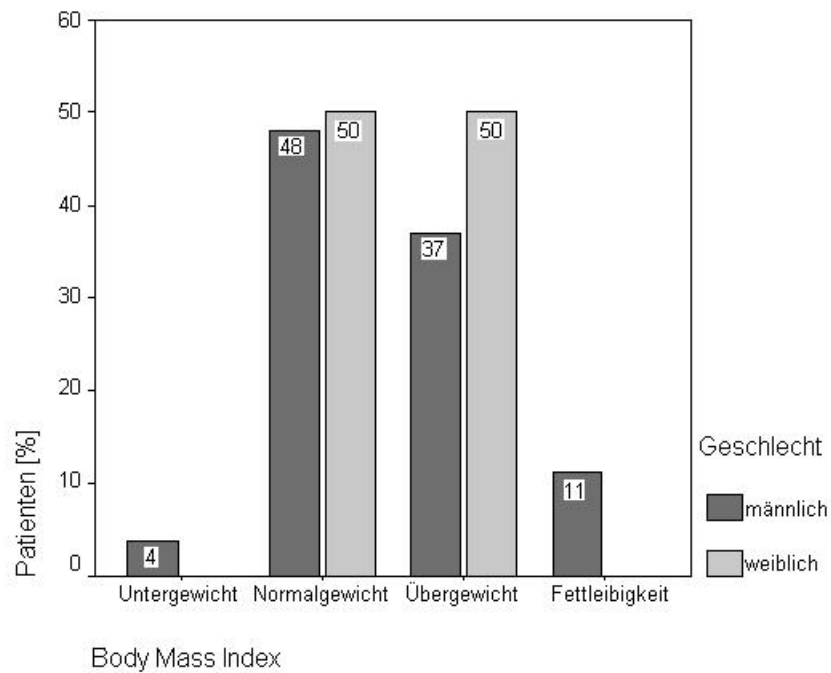
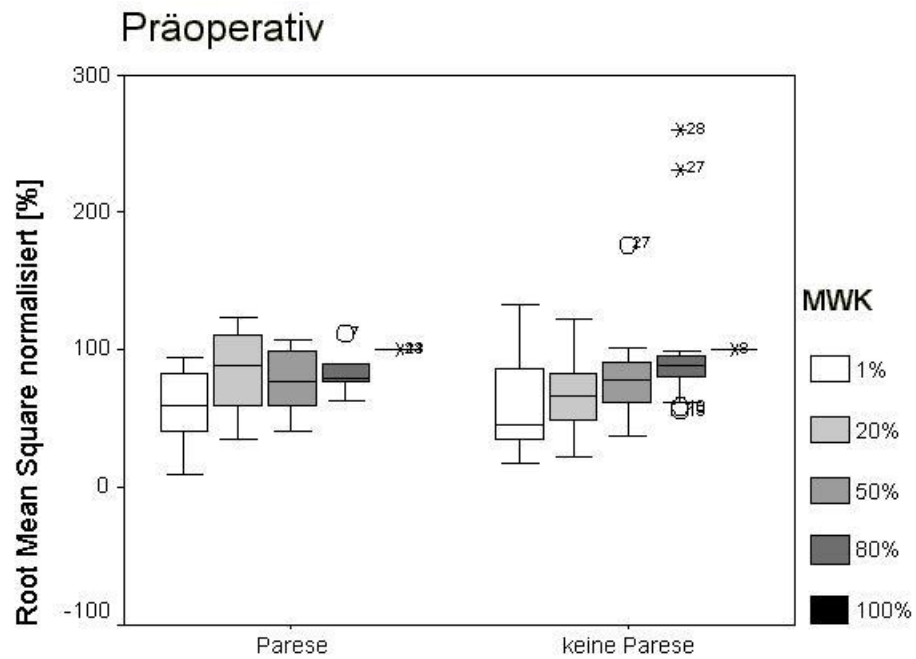


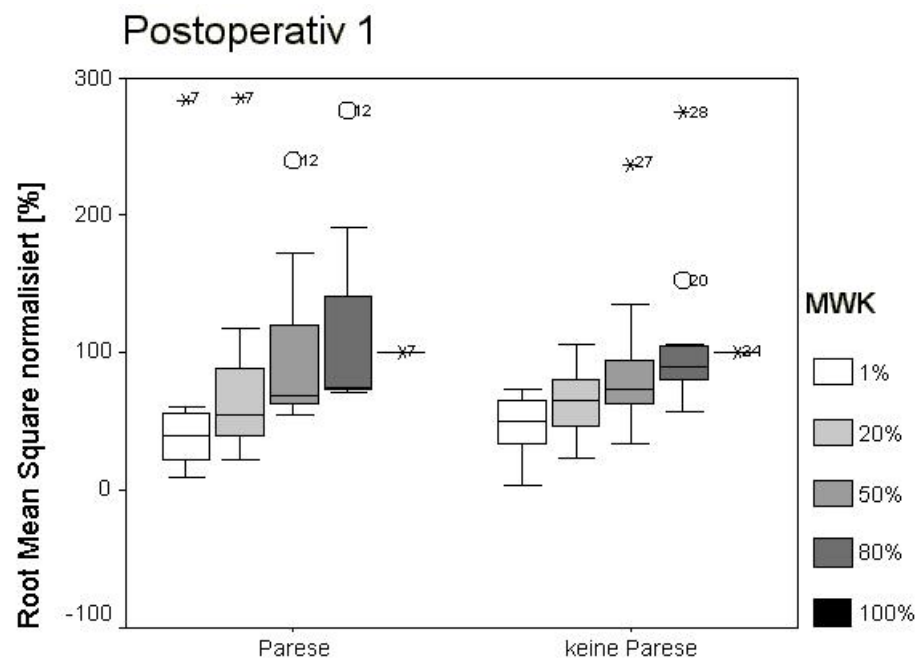
Abb. 18: BMI der Patienten (n = 30).

4.2 Root Mean Square

Der normalisierte Wert der RMS stieg sowohl in der Paresegruppe als auch bei Patienten mit erhaltener Trapeziusfunktion bei jedem Untersuchungstermin gleichmäßig an. Dieses Ergebnis wurde durch hohe p-Werte bei allen Kontraktionsniveaus und an allen Terminen bestätigt (Abb. 19 & 20, Tab. 9).



M. trapezius



M. trapezius

Abb. 19: RMS normalisiert; Werteanstieg bei vorhandener und nicht vorhandener Trapeziusparese präoperativ (oben) und 14 Tage postoperativ (unten).

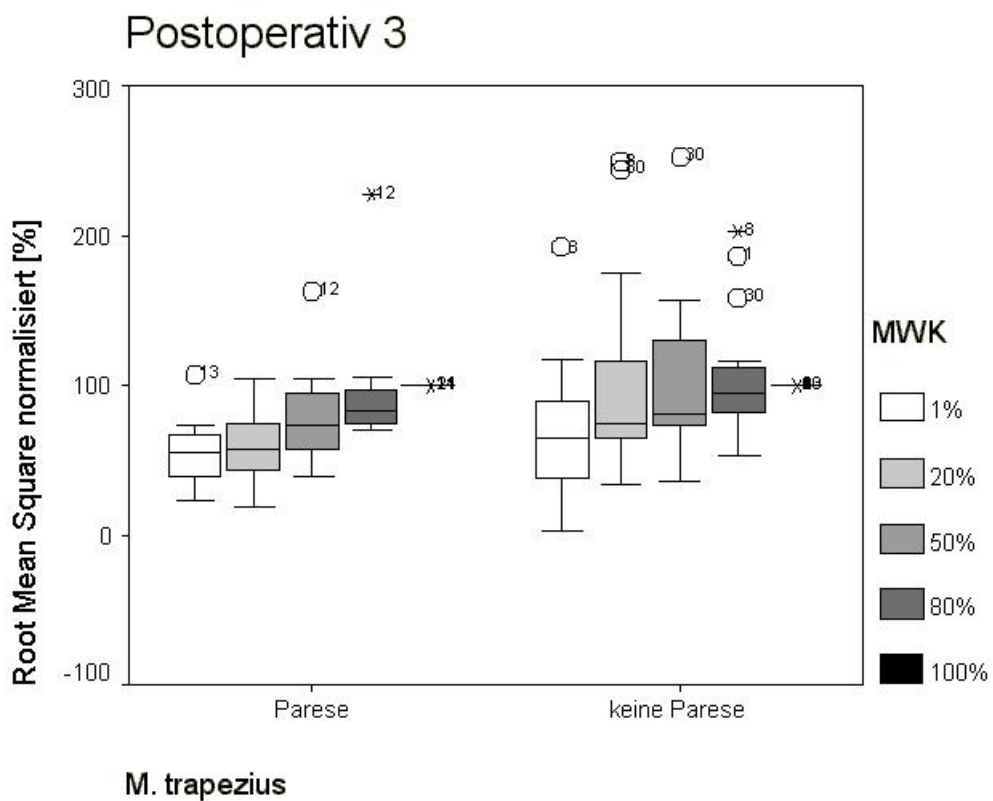
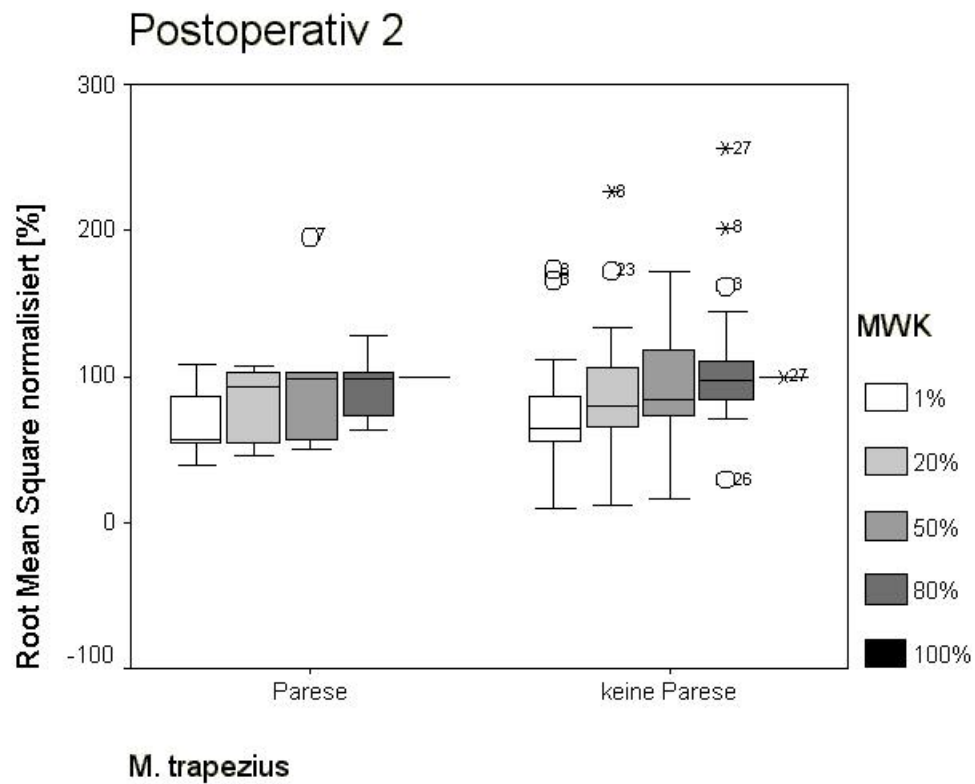


Abb. 20: RMS normalisiert; Werteanstieg bei vorhandener und nicht vorhandener Trapeziusparese 3 Monate postoperativ (oben) und 6 Monate postoperativ (unten).

MWK [%]	1	20	50	80	100
Präoperativ	0,867	0,237	0,981	0,301	1
Postoperativ 1	0,431	0,464	0,808	0,570	1
Postoperativ 2	0,685	0,685	0,725	0,570	1
Postoperativ 3	0,457	0,053	0,429	0,487	1

Tab. 9: RMS normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

4.3 Mean Frequency

Der normalisierte Wert der MF zeigte in beiden Gruppen prä- und postoperativ schwach ausgeprägte Anstiege der Werte. Auffallend waren bereits hohe normalisierte Werte bei 1 % der MWK. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen zeigten sich nur 14 Tage postoperativ bei 50 % und 80 % der MWK (Abb. 21 - 23, Tab. 10).

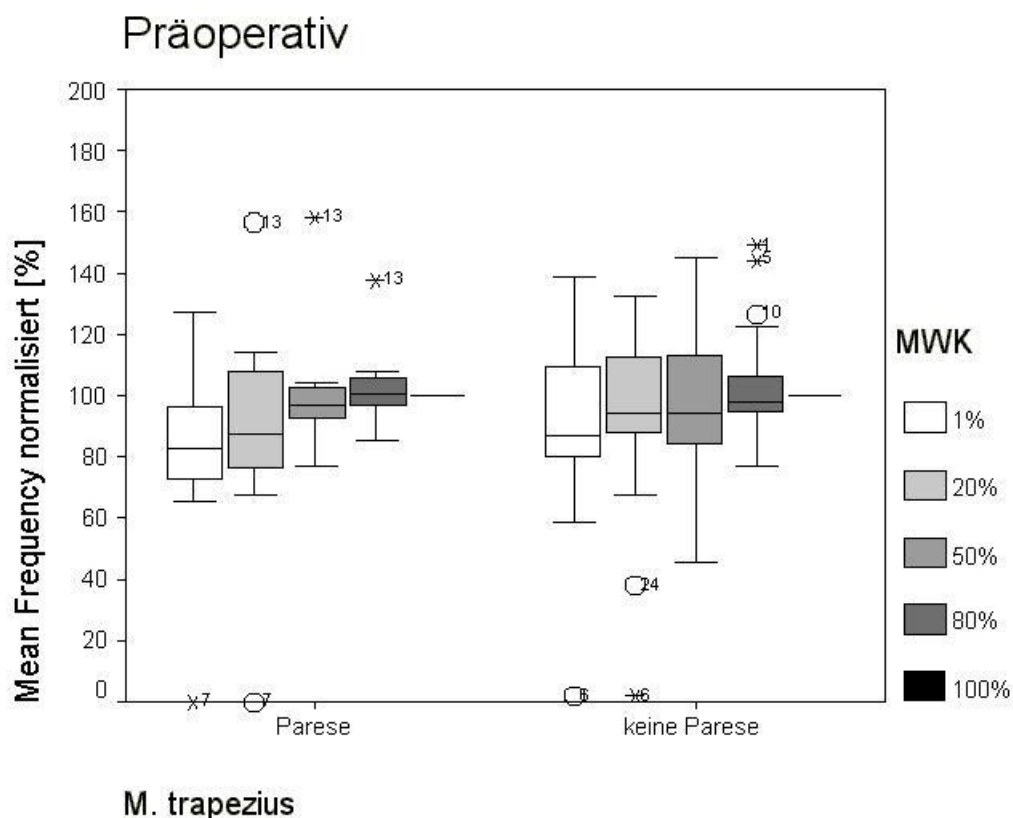
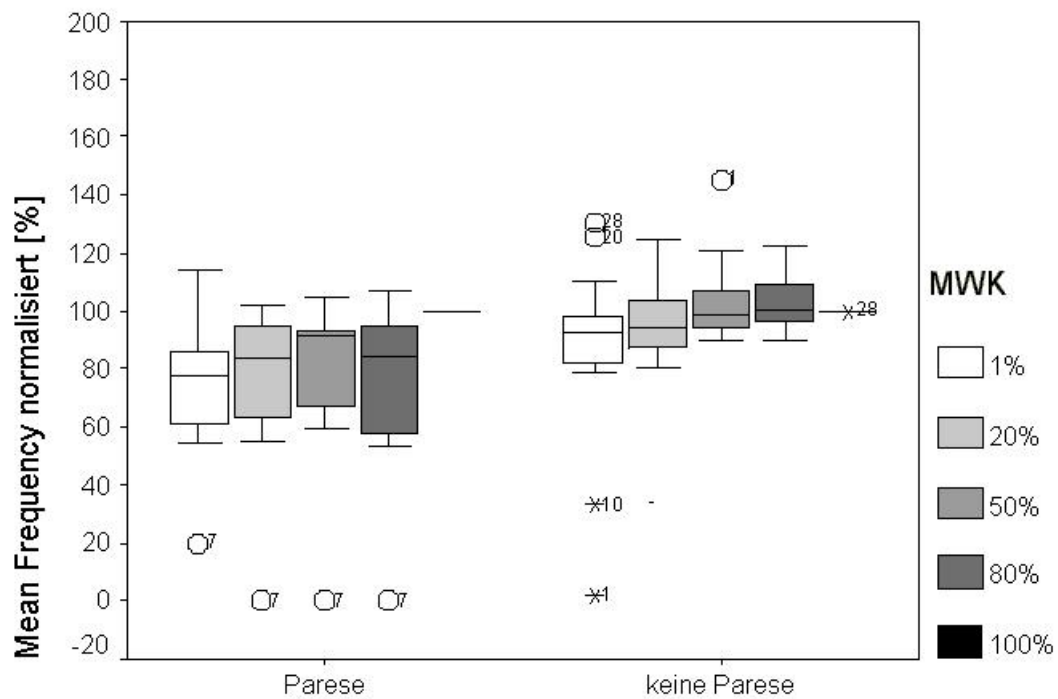


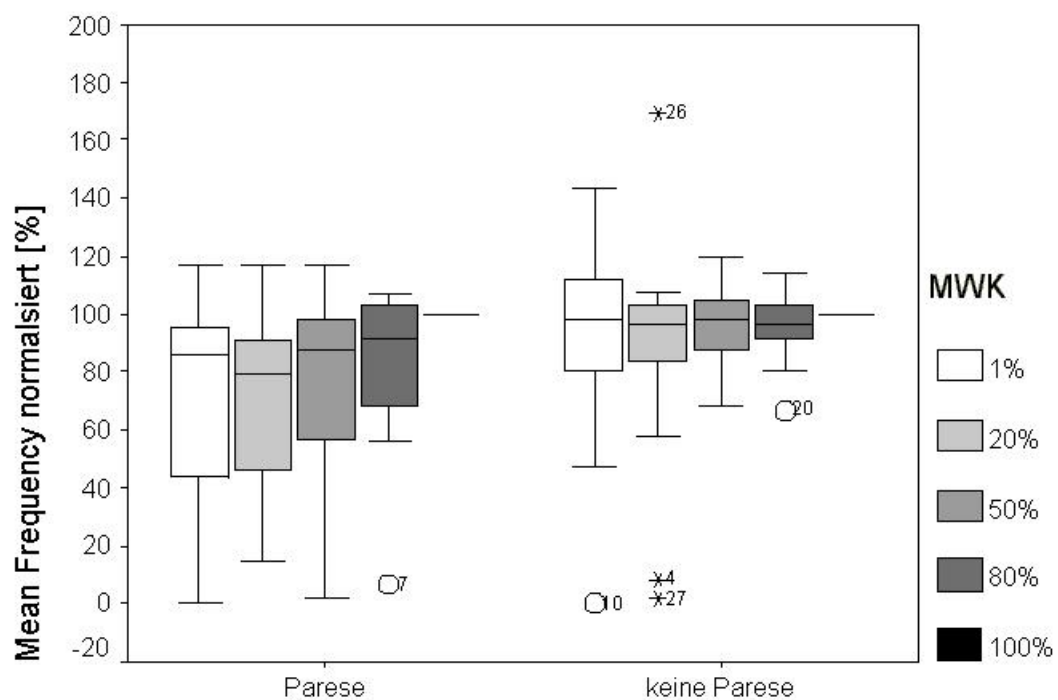
Abb. 21: MF normalisiert; präoperativer Vergleich der Werte in Abhängigkeit von der Kontraktion.

Postoperativ 1



M. trapezius

Postoperativ 2



M. trapezius

Abb. 22: MF normalisiert; Vergleich der Werte 14 Tage postoperativ (oben) und 3 Monate postoperativ (unten).

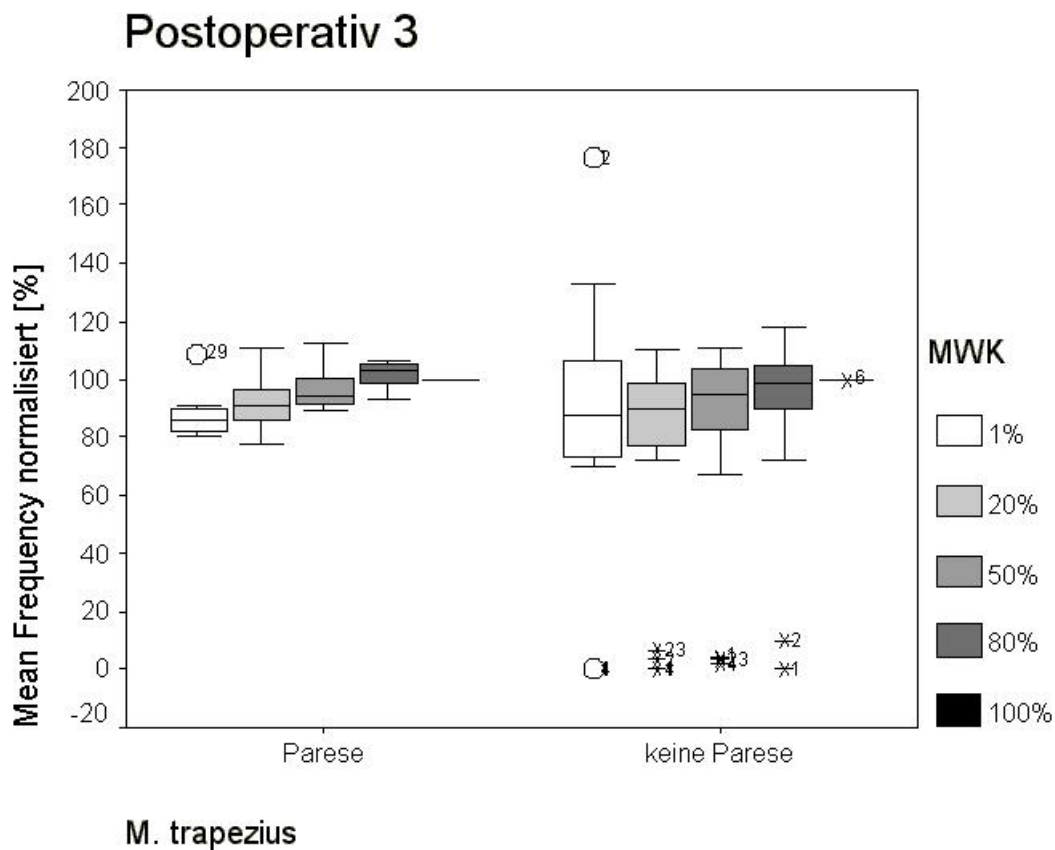


Abb. 23: MF normalisiert; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.

MWK [%]	1	20	50	80	100
Präoperativ	0,457	0,487	0,518	0,793	1
Postoperativ 1	0,081	0,104	0,009	0,005	1
Postoperativ 2	0,162	0,198	0,219	0,341	1
Postoperativ 3	0,905	0,549	0,615	0,218	1

Tab. 10: MF normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

4.4 Mean Power Frequency

Ein ähnliches Ergebnis wie bei der Analyse der MF wurde hier ersichtlich. Ausgehend von bereits hohen normalisierten Werten bei 1 % der MWK kamen nur geringe Werteanstiege mit zunehmender Kontraktion zur Darstellung. Unterschiede im Verlauf der Anstiege konnten zwischen den Untersuchungsterminen nicht erkannt werden.

Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen fanden sich 14 Tage postoperativ bei 50 % und 80 % der MWK (Abb. 24 & 25, Tab. 11).

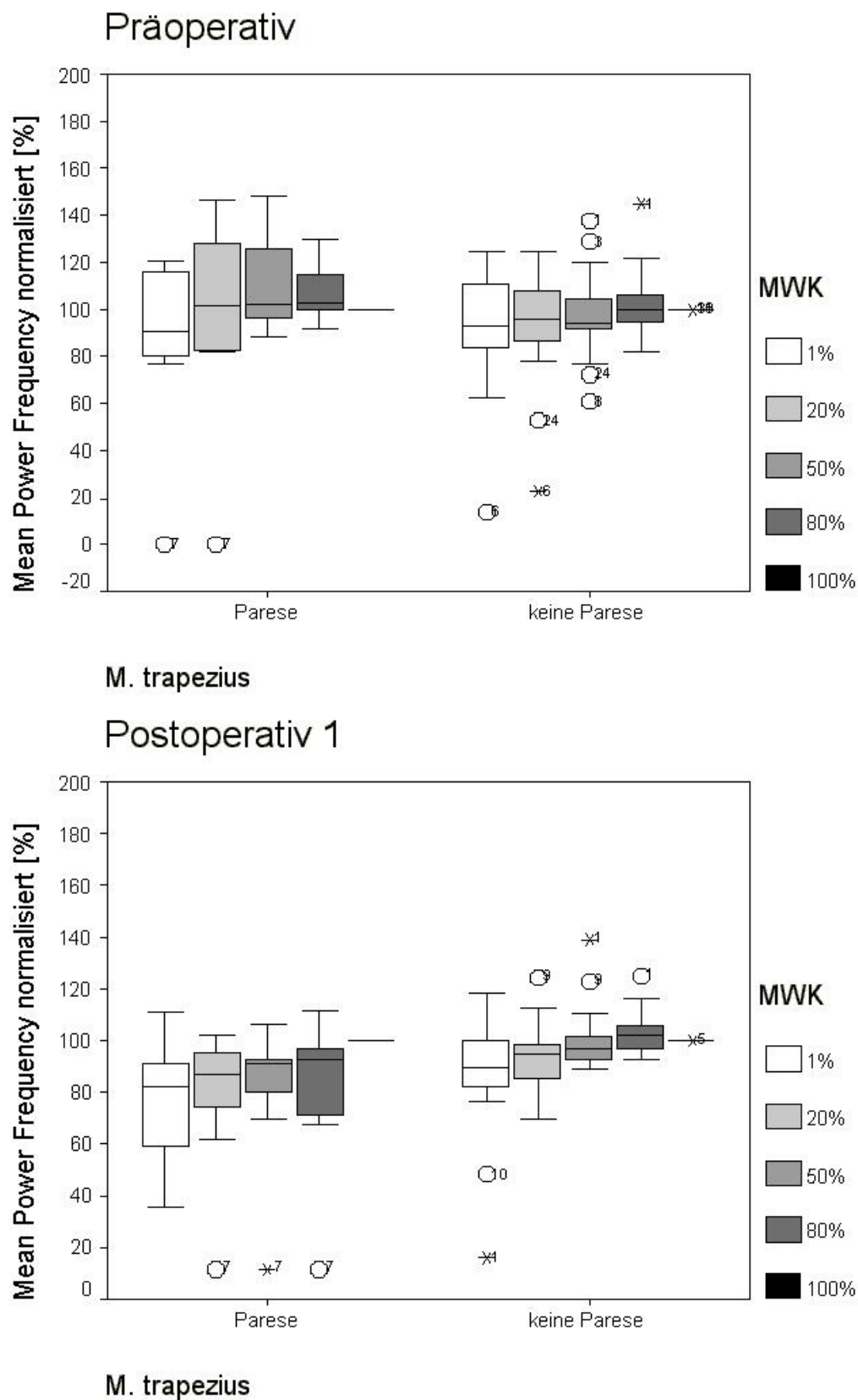
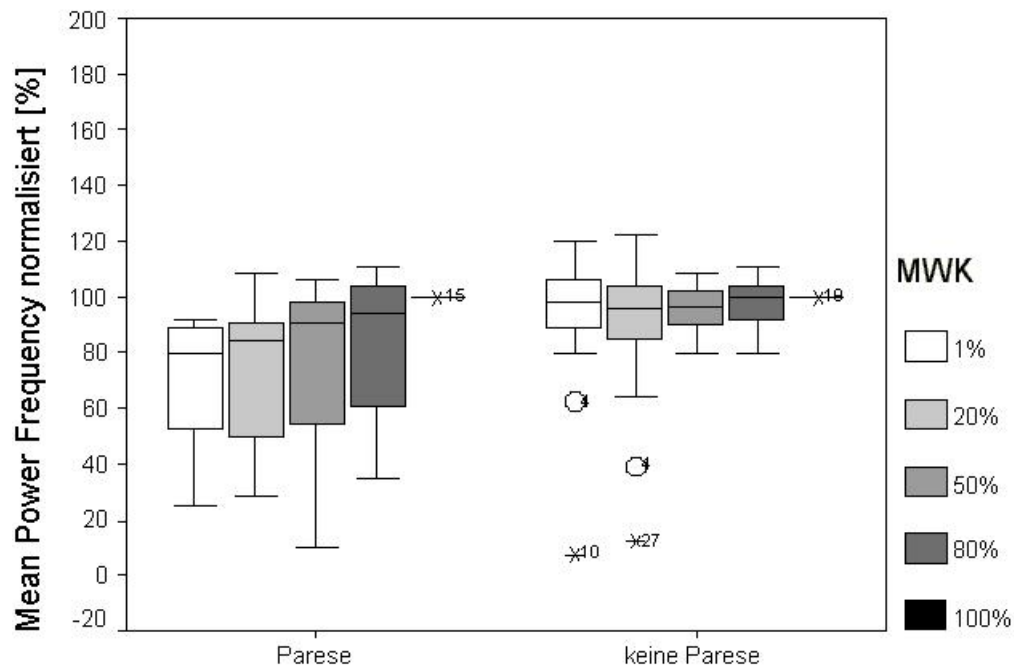


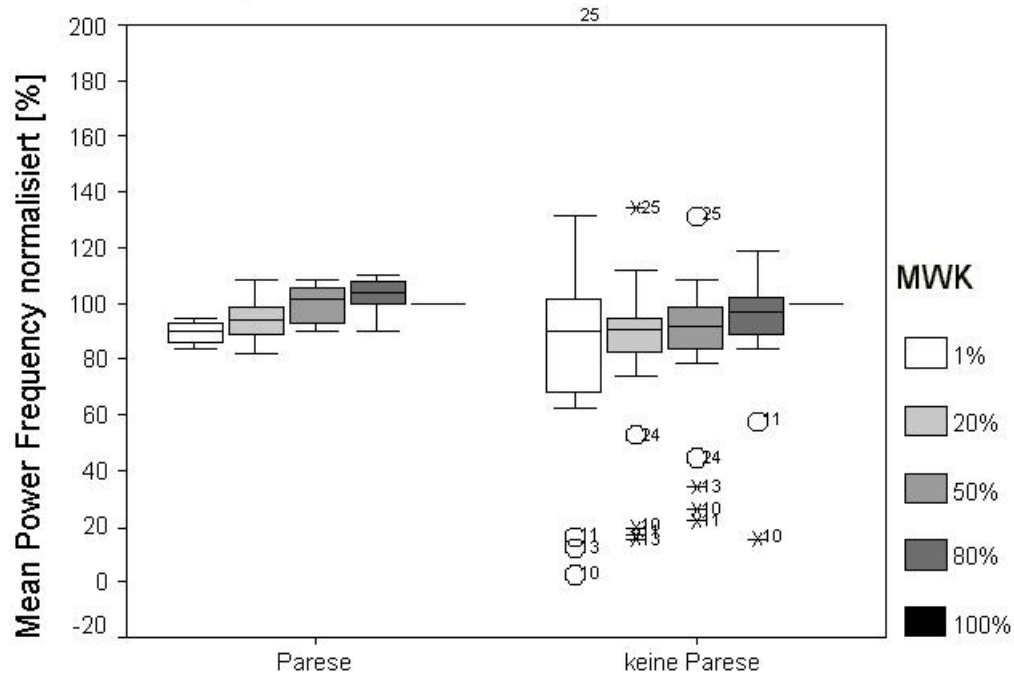
Abb. 24: MPF normalisiert; Vergleich der Werte präoperativ (oben) und 14 Tage postoperativ (unten).

Postoperativ 2



M. trapezius

Postoperativ 3



M. trapezius

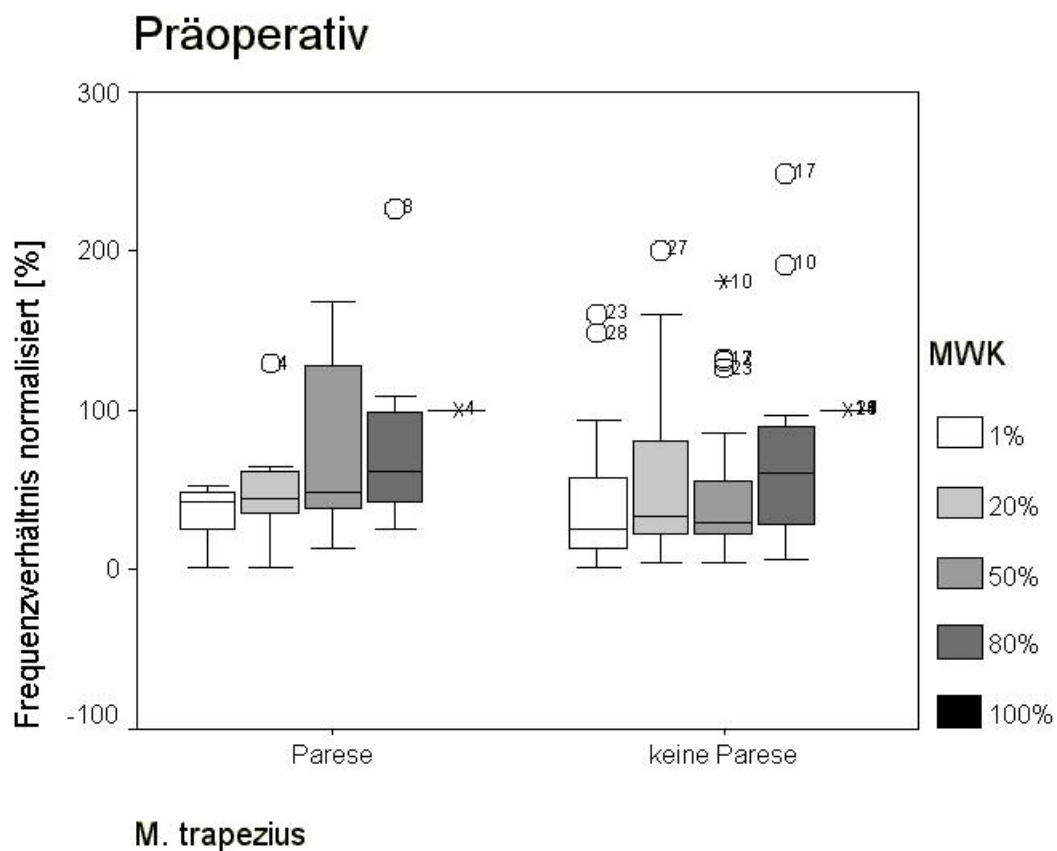
Abb. 25: MPF normalisiert; Vergleich der Werte 3 Monate postoperativ (oben) und 6 Monate postoperativ (unten).

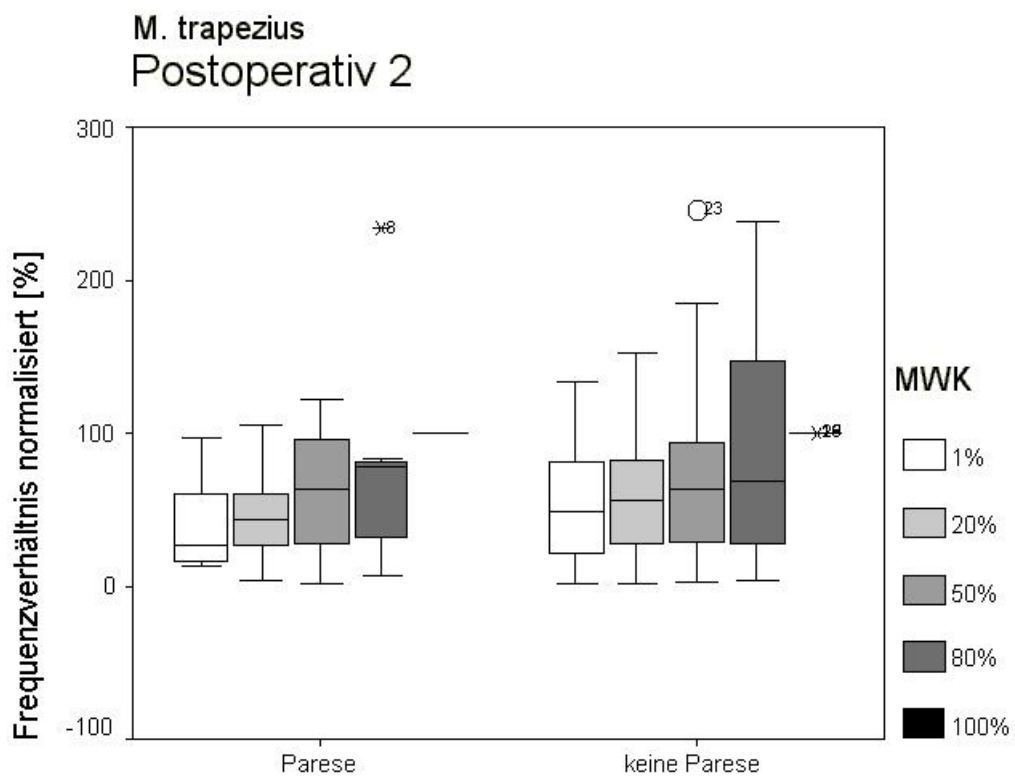
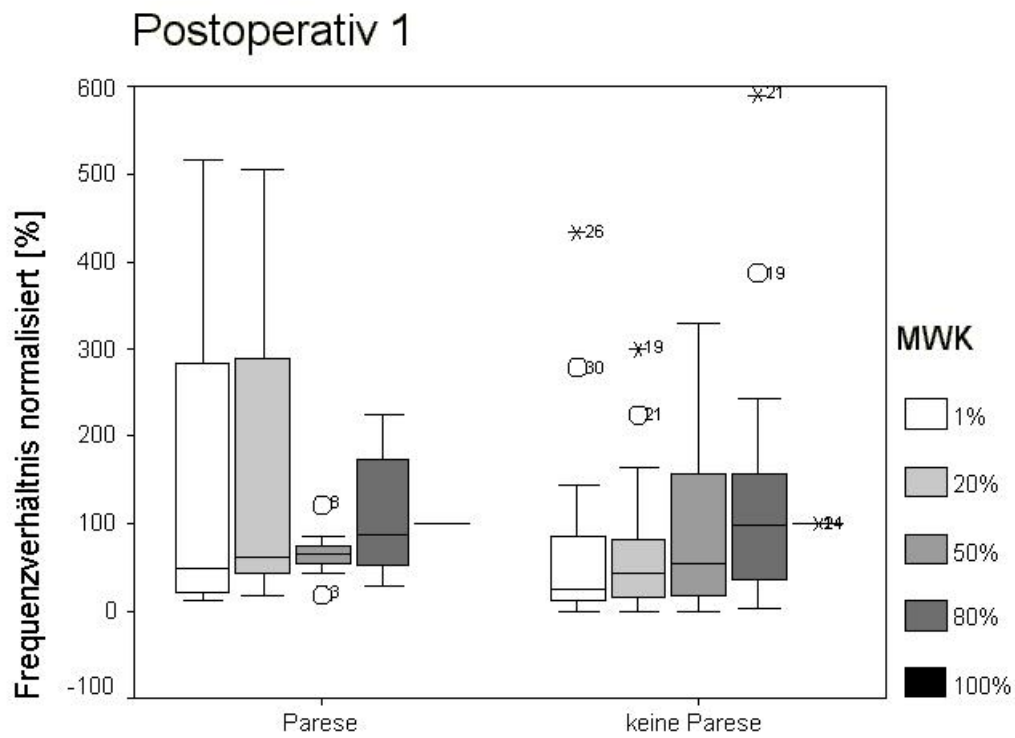
MWK [%]	1	20	50	80	100
Präoperativ	0,224	0,170	0,071	0,380	1
Postoperativ 1	0,282	0,064	0,019	0,005	1
Postoperativ 2	0,396	0,432	0,383	0,374	1
Postoperativ 3	0,822	0,262	0,149	0,186	1

Tab. 10: MPF normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

4.5 Frequenzverhältnis

Das FV zeigte einen Werteanstieg mit zunehmender Kontraktion bei jedem Untersuchungstermin. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen stellten wir nicht fest. Auffällig waren die teilweise großen Streubreiten der normalisierten Werte vor allem 14 Tage postoperativ bei 1 % und 20 % der MWK (Abb. 26-28, Tab.12).





M. trapezius

Abb. 27: FV normalisiert; Vergleich der Werte 14 Tage postoperativ (oben) und 3 Monate postoperativ (unten).

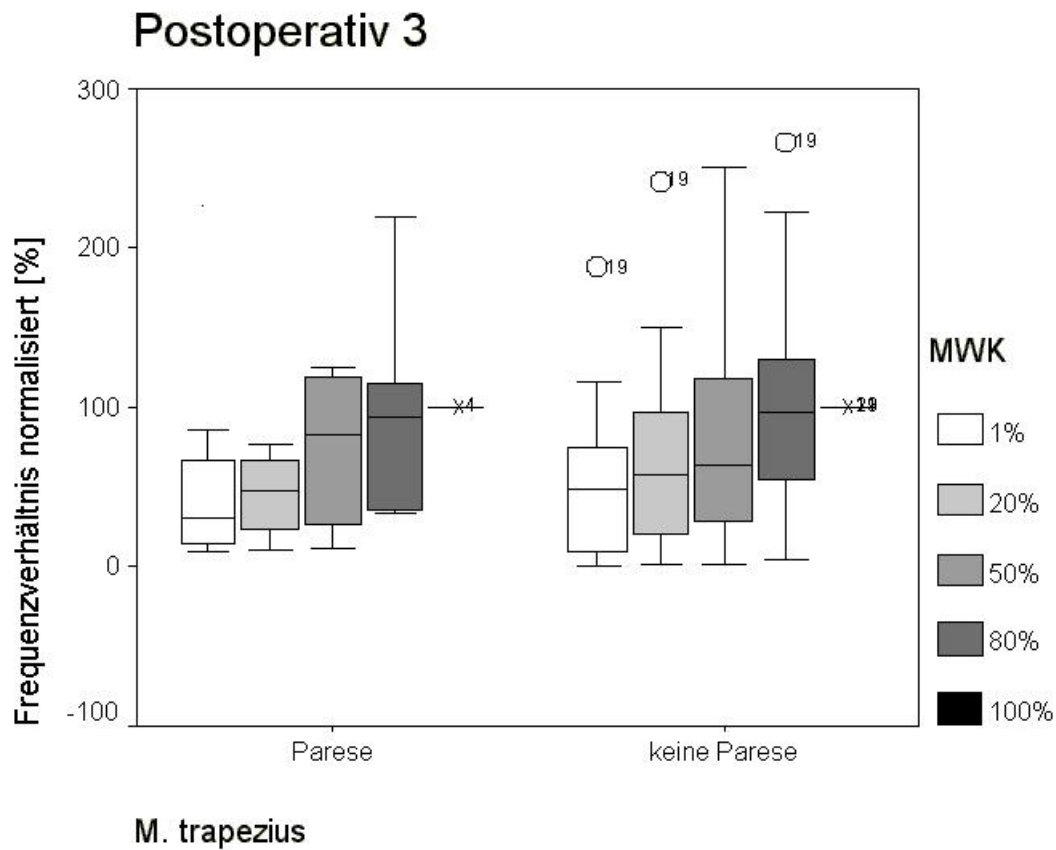


Abb. 28: FV normalisiert; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.

MWK [%]	1	20	50	80	100
Präoperativ	0,597	0,774	0,265	0,645	1
Postoperativ 1	0,400	0,263	0,935	0,808	1
Postoperativ 2	0,570	0,607	0,935	0,893	1
Postoperativ 3	0,756	0,607	0,935	0,893	1

Tab. 12: FV normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

4.6 Turnanalyse nach Willison

Die Turnanalyse nach Willison beinhaltet die Auswertung der Merkmale NT, MAT und MST.

4.6.1 Number of Turns

Bei den normalisierten Werten der NT fanden wir sowohl in der Paresegruppe als auch bei den Patienten mit erhaltener Trapeziusfunktion deutliche Werteanstiege zu allen Untersuchungsterminen. Auffällig waren die niedrigen Werte bei 1 % und 20 % der MWK. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen konnten nicht festgestellt werden (Abb. 29-31, Tab. 13).

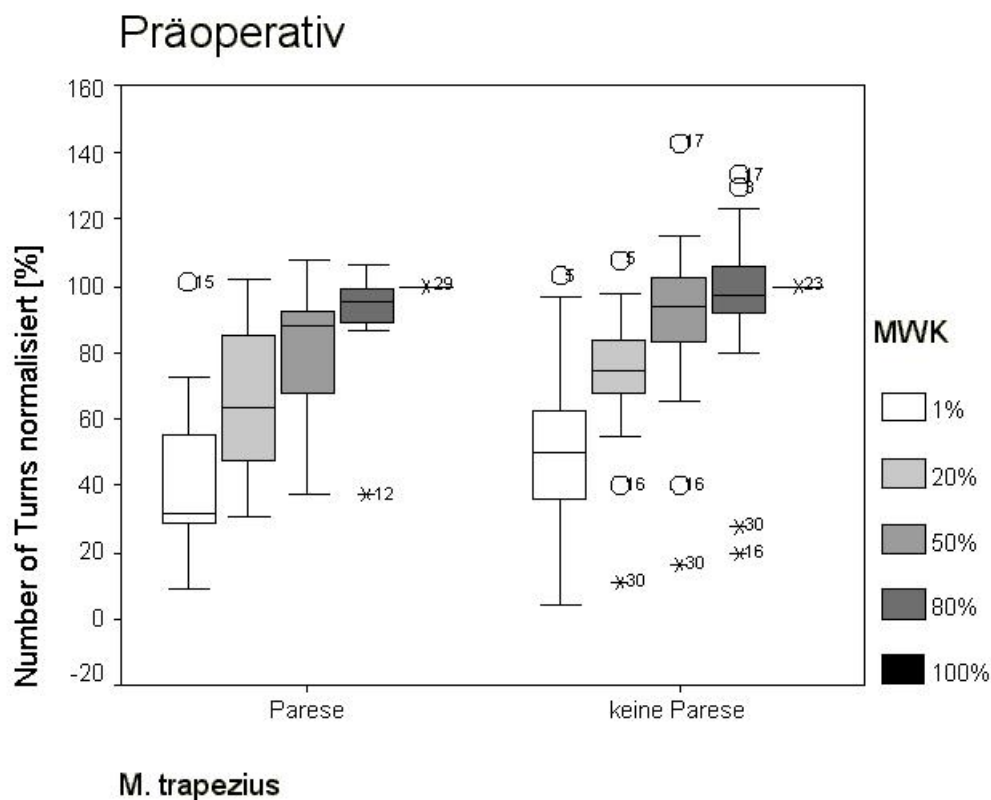


Abb. 29: NT normalisiert; Vergleich der Werte präoperativ.

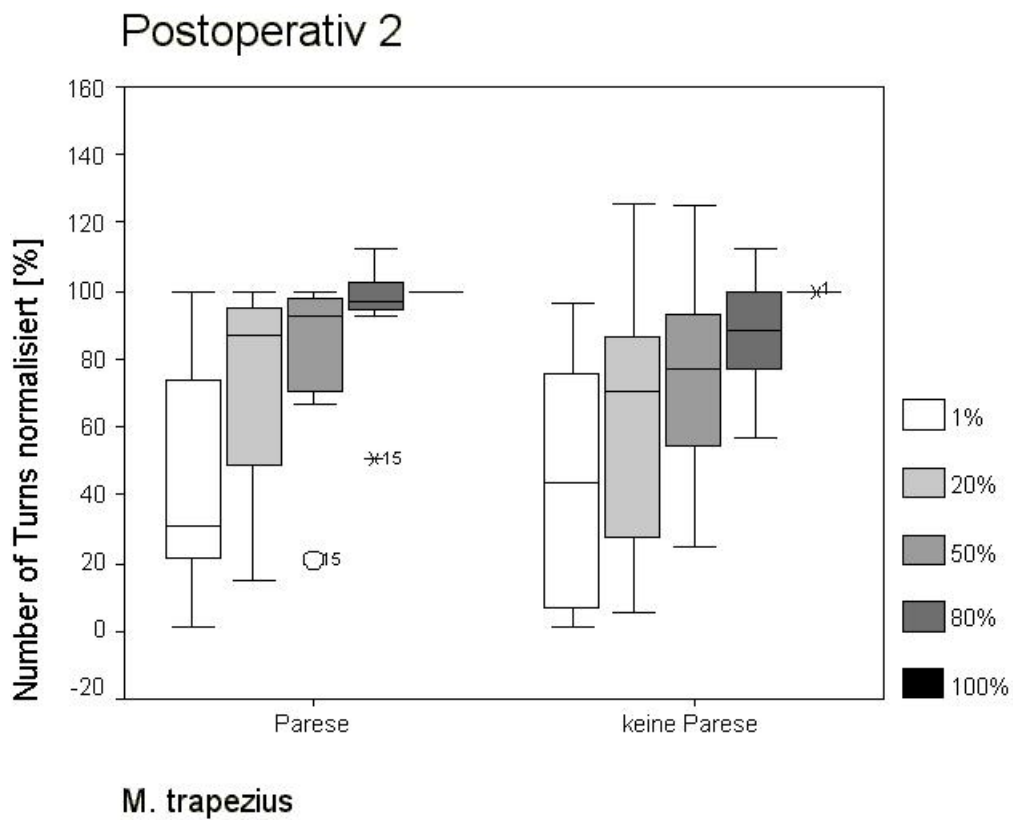
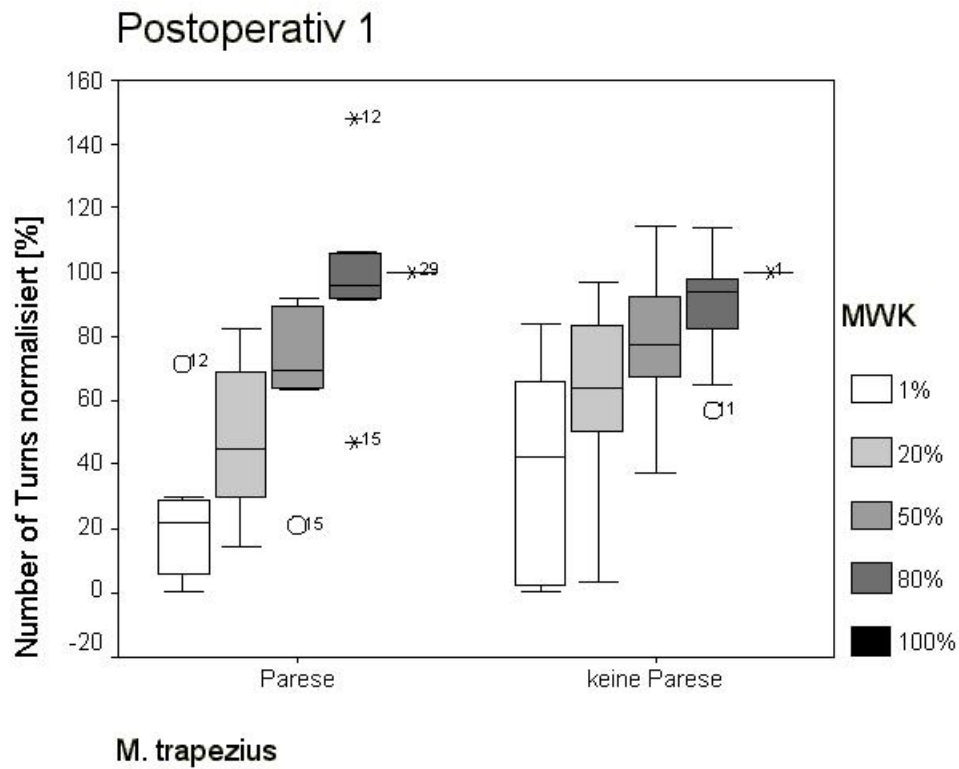


Abb. 30: NT normalisiert; Vergleich der Werte 14 Tage postoperativ (oben) und 3 Monate postoperativ (unten).

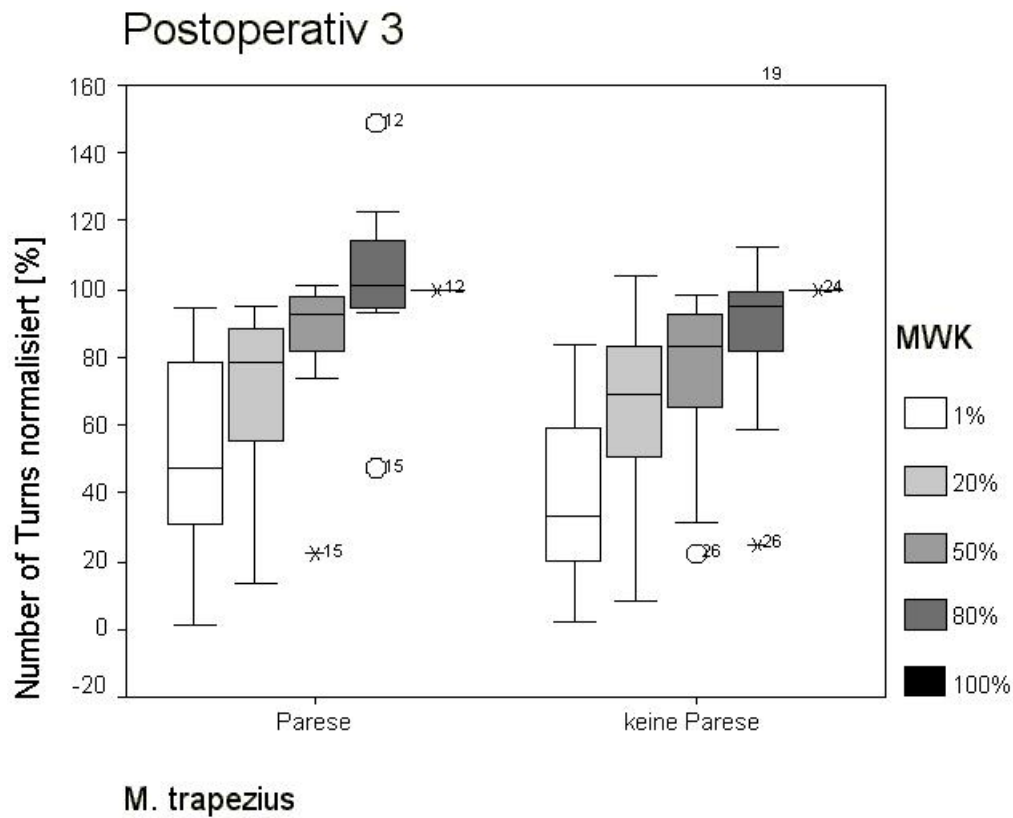


Abb. 31: NT normalisiert; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.

MWK [%]	1	20	50	80	100
Präoperativ	0,418	0,411	0,397	0,604	1
Postoperativ 1	0,308	0,272	0,437	0,408	1
Postoperativ 2	0,839	0,508	0,666	0,940	1
Postoperativ 3	0,306	0,673	0,406	0,372	1

Tab. 13: NT normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

4.6.2 Mittlere Amplitude / Turn

Der normalisierte Wert der MAT zeigte präoperativ in beiden Gruppen einen kontinuierlichen Anstieg. Bei 1 % der MWK lagen die Werte deutlich höher als bei den übrigen Merkmalen der Turnanalyse. 14 Tage postoperativ kam es zu einem signifikanten Anstieg der Werte in der Paresegruppe, welcher sich auch nach 3 und 6 Monaten nicht veränderte. Dagegen wiesen die Patienten mit erhaltener Trapeziusfunktion keine Veränderung der Anstiege der Werte auf (Abb. 32 - 34, Tab. 14).

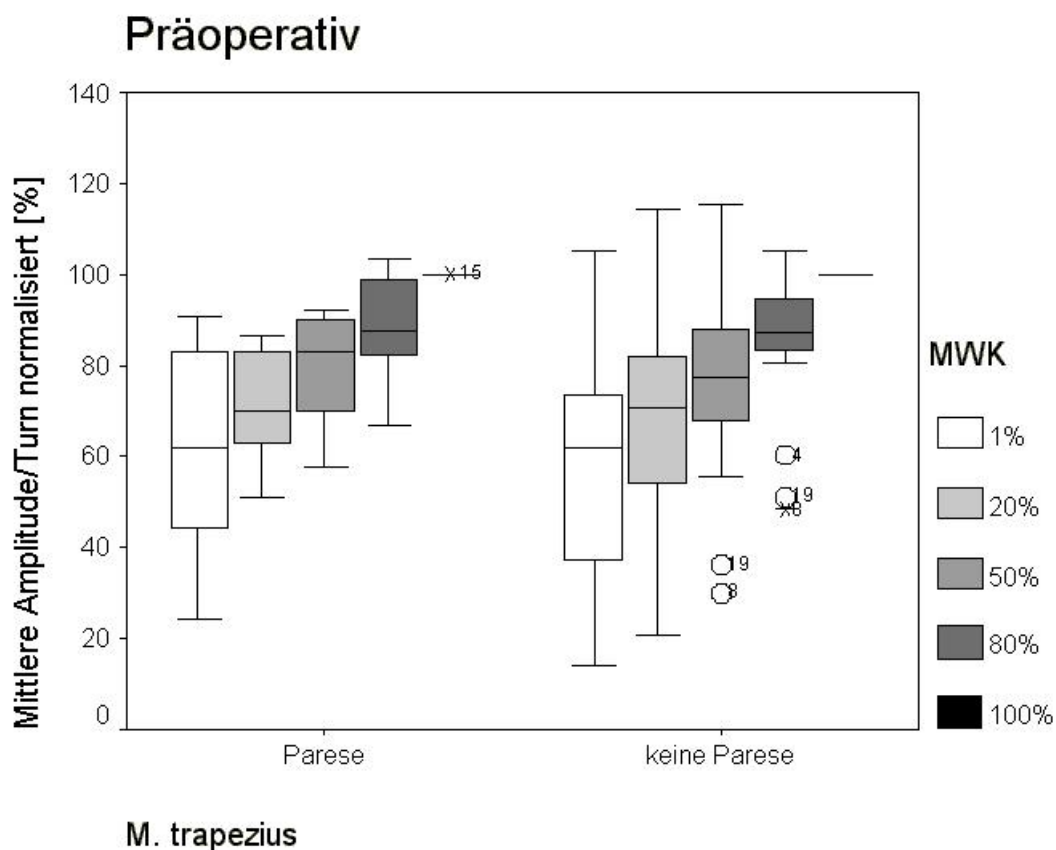
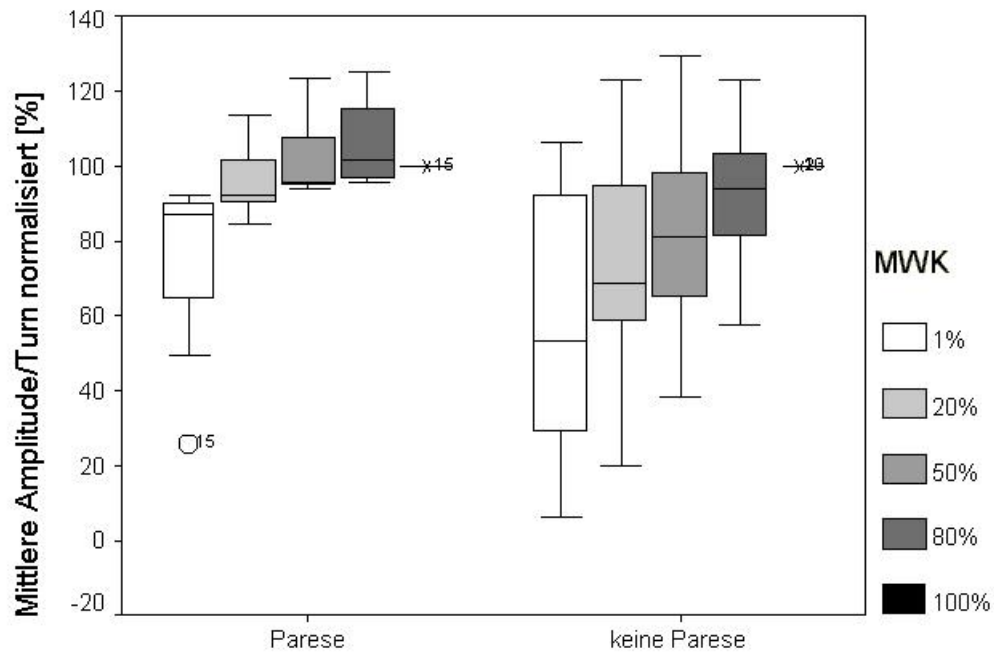


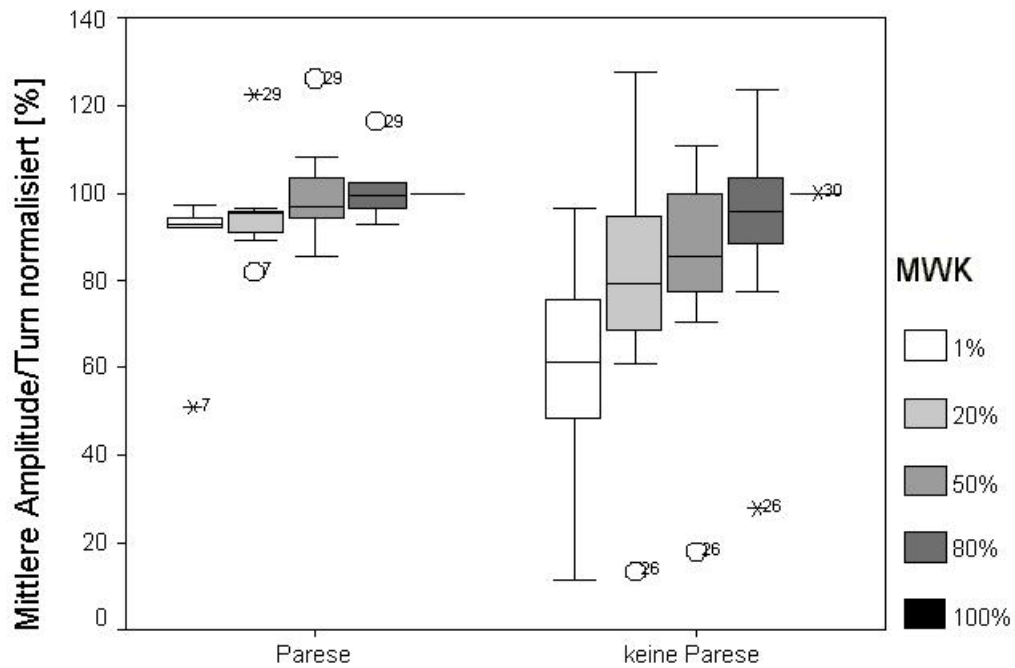
Abb. 32: MAT normalisiert; Vergleich der Werte präoperativ.

Postoperativ 1



M. trapezius

Postoperativ 2



M. trapezius

Abb. 33: MAT normalisiert; Vergleich der Werte 14 Tage postoperativ (oben) und 3 Monate postoperativ (unten).

Postoperativ 3

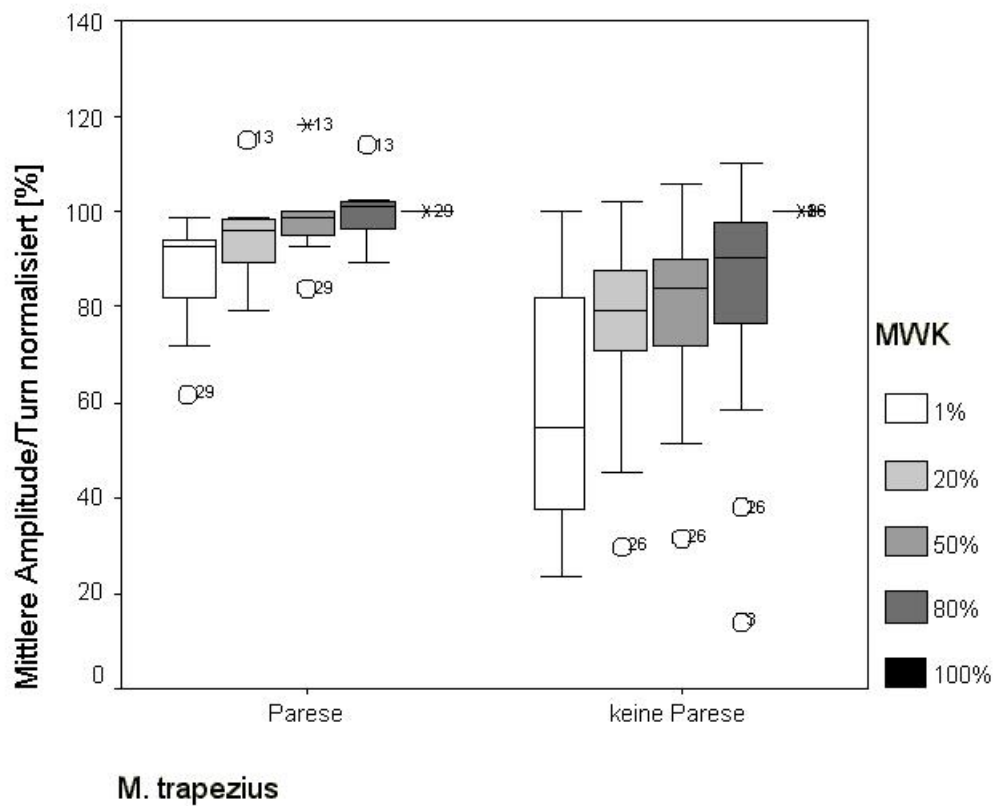


Abb. 34: MAT normalisiert; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.

MWK [%]	1	20	50	80	100
Präoperativ	0,556	0,625	0,676	0,628	1
Postoperativ 1	0,249	0,024	0,018	0,036	1
Postoperativ 2	0,012	0,098	0,075	0,327	1
Postoperativ 3	0,004	0,010	0,011	0,045	1

Tab. 14: MAT normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

4.6.3 Mittlerer Anstieg / Turn

Bei den normalisierten Werten des MST war zu allen Untersuchungsterminen ein gleichmäßiger Anstieg mit zunehmender Kontraktion ersichtlich. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen konnten nicht festgestellt werden. Auch hier lagen bei 1 % der MWK geringe Werte bis maximal 20,2 % vor (Abb. 35 - 37, Tab. 15).

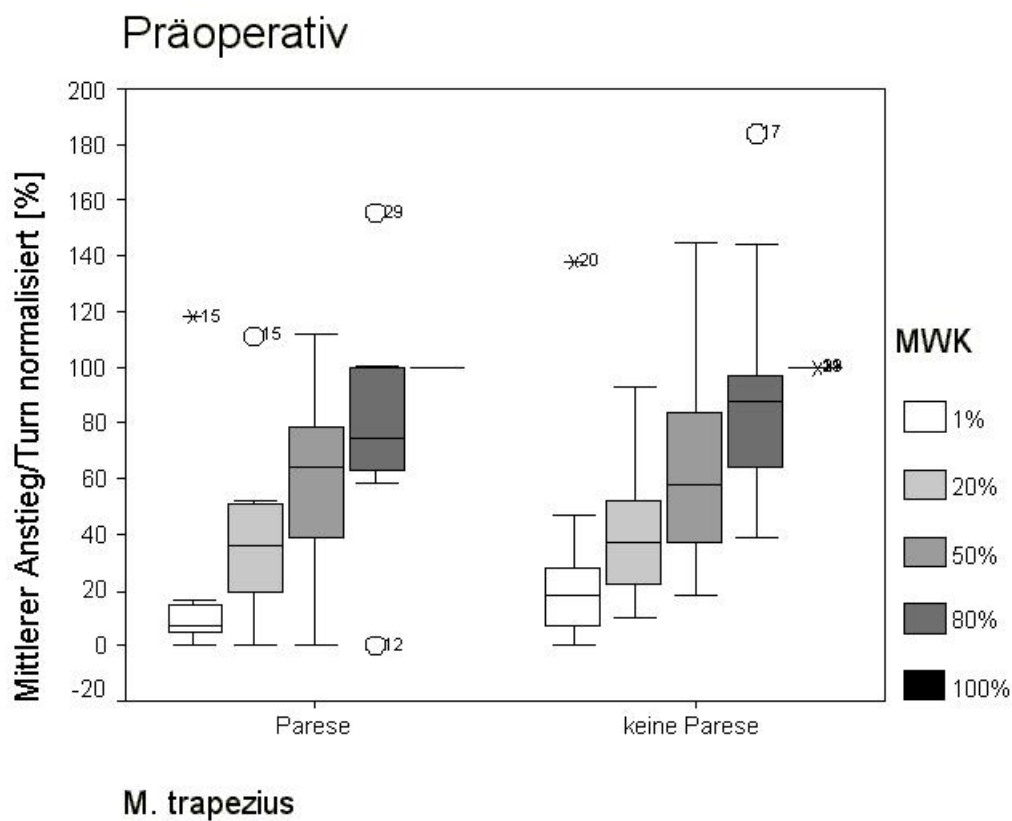
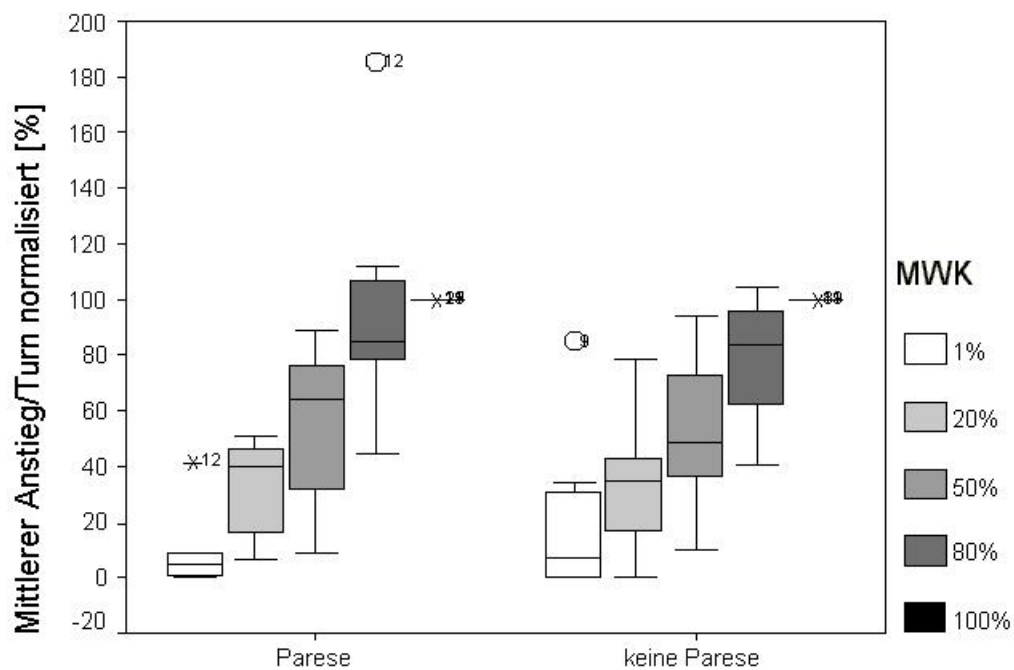


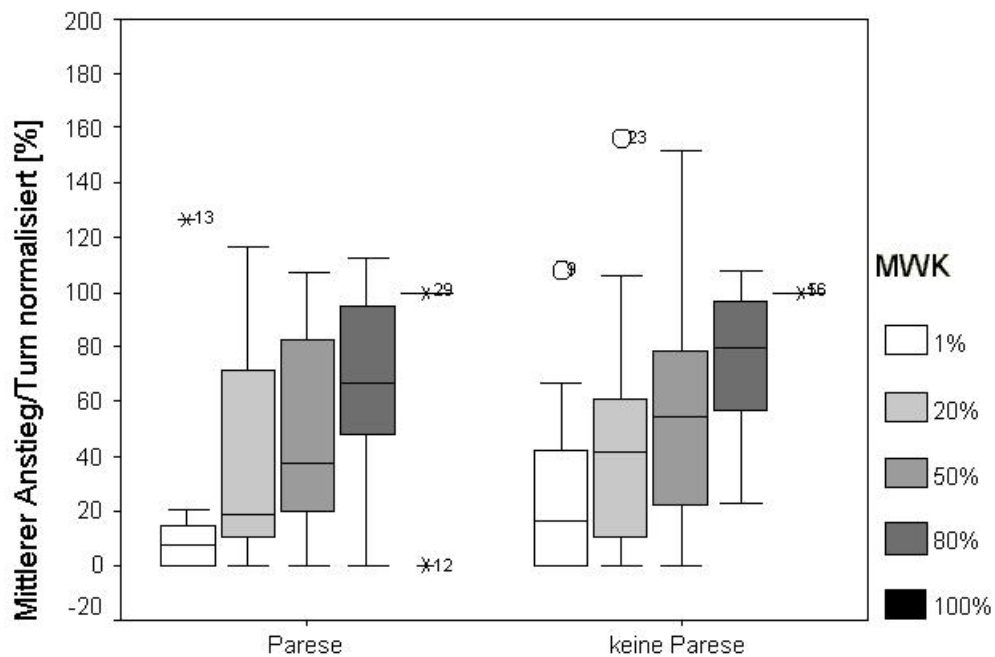
Abb. 35: MST normalisiert; Vergleich der Werte präoperativ.

Postoperativ 1



M. trapezius

Postoperativ 2



M. trapezius

Abb. 36: MST normalisiert; Vergleich der Werte 14 Tage postoperativ (oben) und 3 Monate postoperativ (unten).

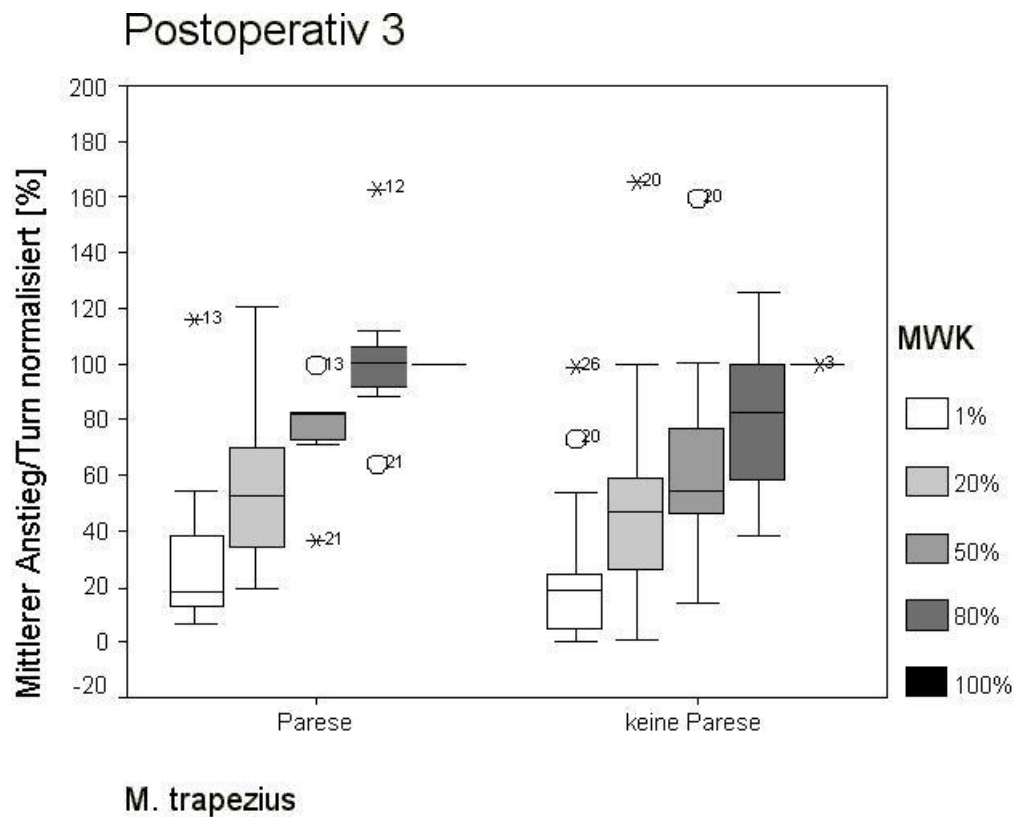


Abb. 37: MST normalisiert; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.

MWK [%]	1	20	50	80	100
Präoperativ	0,934	0,989	0,684	0,553	1
Postoperativ 1	0,455	0,840	0,774	0,124	1
Postoperativ 2	0,884	0,882	0,744	0,502	1
Postoperativ 3	0,490	0,995	0,311	0,217	1

Tab. 15: MST normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

4.7 Constant Murley Score

In den abgebildeten gruppierten Boxplotdiagrammen ist die in jedem Teil des Scores erreichte Punktzahl zu jedem Untersuchungstermin dargestellt. Wir unterschieden folgende Teilscores: Schmerzen, Alltagsaktivitäten, Bewegungsumfang und SHK.

Anschließend wurde der Gesamtscore graphisch dargestellt. Wir stellten erneut die Patientengruppen mit und ohne Parese des M. trapezius gegenüber.

4.7.1 Schmerzen

Die maximale Punktzahl von 15 entsprach „Schmerzfreiheit“. Die Ergebnisse zeigten ein klares Abfallen der Punktzahl in der Paresegruppe direkt postoperativ und nach 3 Monaten. Die Patienten mit erhaltener Trapeziusfunktion gaben keine Schmerzen postoperativ an. Die Unterschiede waren nicht signifikant (Abb. 38, Tab. 16).

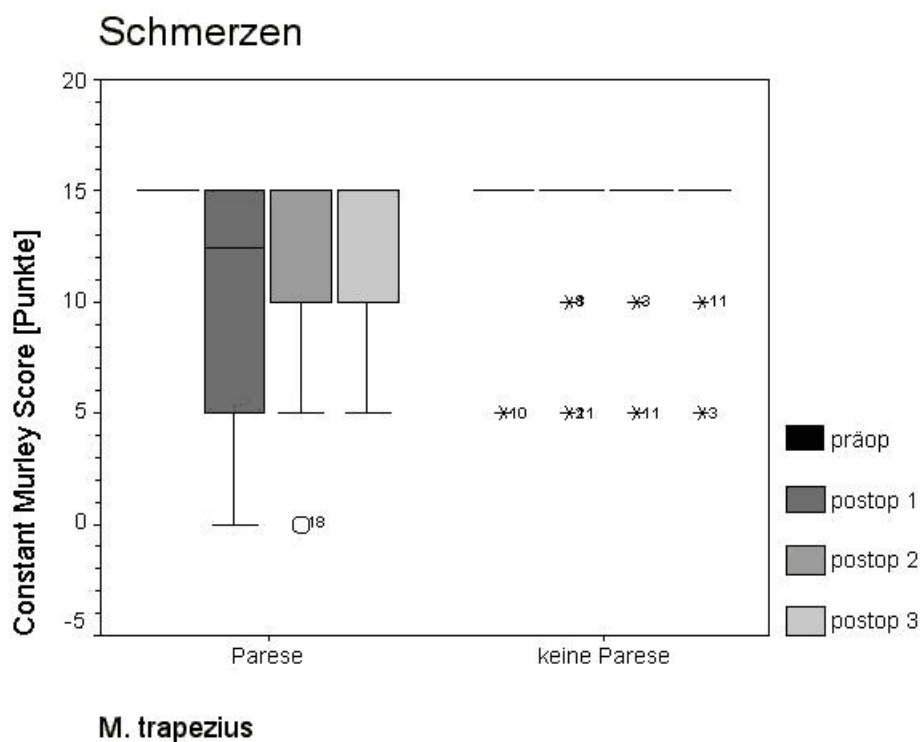


Abb. 38: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich Schmerzen in der Schulterregion.

	präop	postop1	postop2	postop3
Schmerzen	0,537	0,082	0,238	0,254

Tab. 16: Schmerzen; Signifikanz bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen.

4.7.2 Alltagsaktivitäten

Die erreichte Punktzahl bezüglich Einschränkungen der Alltagsaktivitäten fiel in der Paresegruppe 14 Tage postoperativ deutlich ab und stieg im weiteren Beobachtungszeitraum nicht wieder an. Es waren signifikante Unterschiede zwischen den beiden Patientengruppen 3 und 6 Monate postoperativ ersichtlich (Abb. 39, Tab. 17).

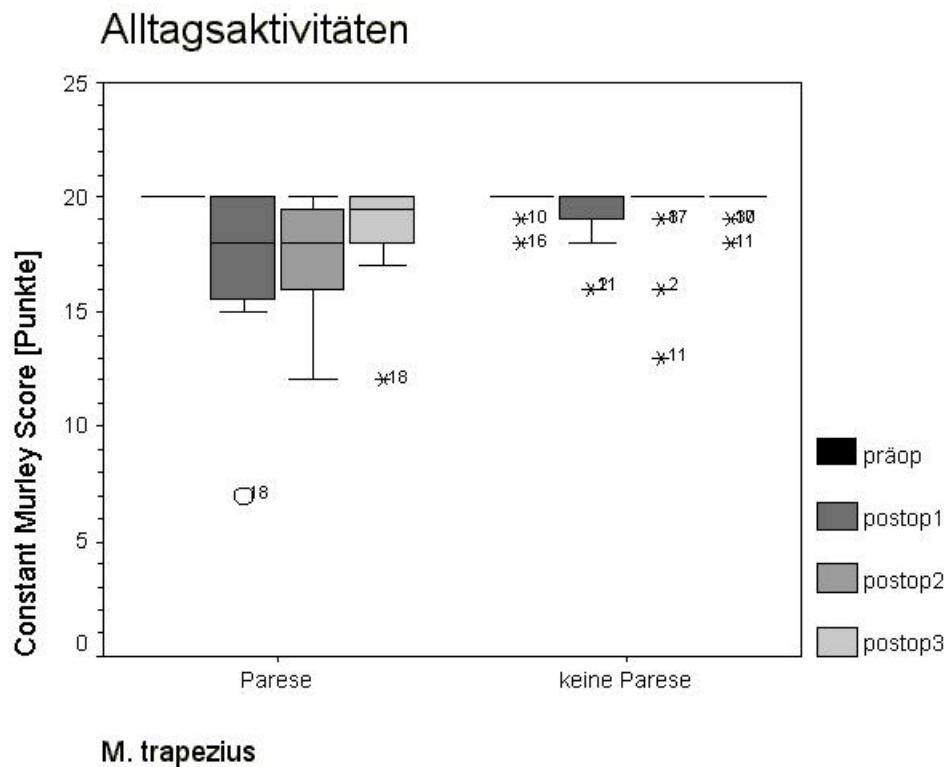


Abb. 39: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich der Einschränkung bei Alltagsaktivitäten.

	präop	postop1	postop2	postop3
Alltagsaktivitäten	0,347	0,067	0,005	0,037

Tab. 17: Alltagsaktivitäten; Signifikanz bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen.

4.7.3 Bewegungsumfang

Die Punktzahl zur Erfassung des Bewegungsumfanges der Schulter zeigte postoperativ einen signifikanten Abfall bei den Patienten mit Trapeziusparese. Auch nach 6 Monaten konnte kein tendenzieller Wiederanstieg der Punktzahl erkannt werden (Abb. 40, Tab. 18).

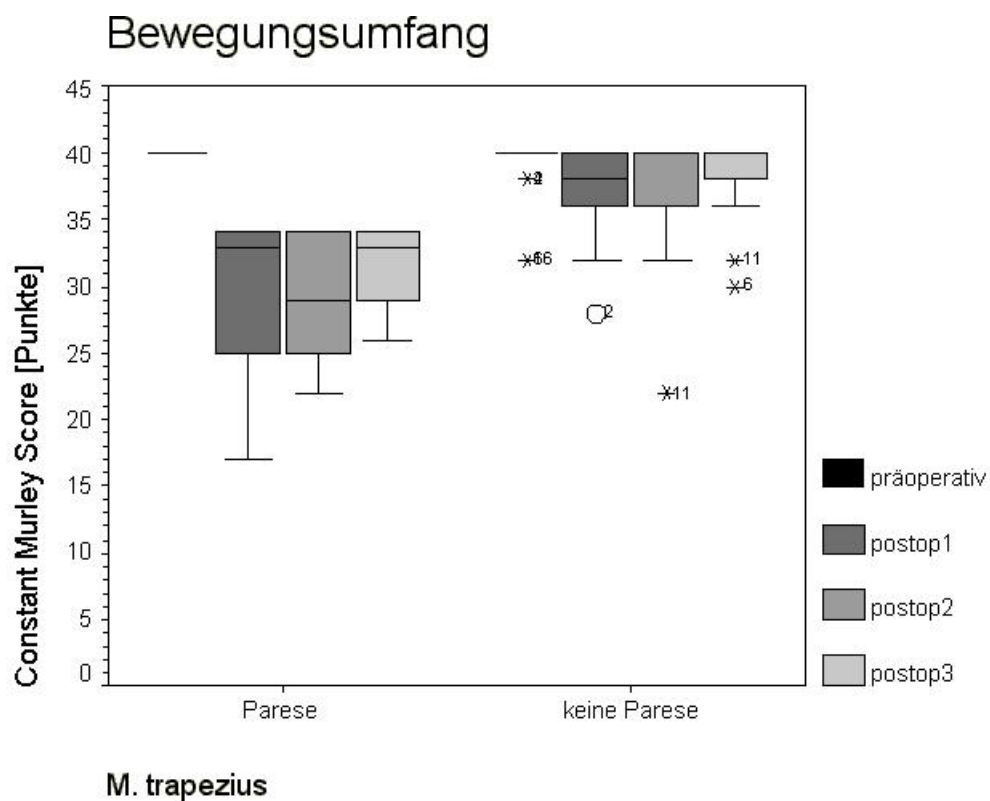


Abb. 40: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich des Bewegungsumfanges der Schulter.

	präop	postop1	postop2	postop3
Bewegungsumfang	0,414	0,001	0,0001	0,0001

Tab. 18: Bewegungsumfang; Signifikanz bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen.

4.7.4 Schulterhebekraft

Die SHK wies in beiden Gruppen einen deutlichen Abfall der Punktzahl auf, welche sich jedoch nach 6 Monaten teilweise wieder erhöhte. Signifikante Unterschiede zwischen Paresepatienten und Patienten mit erhaltener Trapeziusfunktion ergaben sich nicht (Abb. 41, Tab. 19).

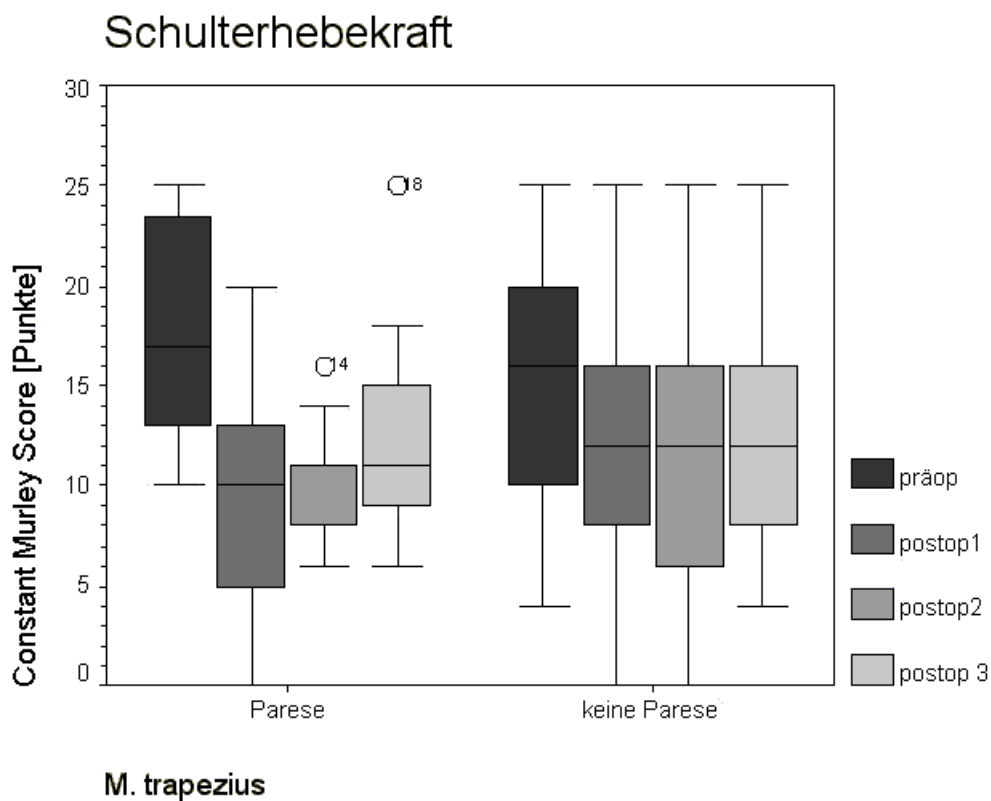


Abb. 41: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich der SHK.

	präop	postop1	postop2	postop3
Schulterhebekraft	0,461	0,508	0,505	0,961

Tab. 19: SHK; Signifikanz bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen.

4.7.5 Gesamtscore

Der Gesamtscore wies 14 Tage postoperativ einen signifikanten Abfall der erreichten Punktzahl in der Paresegruppe auf. Es waren jedoch 3 und 6 Monate postoperativ Anstiege der Gesamtpunktzahlen darstellbar. Signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen konnten zu allen Untersuchungsterminen nachgewiesen werden (Abb. 42, Tab. 20).

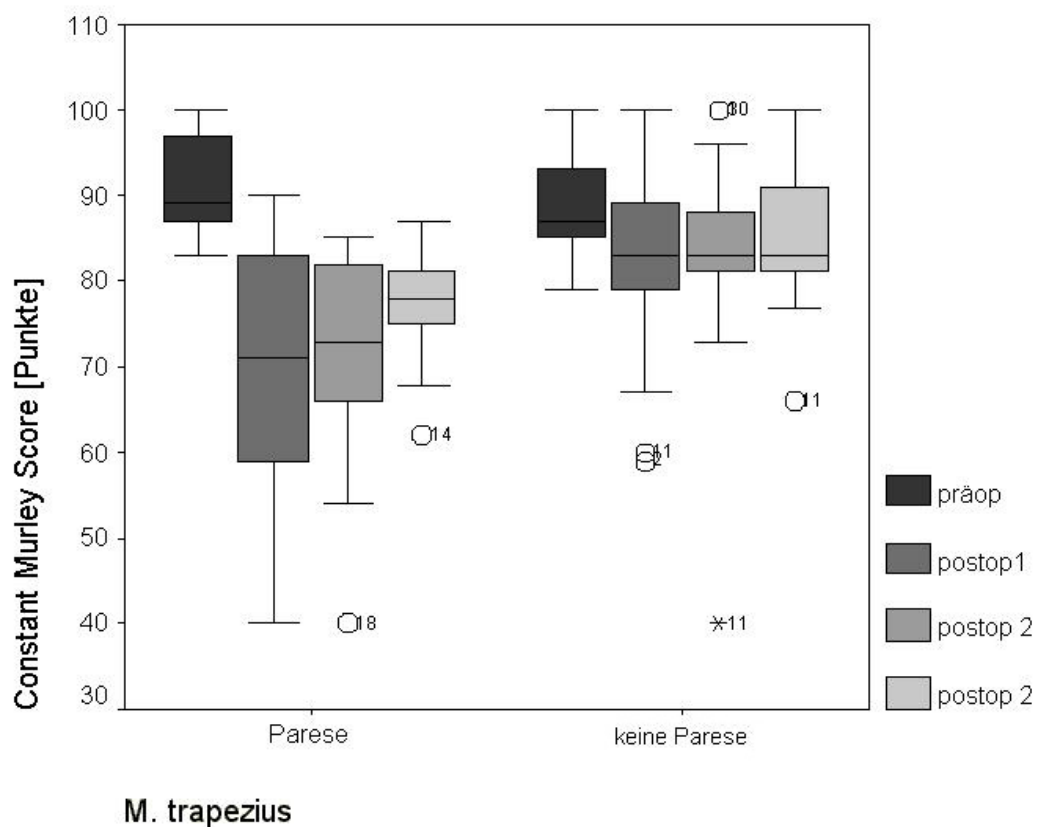


Abb. 42: CMS; Vergleich der Gesamtpunktzahl.

	Parese	keine Parese	Signifikanz T Test
Präoperativ	89,0	87,0	0,355
Postoperativ 1	71,0	83,0	0,027
Postoperativ 2	73,0	83,0	0,019
Postoperativ 3	78,0	83,0	0,010

Tab. 20: CMS; Mediantabelle und Angabe der Signifikanz.

5 Diskussion

5.1 Schulterfunktionsstörungen und deren Auswirkungen nach Neck dissection

Schulterfunktionsstörungen nach ND können verschiedene Ursachen haben. An erster Stelle steht die Trapeziusparese. Nahum et al. bewies 1961 anhand einer Studie an 7 Patienten, dass die Parese des M. trapezius hauptsächlich für Schulterfunktionsstörungen nach RND verantwortlich ist. Jedoch nicht alle Symptome und der zeitliche Verlauf sind hierauf zurückzuführen.

In einer Studie von Remmler (1985) wurde die temporäre und reversible Phase der Dysfunktion des M. trapezius nach MRND differenziert. Die Phase der Dysfunktion ist charakterisiert durch eine statistisch signifikant verminderte SHK und die elektrodiagnostische Darstellung einer Denervierung. Als Ursachen hierfür wurden der Zug oder andere mechanische Alterationen des N. accessorius während der Operation oder postoperative Geweberetraktion erwähnt. Auch eine altersbedingte Prädisposition zu Fibrose oder adhäsiver Kapsulitis der Schultergelenkscapsel kann differentialdiagnostisch als Verursacher in Frage kommen (Thumfart, Waller, Weidenbecher, 1977; Patten and Hillel, 1993). Weiterhin kann die Schädigung des Plexus cervicalis zu schmerzhafter Symptomatik in der Schulterregion führen (Sist et al., 1999). Es ist somit von entscheidender Bedeutung, die einzelnen möglichen Ursachen und deren Einfluß auf die Lebenssituation der Betroffenen zu erfassen. Im folgenden werden die Verfahren diskutiert.

5.2 Messverfahren der Schulterhebekraft

Für die SHK-Messungen wurden in der Literatur verschiedene Verfahren beschrieben. Objektive Messverfahren stehen hierbei subjektiven Einschätzungen der SHK gegenüber. Barsekow und Leihfried (1983) bestimmten anhand von 21 Patienten nach ND den Kraftverlust im Bereich der Schulter der operierten Seite vergleichend zur gesunden Seite mittels einer Federwaage. Es wurde darauf geachtet, dass an der Waage nur durch Schulterheben, nicht durch Bewegungen im Bereich der Wirbelsäule, gezogen wurde. Diese SHK-Messungen entsprachen einer objektiven Methode. Remmler

(1986) dagegen ließ an 103 Patienten nach ND einen manuellen Muskeltest durchführen. Die Kraftmessung erfolgte nach der Technik von Daniels and Worthington. Physiotherapeuten vergaben durch Einschätzung bis zu 5 Punkte, wobei eine hohe Scorezahl einer großen Kraft entsprach. Es handelt sich somit um ein rein subjektives Einschätzungsverfahren der SHK.

Grundsätzlich sind objektive Verfahren der SHK-Messung zu favorisieren, da sie zur quantitativen Beurteilung muskulärer Störungen zuverlässiger sind (Rohmert et al., 1994). Aufgrund dessen entschieden wir uns für eine objektive Meßmethode unter standardisierten Bedingungen. Dies konnte mit Hilfe des von uns konstruierten Kraftmessstuhles erzielt werden. Durch den Stuhl war es für den Patienten möglich, eine sitzende Position unter gleichzeitiger Thoraxfixierung einzunehmen. Die Stellung des Armes war individuell wählbar, so dass immer die erforderliche Messposition erreicht wurde. Durch die Armstütze konnte die Muskulatur des Schultergürtels entlastet werden, so dass es zu keiner Veränderung der Ergebnisse bei Kontraktionsbeginn kam. Der verwendete Kraftsensor ermöglichte die exakte lineare Eichung und digitale Kraftmessung.

5.3 Oberflächenelektromyographie

Die OEMG bringt in der Anwendung für den Patienten eine Vielzahl von Vorteilen. Sie ist einfach durchführbar, sicher und vor allem non-invasiv. Die Elektroden sind ohne Beeinträchtigungen für den Patienten anzubringen. Wiederholungen der Messungen sind möglich. Als Nachteil der OEMG ist die Reduzierung der komplexen elektrischen Aktivität des entsprechenden Muskels auf wenige Ableitungskanäle anzusehen. Es wird das gesamte, unter den Elektroden befindliche Muskelvolumen abgeleitet (Gollhofer, 2000). Es gibt verschiedene entscheidende Einflussfaktoren.

Die verschiedenen Gewebe besitzen unterschiedliche Eigenschaften in bezug auf die Fortleitung des Aktionspotentials. Fett leitet beispielsweise schlechter als Muskelgewebe und kann zur Reduktion der Potentialamplitude führen. Aufgrund dessen muß die Bedeutung des BMI zur Auswertung der OEMG-Messung herangezogen werden. Der größte Teil unserer Patienten war normalgewichtig gefolgt von Übergewicht und Fettleibigkeit. Dieses Verteilungsergebnis entsprach dem Bundesdurchschnitt (Ergebnisse

des Mikrozensus April 1999 des Statistischen Bundesamtes, Angabe des statistischen Bundesamtes vom 17. 3. 2001).

Es ist zu beachten, dass die Aktionspotentiale sämtlicher unter den Elektroden befindlicher Muskeln eine Beeinflussung des OEMG-Signals bewirken. Dieser Zusammenhang wird auch als „cross talk“ benachbarter Muskeln bezeichnet (Basmajian et al., 1985). Es besteht eine Abhängigkeit zur Anzahl und Entfernung des Muskels. Weitere Einflußgrößen sind Position, Größe und Impedanz der verwendeten Elektroden. Für den oberen Teil des M. trapezius werden diese Parameter festgelegt (Jensen et al., 1993). In Anlehnung hieran platzierten wir in analoger Weise die 5 Elektroden (siehe 3.2.1).

Trotz aller Maßnahmen ist ein interindividueller Vergleich der absoluten OEMG-Daten wegen der sehr unterschiedlichen körperlichen Konstitution nicht möglich. Ein anderes Verfahren zur Herstellung der Vergleichbarkeit wurde daher erforderlich. In der Literatur wurden verschiedene Verfahren genannt, wovon die Normierung der OEMG-Werte von den meisten Autoren favorisiert wird (Müller et al., 1989; Kumar and Mital, 1996). Auch wir verwendeten daher dieses Verfahren (siehe 3.6.1). Die so gewonnenen Daten haben besondere Eigenschaften. Sofern ein Merkmal sehr aussagekräftig ist, muß bei einer Muskelparese mit einem geringen Unterschied zwischen Minimal- und Maximalwert dieses Merkmals gerechnet werden. Es ergeben sich somit hohe Anfangswerte bei niedrigen Kraftniveaus und ein geringer oder sogar ausbleibender Anstieg. Bei normaler Muskelfunktion ist ein kontinuierlicher Werteanstieg zu verzeichnen.

Anhand der rampenförmig ansteigenden Kraftmessung können alle Kraftniveaus von völliger Entspannung bis zur MWK dargestellt werden. Nach Bilodeau (1995) sind isometrische Messungen reproduzierbar, da sie die Muskelaktivität bei definierter Belastung ohne Veränderung der Muskelposition wahrnehmen.

Zur Untersuchung wurden amplituden- sowie frequenz- und amplitudenbezogene Merkmale herangezogen. Im Folgenden werden die von uns ausgewählten Merkmale betrachtet.

5.3.1 Root Mean Square

Karlsson and Gerdle (2001) beschrieben eine signifikant lineare Korrelation zwischen der RMS und der erzeugten Kraft. Die RMS eignet sich zur Beschreibung der Aktivität eines nicht ermüdeten Muskels (De Luca, 1984; Kleine, Schumann, Stegeman, Scholle, 2000).

In unserer Studie stiegen die normalisierten Werte der RMS in beiden Gruppen gleichermaßen an. Es konnten keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden.

Das OEMG-Merkmal RMS erscheint demzufolge als nicht aussagekräftig zur Diagnose einer Trapeziusfunktionsstörung nach ND innerhalb des Untersuchungszeitraumes.

5.3.2 Mean Frequency und Mean Power Frequency

Da sowohl die MF als auch die MPF auf dem gemessenen Power Spektrum basieren, bietet sich eine gemeinsame Diskussion der Merkmale an. Im Vergleich zur MF werden die hohen Frequenzbereiche bei der MPF stärker gewichtet (siehe 3.6.3). Bei zunehmender Kraftentwicklung ist demnach der zu erwartende Anstieg der Power Dichte hoher Frequenzen bei der MPF deutlicher zu erkennen. Als Ursachen hierfür werden die Rekrutierung und Synchronisation der motorischen Einheiten genannt (Moussavi et al., 1996 aus Mir-Salim, 2002).

Sowohl die MF als auch die MPF werden hauptsächlich zum Nachweis muskulärer Ermüdung genutzt. Bei zunehmender muskulärer Ermüdung kommt es zu einem Abfall der MPF (Bigland Ritchie et al., 1981; Kroon and Naeije, 1988 aus Daanen et al.; 1990). Daanen et al. (1990) wies anhand verschiedener maximaler isometrischer Kontraktionen der Armbeuger nicht nur den Abfall bei muskulärer Ermüdung nach, sondern bestätigte auch die gute Reproduzierbarkeit der MPF. Aber nicht nur die muskuläre Ermüdung stellt einen Einflussfaktor für die MF und MPF dar.

In einer Studie von Karlsson and Gerdle (2001) wurde gezeigt, dass die Muskelmorphologie (Muskelfaserproportionen und -bereiche) die MF stark beeinflusst. Des Weiteren konnten sie eine signifikant lineare Abhängigkeit zur Kraft darstellen.

Das Merkmal MPF wird durch eine Reihe von Faktoren beeinflusst: Aktionspotentialdauer, Anzahl der motorischen Einheiten, Temperatur von Haut und Muskel (Petrofsky and Lind, 1980 aus Daanen et al., 1990), Muskellänge (Bazzy et al., 1986 aus Daanen et al., 1990), Haut- und Gewebeimpedanz, Elektrodenpositionierung (De Luca, 1979 aus Daanen et al., 1990).

Unklar war bisher die Wertigkeit dieser Merkmale zur frühzeitigen Erkennung einer Trapeziusparese.

In unserer Studie waren bereits hohe normalisierte Werte bei 1 % der MWK auffallend. Beide Gruppen zeigten daraufhin nur schwach ausgeprägte Werteanstiege der MF und MPF. Signifikante Unterschiede zwischen der Parese- und der Nicht-Paresegruppe konnten 14 Tage postoperativ bei 50 % und 80 % der MWK festgestellt werden.

Anhand unserer Untersuchungen lässt sich schlussfolgern, dass die MF nur direkt postoperativ zur Erfassung einer Trapeziusparese geeignet ist. Eindeutige Zeichen der muskulären Ermüdung ließen sich nicht nachweisen. Der Werteverlauf deutet jedoch auf eine beginnende muskuläre Ermüdung hin. Aufgrund der normierten Werte von über 100 % kann auf eine maximale, willkürliche Kontraktion der Patienten geschlossen werden.

In unserer Studie schien die MPF nur bedingt geeignet zu sein zur Aktivitätsdarstellung des M. trapezius. Auch hier ergaben sich normierte Werte von über 100 %. Es war somit von einer maximalen Anstrengung der Patienten auszugehen.

5.3.3 Frequenzverhältnis

Beim FV werden zwei unterschiedliche Frequenzbereiche des Power Spektrums ins Verhältnis zueinander gesetzt. Wir erwarteten einen Werteanstieg bei zunehmender Muskelkontraktion und einen Werteabfall bei einsetzender muskulärer Ermüdung (siehe 3.6.3). Es handelt sich um ein neues Auswertungsverfahren der OEMG-Signale und ist bisher nicht beschrieben worden.

In unserer Studie zeigte das FV einen Werteanstieg mit zunehmender Kontraktion zu jedem Untersuchungstermin. Signifikante Unterschiede zwischen der Paresegruppe und den Patienten ohne Trapeziusfunktionsstörung wurden nicht festgestellt. Auffallend waren allerdings große Streubreiten der normalisierten Werte.

Es musste festgestellt werden, dass das FV innerhalb unseres Untersuchungszeitraumes eine Trapeziusfunktionsstörung nicht erfassen konnte.

5.3.4 Turnanalyse nach Willison

Die Turnanalyse wurde erstmals 1964 durch Willison zur Erfassung einer Muskeldystrophie mittels Nadel-EMG entwickelt und genutzt. Unter Zuhilfenahme eines mechanischen Zählapparates konnte Willison ein kontinuierliches EMG-Signal ableiten. Der Signalanstieg oder -abfall um größer / gleich 100 μV wurde als Richtungswechsel erfasst und als Turn bezeichnet.

Diese quantitative Methode ist die wohl meist genutzte zur Evaluation des Interferenzmusters des EMG-Signals. Das Auswertungsverfahren nach Willison stellte die Basis dar für Weiterentwicklungen und Modifikationen (Fuglsang-Frederiksen and Mansson, 1975; Hirose et al., 1975; Stalberg et al., 1983; Fuglsang-Frederiksen et al., 1985; Nandedkar et al., 1986; Gilchrist et al., 1988; Feistner et al., 1997 aus Stempel et al., 1999). Im Vergleich zur Willison-Methode waren diese Modifikationen beispielsweise durch die Unabhängigkeit der Resultate von der Kraft (Stalberg et al., 1983 aus Stempel et al., 1999) oder die Herabsetzung des Amplitudenschwellwertes (Feistner et al., 1997 aus Stempel et al., 1999) charakterisiert. Die Turnanalyse nach Willison ist zur Diagnostik neuromuskulärer Erkrankungen geeignet (Dioszeghy et al., 1996).

Der Wert der NT lässt Rückschlüsse auf die Anzahl der aktiven motorischen Einheiten zu. Es besteht eine nichtlineare Beziehung (Christova et al., 1999).

Das Merkmal MAT hängt von der Amplitude und somit von der Aktivierung der motorischen Einheiten ab. Aktionspotentiale von großen motorischen Einheiten wirken auf die MAT sehr viel stärker ein als die Aktionspotentialinterferenz und -summation kleiner motorischer Einheiten (Mc Gill et al., 1991).

Das OEMG-Merkmal MST wurde von den beiden zuvor beschriebenen Parametern der Turnanalyse abgeleitet. Der MST ergibt sich aus der Amplitude und dem Zeitintervall jedes Turns und wurde neu entwickelt.

Christova (1999) führte eine Studie hinsichtlich der Veränderungen der OEMG bei willkürlicher isometrischer Kontraktion durch. Die OEMG wurde bei 30 Probanden am M. biceps brachii durchgeführt. Folgende Ergebnisse konnten verzeichnet werden: Bei zunehmender Kontraktion war ein Werteanstieg der NT und der MAT ersichtlich. Setzte jedoch muskuläre Ermüdung ein, nahm die Anzahl der aktiven motorischen Einheiten und damit die NT ab.

Der Einsatz der Turnanalyse nach Willison zur Diagnostik bei Trapezius-funktionsstörungen stellt eine Neuerung dar.

Number of Turns

In unseren Untersuchungen ergaben sich in beiden Gruppen deutliche Werteanstiege der NT zu allen Untersuchungsterminen. Auffallend waren niedrige normalisierte Werte bei 1 % und 20 % der MWK. Zwischen der Parese- und der Nicht-Paresegruppe konnten keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden.

Das Merkmal NT scheint nicht zum frühen Nachweis einer Aktivitätsstörung des M. trapezius geeignet zu sein. Zeichen muskulärer Ermüdung konnten hiermit nicht festgestellt werden.

Mittlere Amplitude / Turn

Präoperativ konnten wir einen kontinuierlichen Anstieg der normalisierten Werte bei beiden untersuchten Gruppen feststellen. 14 Tage postoperativ zeigte sich bei den Patienten mit Trapeziusparese ein deutlich geringerer Anstieg der Werte. Es waren bereits hohe normierte Werte bei niedrigen Kontraktionsniveaus zu verzeichnen. Dagegen wiesen die Werte der Patienten ohne Trapeziusparese keine Veränderung des Anstieges auf. Die Unterschiede des Werteanstieges waren statistisch signifikant. Diese Ergebnisse konnten auch 3 und 6 Monate postoperativ dargestellt werden.

Infolge unserer Ergebnisse kann geschlussfolgert werden, dass das Merkmal MAT zur frühzeitigen Erfassung einer Trapeziusparese nach ND eingesetzt werden kann. Die MAT ist zur quantitativen Darstellung der Aktivität des M. trapezius zu jedem Zeitpunkt innerhalb des Untersuchungszeitraumes geeignet. Statistisch signifikante Unterschiede der MAT zwischen beiden untersuchten Patientengruppen belegen dies.

Mittlerer Anstieg / Turn

Mit zunehmender Kontraktion konnten wir einen gleichmäßigen Anstieg der normalisierten Werte des MST in beiden Gruppen erkennen. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Patienten mit und ohne Trapeziusparese waren nicht festzustellen.

Unseren Ergebnissen zufolge ist das Merkmal MST ungeeignet zur Erfassung einer frühen Parese des M. trapezius.

5.4 Einschätzung der Schulterfunktion

In der Literatur finden sich zahlreiche, größtenteils auf die Fragestellung zugeschnittene, Verfahren zur Erfassung der Schulterfunktion. Imatani, Hanlon and Cady (1975 aus Conboy et al., 1996) beschrieben eine Methode für Patienten nach Verletzung des Acromioclavikulargelenkes. Rowe (1978 aus Conboy et al., 1996) entwickelte ein System, welches bei Patienten mit anteriorer Instabilität eingesetzt werden konnte. Andere Verfahren wurden genutzt nach Einsatz von Endoprothesen (Amstutz, Sew Hoy and Clarke, 1981; Neer, Watson and Stanton, 1982; Warren, Ranawat and Inglis, 1982; Barrett et al., 1987; Swanson et al., 1989 aus Conboy et al., 1996). Constant and Murley publizierten 1987 ein Verfahren, welches unabhängig von der Diagnose einsetzbar war (Constant, 1989).

Generell muss zwischen objektiven, subjektiven und objektiv-subjektiven Methoden differenziert werden. Zur objektiven Einschätzung gehören Anamnese, körperliche Untersuchung, spezifische Tests, radiologische und hämatologische Untersuchungen, Röntgenkontrastaufnahmen und Computertomographie. Hierdurch können jedoch keine Aussagen hinsichtlich des Funktionsgrades der Schulter getroffen werden (Constant and

Murley, 1987). Die subjektive Beurteilung der Schulter ist von großem funktionellem Wert für den Patienten. Bei der Fortschrittsbewertung ist die funktionelle Bewertung sogar als höherwertig einzustufen als die diagnostische Bewertung (Constant, 1991). Die entsprechenden Befragungen umfassen sowohl spezifisch auf die Diagnose als auch allgemein auf die Lebenssituation abgestimmte Aspekte.

Die Mischung aus objektiven und subjektiven Anteilen erfasst alle Komponenten der Schulterfunktion und kann somit die erforderliche Genauigkeit gewährleisten.

Der CMS ist ein gemischt objektiv-subjektives Verfahren zur Schulterfunktionsbewertung, welches breit zur klinischen Anwendung kommt (Constant, 1991).

Conboy et al. führten (1996) eine Analyse des CMS durch. Auch sie stellten den einfachen Gebrauch und geringen systematischen Fehler dieser Methode heraus.

Je geringer die Punktzahl, sowohl bei den Unterrubriken als auch beim Gesamtscore ausfällt, desto ausgeprägter ist die Schulterfunktionsstörung.

In unserer Studie zeigte sich für Schulterschmerzen ein deutliches Abfallen der Punktzahl und somit verstärkte Schmerzen in der Paresegruppe. 14 Tage postoperativ konnte eine statistisch signifikant verminderte Punktzahl bezüglich der Einschränkungen der Alltagsaktivitäten bei den Patienten mit Trapeziusparese beobachtet werden. Auch die Punktzahl zur Erfassung des Bewegungsumfanges der Schulter fiel postoperativ in der Paresegruppe signifikant ab. Ein Wiederanstieg innerhalb unseres Untersuchungszeitraumes war nicht ersichtlich. Die SHK wies bei allen Patienten einen postoperativen Abfall auf. Bei den Patienten ohne Trapeziusparese muss dieser Punkteabfall als reversible, postoperative Folge gewertet werden. Insgesamt war ein signifikanter Abfall des Gesamtscores in der Paresegruppe 14 Tage postoperativ zu erkennen. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Patienten mit und ohne Parese konnten hinsichtlich des Gesamtscores zu allen Untersuchungsterminen nachgewiesen werden.

Zusammenfassend kann erkannt werden, dass für den Patienten mit Trapeziusparese die Einschränkungen im Bereich der Alltagsaktivitäten und im Bereich des Bewegungsumfanges der Schulter vordergründig waren. Der erstmals hier eingesetzte CMS hat sich zur Beurteilung einer Schulterfunktionsstörung nach ND zu jedem Zeitpunkt bewährt. Aufgrund unserer Ergebnisse ist dieses Verfahren klar und deutlich in den

Vordergrund der frühzeitigen Beurteilung der gesamten Schulterfunktion nach ND zu stellen. Im Vergleich zur OEMG ist der CMS hinsichtlich der frühen Funktionseinschätzung der Schulter sogar zu favorisieren.

5.5 Zielstellungen und Schlussfolgerungen

Evaluierung repräsentativer Merkmale der Oberflächenelektromyographie / Schulterhebekraft-Messung zur Einschätzung einer Trapeziusparese in der frühen postoperativen Phase nach Neck dissection, Verlaufsbeschreibung der Parese in den ersten 6 postoperativen Monaten anhand der Oberflächenelektromyographie / Schulterhebekraft-Messung und des Constant Murley Scores

Unsere Ergebnisse verdeutlichen, dass in den ersten 6 postoperativen Monaten ausschließlich das OEMG-Merkmal MAT zur Erkennung und Einschätzung einer Trapeziusfunktionsstörung geeignet ist. 14 Tage postoperativ konnten wir bei den Patienten mit Trapeziusparese einen signifikanten Werteanstieg der MAT verzeichnen. Auch im weiteren Untersuchungszeitraum (3 und 6 Monate postoperativ) blieb dieser signifikante Anstieg bestehen. Die Patienten mit erhaltener Trapeziusfunktion zeigten unveränderte Werteanstiege in der frühen Phase nach ND.

Die anderen 6 untersuchten OEMG-Merkmale eigneten sich nicht zur frühzeitigen Beurteilung der Beweglichkeit und Gebrauchsfähigkeit der Schulter nach ND. Als Ursachen hierfür könnten der zu frühe postoperative Untersuchungszeitpunkt, aber auch die schmerzbedingte Schonung im Schulterbereich angesehen werden.

Unter Verwendung der MAT kann die simultane OEMG / SHK-Messung zur nichtinvasiven Erfassung einer Trapeziusparese eingesetzt werden.

Beurteilung der Auswirkungen der Schulterfunktionsstörung auf die Lebenssituation des Patienten

Der CMS hat sich in unserer Studie zur Erfassung der Funktionsstörung des M. trapezius bewährt. Der Test ist neben dem OEMG-Merkmal MAT in den Vordergrund der frühzeitigen postoperativen Einschätzung der Schulterfunktion nach ND zu rücken. Es war eine deutliche Korrelation zwischen CMS und Trapeziusparese zu jedem Zeitpunkt erkennbar. Gerade die Kombination aus objektiven und subjektiven Anteilen innerhalb dieses Testverfahrens muss hierfür verantwortlich gemacht werden. Des Weiteren besticht der CMS durch seine schnelle und einfache Durchführung.

Die eingeschränkte Beweglichkeit der Schulter beeinflusste die Lebenssituation der Paresepatienten deutlich. Schwierigkeiten im alltäglichen Leben ergaben sich hieraus. Beispielsweise bereiteten Haarekämmen, Ankleiden und Arbeiten oberhalb des Kopfes den Patienten mit Trapeziusparese große Probleme. Man kann von einer geminderten Lebensqualität sprechen.

6 Zusammenfassung

6.1 Oberflächenelektromyographie / Schulterhebekraft-Messung

In unserer Studie führten wir eine simultane Aufzeichnung eines zweikanaligen bipolaren Oberflächenelektromyogramms von der Pars descendens und der Pars ascendens des M. trapezius durch. Unter standardisierten Bedingungen wurde die Schulterhebekraft bei 90 ° Armabduktion erfasst. Mittels LabVIEW™ konnten wir die Auswertung vornehmen. Zur Auswertung wurden amplituden- und frequenzbezogene Oberflächenelektromyographiemerkmale herangezogen. Wir ermittelten für Root Mean Square, Mean Frequency, Mean Power Frequency, Frequenzverhältnis, Number of Turns, Mittlere Amplitude / Turn und Mittlerer Anstieg / Turn die Werte bei 1 %, 20 %, 50 %, 80 % und 100 % der maximal willkürlichen Kontraktion. Die Ergebnisse wurden normiert, gemittelt und anschließend statistisch verglichen.

Anhand der 30 Patienten unserer Studie konnte gezeigt werden, dass die Mittlere Amplitude / Turn eine Funktionserfassung des M. trapezius im ersten halben Jahr nach Neck dissection zulässt. Dieses Ergebnis wird durch signifikante Werteanstiege der Mittleren Amplitude / Turn innerhalb der Paresegruppe zu allen drei postoperativen Untersuchungsterminen belegt.

Bei der frühzeitigen Einschätzung der Funktionsstörung des M. trapezius scheint die Berechnung der Mittleren Amplitude / Turn besonders geeignet zu sein. Eine Parese lässt sich hiermit sicher feststellen und einschätzen.

6.2 Constant Murley Score

Mittels des Constant Murley Scores konnte dargelegt werden, dass die Schulterfunktionsstörung den stärksten Ausprägungsgrad nach radikaler Neck dissection und bei Trapeziusparese zeigte. Für die Patienten standen die geminderte Schulterbewegungsfähigkeit und die dadurch bedingte Beeinträchtigung der Alltagsaktivitäten im Vordergrund. Des Weiteren fanden wir Schmerzzustände und eine verringerte Schulterhebekraft bei Patienten nach radikaler Neck dissection und bei Parese des M.

trapezius häufiger. Aufgrund der veränderten Situation der Patienten war die Lebensqualität eingeschränkt.

6.3 Fazit

Die simultane Oberflächenelektromyographie / Schulterhebekraft-Messung hat sich zur Einschätzung der Trapeziusfunktion bewährt. Eine Abgrenzung zu anderen schmerzbedingten Schulterfunktionsstörungen wie z. B. der adhäsiven Kapsulitis kann vorgenommen werden.

Die von uns angewendeten Methoden sind non-invasiv, schnell und schmerzfrei für den Patienten durchführbar.

Der Constant Murley Score hat sich zur Beurteilung der Schulterfunktion nach Neck dissection als besonders geeignet erwiesen. Das Verfahren war schnell und bei geringem Aufwand zu jedem postoperativen Zeitpunkt durchführbar. Durch die Beinhaltung objektiver und subjektiver Faktoren konnte die Schulterfunktionsstörung und deren Auswirkungen auf die Lebenssituation des Patienten genau eingeschätzt werden.

Das Ziel unserer Untersuchungen konnte somit erreicht werden. Dies schafft die Basis durch gezielten Einsatz rehabilitativer Maßnahmen gerade in den ersten 6 postoperativen Monaten, die Situation der betroffenen Patienten entscheidend zu verbessern. Spätere, möglicherweise irreversible Schulterfunktionsstörungen können in einer Reihe von Fällen vermieden werden.

7 Literaturverzeichnis

1. Bankes MJK, Crossman JE, Emery RJH: A standard method of shoulder strength measurement for the constant score with a spring balance. J Shoulder Elbow Surg 7 (1998) 116-121
2. Barsekow F: Subjektive und objektive Befunde nach Resektion des Nervus accessorius im Rahmen der radikalen „Neck dissection“. Dtsch zahnärztl Z 38 (1983) 155
3. Basmajian JV, De Luca CJ: Muscles Alive, their Functions Revealed by Electromyography. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985
4. Benninghoff A, Goertler K: Lehrbuch der Anatomie des Menschen. 15. Aufl. Urban & Schwarzenberg, München, Berlin, Wien, 1994
5. Bilodeau M, Cincera M, Gervais S, Arsenault AB, Gravel D, Lepage Y, McKinley P: Changes in the electromyographical spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level. Eur J Appl Physiol 71 (1995) 113-123
6. Bocca E: Conservative neck dissection. Laryngoscope 85 (1975) 1511-1515
7. Buckley JG, Feber T: Surgical treatment of cervical node metastases from squamous carcinoma of the upper aerodigestive tract: evaluation of the evidence for modifications of neck dissection. Head & Neck 23 (2001) 907-915
8. Conboy VB, Morris RW, Kiss J, Carr AJ: An evaluation of the Constant-Murley shoulder assessment. J Bone Joint Surg [Br] 78 (1996) 229-232
9. Conrad B: Atlas der klinischen Elektromyographie und Neurographie. Thieme-Verlag, Stuttgart, 1998
10. Constant CR: Schulterfunktionsbeurteilung. Orthopäde 20 (1991) 289-294
11. Constant CR, Murley AH: A clinical method of functional assessment of the shoulder. Clin Orthop Rel Res 214 (1987) 160-164
12. Constant CR: Historical background, anatomy and shoulder function. Baillière's Clinical Rheumatology 3 (1989) 429-435
13. Crile G, Cleveland O: Excision of cancer of the head and neck. JAMA 258 (1906) 3286-3293
14. Christova P, Kossev A, Kristev I, Chichov V: Surface EMG recorded by branched electrodes during sustained muscle activity. J Electr Kinesiol 9 (1999) 263-276

- 15.Cook KF, Roddey TS, Olson SI, Gartsman GM, Valenzuela FF, Hanten WP:
Reliability by surgical status of self - reported outcomes in patients who have
shoulder pathologies. J Orthop Sports Phys Ther 32 (2002) 336-346
- 16.Daanen HA, Mazur M, Holewijn M, Van der Velde EA: Reproducibility of
the mean power frequency of the surface electromyogram. Eur J Appl Physiol 61
(1990) 274-277
- 17.De Luca CJ, van Dyk EJ: Derivation of some parameters of myoelectric
signals recorded during sustained constant force isometric contractions. Biophys J
15 (1975) 1167-1180
- 18.De Luca CJ: Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in
humans. Crit Rev Biomed Eng 11 (1984) 251-279
- 19.Dieckmann J: Operative Eingriffe im lateralen Halsbereich in Bezug auf
Lähmungen des N. accessorius. Fortschr Kiefer Gesichtsch 30 (1985) 67-68
- 20.Dioszeghy P: Turn-amplitude analysis in neuromuscular diseases.
Electromyogr Clin Neurophysiol 36 (1996) 463-468
- 21.Ewing MR, Martin H: Disability following radical neck dissection: an
assessment based on postoperative evaluation in 100 patients. Cancer 5 (1952) 873-
881
- 22.Fuglsang-Frederiksen A, Scheel U, Buchthal F: Diagnostic yield of the
analysis of the pattern of electrical activity and of individual motor unit potentials
in myopathy. J Neurol Neurosurg Psychiatry 39 (1976) 742-750
- 23.Fuglsang-Frederiksen A, Lo Monaco M, Dahl K: Turns analysis (peak ratio)
in EMG using the mean amplitude as a substitute of force measurement.
Electroenceph Clin Neurophysiol 60 (1985) 225-227
- 24.Gerdle B, Karlson S, Crenshaw G, Friden J: The relationship between EMG
and muscle morphology throughout sustained knee extension at two submaximal
force levels. Acta Physiol Scand 160 (1997) 341-351
- 25.Gerber C, Arneberg O: Measurement of abductor strength with an
electronical devise (Isobex). J Shoulder Elbow Surg 2 (1992) 6
- 26.Gollhofer A: Elektromyographie in der Bewegungsanalyse. [http://medweb.uni-
muenster.de/institute/orth/motionlab/aktuell/Handout.pdf](http://medweb.uni-muenster.de/institute/orth/motionlab/aktuell/Handout.pdf) (2000)
- 27.Guazzelli F, d Freitas V, Furlani J: Electromyographic study of the trapezius
muscle in free movements of the shoulder. Electromyogr Clin Neurophysiol 34
(1994) 279-283

28. Haas E, Sollberg G: Untersuchungen über die Funktion des Schultergürtels nach Durchschneidung des N. accessorius. J Laryng Otol 41 (1962) 669
29. Hansson GA, Nordander C, Asterland P, Ohlson K, Strömberg U, Skerfving S, Rempel D: Sensitivity of trapezius elektromyography to differences between work tasks - influence of gap definition and normalisation methods. J Elektromyogr and Kinesiol 10 (2000) 103-115
30. Hermans V, Spaepen AJ: Muscular activity of the shoulder and neck region during sustained and intermittent exercise. Clin Physiol 17 (1997) 95-104
31. Hopf HC, Struppler A: Elektromyographie. Georg-Thieme-Verlag, Stuttgart, 1974
32. Jensen CH, Vasseljen O, Westgaard RH: The influence of electrode position in bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle. Eur J Appl Physiol 67 (1993) 266-273
33. Jones TA, Stell PM: The preservation of shoulder function after radical neck dissection. Clin Otolaryngol 10 (1985) 89-92
34. Kleine BU, Schumann NP, Stegemann DF, Scholle HC: Surface EMG Mapping of the human trapezius muscle. Clin Neurophysiol 111 (2000) 686-693
35. Klonisch T, Hombach-Klonisch S, Steger K, Tetens F: Neuroanatomie transparent. Chapman & Hall-Verlag, London, Glasgow, Weinheim, 1997
36. Krause H-R: Shoulder-arm-syndrome after radical neck dissection: in relation with the innervation of the trapezius muscle. Int J Oral Maxillofac Surg 21 (1992) 276-279
37. Kuntz AL, Weymuller EA: Impact of neck dissection on quality of life. Laryngoscope 109 (1999) 1334-1338
38. Kumar S, Mital A: Electromyography in Ergonomics. Taylor & Francis Ltd., London, 1996
39. Laumann U, Esser E: Funktionelle Beeinträchtigung des Schultergürtels nach radikaler Neck dissection. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 4 (1980) 40
40. Leipzig B, Suen JY, English JL, Barnes J, Hopper M: Functional evaluation of the spinal accessory nerve after neck dissection. Am J Surg 146 (1983) 526-530
41. Ludin HP: Praktische Elektromyographie: 28 Tabellen. Enke-Verlag, 1997
42. Mir-Salim P: Funktionsstörungen des Musculus trapezius, des Plexus cervicalis und der Schulter nach Neck dissection. http://edoc.hu-berlin.de/ov-sec.php3?doctype=Text.Habilitation&f_dnb=33 (2002)

43. Mc Combe AW, Cook J: Shoulder function after radical neck dissection. The Journal of Laryngol Otol 106 (1992) 387-388
44. Mühleib G: Erfassung einer Schulterfunktionsstörung nach Neck dissection mittels simultaner Schulterhebekraft-Messung und Oberflächenelektromyographie des Musculus trapezius und des Constant Murley Scores. Halle, Univ., Med. Fak., Diss. (2003)
45. Müller KW, Ernst J, Strasser H: Ein Normierungsverfahren der elektromyographischen Aktivität zur Beurteilung einseitig dynamischer Muskelbeanspruchung. Z. Arb.wiss. 43 (1989) 129-135
46. Nahum AM, Mullally W, Marmor L: A syndrome resulting from radical neck dissection. Arch Otolaryngol 74 (1961) 424-428
47. Patten C, Hillel AD: The 11th nerve syndrome. Accessory nerve palsy or adhesive capsulitis? Arch Otolaryngol Head Neck Surg 119 (1993) 215-220
48. Pfeifle K, Koch H: Schmerzsyndrome als Spätfolge nach "Neck dissection". Dtsch Zahnärztl Z 28 (1973) 968-972
49. Rauber-Kopsch: Lehrbuch und Atlas der Anatomie des Menschen. Bd. 1: Allgemeines Skelettsystem Muskelsystem. Thieme, Leipzig, 1940
50. Remmler D, Byers R, Scheetz J, Shell B, White G, Zimmermann S, Goepfert HA: Prospective study of shoulder disability resulting from radical and modified neck dissections. Head & Neck Surgery 8 (1986) 280-286
51. Rohmert W, Berg K, Bruder R, Schraub K: Kräfteatlas. Forschungsbericht 09.004 der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin. Verlag für neue Wissenschaft GmbH, Bremerhaven, 1994
52. Roche Lexikon Medizin 4. Auflage. Urban & Schwarzenberg, München, 1998
53. Rühmann H, Heners M, Krieger HG: Methodik zur Messung von Körperkräften. In: Arbeitswissenschaft in der Zahnheilkunde - Methoden und Ergebnisse. Berlin, Chicago, London, 1985
54. Sapega AA, Kelly MJ: Strength testing of the shoulder. J Shoulder Elbow Surg 3 (1994) 327-345
55. Saunders WH, Johnson EW: Rehabilitation of the shoulder after radical Neck dissection. Ann Oto Rhino Laryng 84 (1975) 812
56. Saunders JR, Hirata RM, Jaques DA: Considering the spinal accessory nerve in head and neck surgery. Am J Surg 150 (1985) 491-494
57. Schaefer O, Winterer J, Lohrmann C, Laubenberger J, Reichelt A, Langer M:

- Magnetic resonance imaging for supraspinatus muscle atrophy after cuff repair. Clin Orthop 403 (2002) 93-99
- 58.Scharf IM, Kornmesser HJ, Hahneemann: Kopfschmerz nach radikaler Neck-dissection. Laryng Rhinol 56 (1976) 546-552
- 59.Schiebler TH, Schmidt W: Anatomie. 5. Aufl. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (usw.), 1991
- 60.Schmidt RF, Thews G (Hrsg): Physiologie des Menschen. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1983
- 61.Schwenzer N, Ehrenfeld M: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Bd. 2. Spezielle Chirurgie. 3. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 2002
- 62.Short SO, Kaplan JN, Laramore GE, Cummings CW: Shoulder pain and function after neck dissection with or without preservation of the spinal accessory nerve. Am J Surg 148 (1984) 478-482
- 63.Sist T, Miner M, Lema M: Characteristics of postradical neck pain syndrome: a report of 25 cases. J Pain Symptom Manage 18 (1999) 95-112
- 64.Skutek M, Fremerey RW, Zeichen J, Bosch U: Outcome analysis following open rotator cuff repair. Early effectiveness validated using four different shoulder assessment scales. Arch Orthop Trauma Surg 120 (2000) 432-436
- 65.Skutek M, Zeichen J, Fremerey RW, Bosch U: Outcomeanalyse nach offener Rekonstruktion von Rotatorenmanschetterupturen. Eine vergleichende Beurteilung neuer Bewertungsverfahren. Unfallchirurg 104 (2001) 480-487
- 66.Sobol S, Jensen Ch, Sawyer W, Costiloe P, Thong N: Objective comparison of physical dysfunction after neck dissection. Am J Surg 150 (1985) 503-509
- 67.Sobotta J: Atlas der Anatomie des Menschen; Sobotta. Bd.2. Brust, Bauch, Becken, untere Extremität. 19.neubearb. Aufl. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 1988
- 68.Strempel J, Vielhaber S, Tschernitschek H, Hinrichs H, Awiszus F, Feistner H: Effects of the amplitude threshold on the separability of neuropathic and myopathik from normal EMG using parameters of the turns / amplitude analysis. Clinical Neurophysiology 110 (1999) 1139-1143
- 69.Stöhr M, Bluthardt M: Atlas der klinischen Elektromyographie und Neurographie. Verlag W. Kohlhammer, Stuttgart, Berlin, Köln, 1998
- 70.Terrell JE, Welsh DE, Bradford CR, Chepeha DB, Esclamado RM, Hogikyan ND, Wolf GT: Pain, quality of life, and spinal accessory nerve status after neck

- dissection. Laryngoscope 110 (2000) 620-626
- 71.Thumfart W, Waller G, Weidenbecher M: Beschwerden und funktionelle Ausfälle nach radikaler Neck dissection. Laryng Rhinol 56 (1977) 552-558
- 72.Trepel M: Neuroanatomie Struktur und Funktion. Urban & Schwarzenberg-Verlag, München, Wien, Baltimore, 1995
- 73.Tschoepe BA, Sherwood DE, Wallace SA: Localized muscular fatigue duration. EMG parameters and accuracy of rapid limb movements. J Electromyogr Kinesiol 4 (1994) 218-229
- 74.Waldeyer A, Mayet A: Anatomie des Menschen Band 2. de Gruyter-Verlag, Berlin, New York, 1979
- 75.Werner JA: Aktueller Stand der Versorgung des Lymphabflusses maligner Kopf-Hals-Tumoren. Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie. Springer Verlag, 1997
- 76.Willison RG: A method of measuring motor unit activity in human muscle. J Physiol (Lond) 168 (1963) 35
- 77.Willison RG: Analysis of electrical activity in healthy and dystrophic muscle in man. J Neurol Neurosurg Psychiat 27 (1964) 386-394
- 78.Woodhall B: Operative injury to the accessory nerve in the posterior cervical triangle. Comment upon the abduction test for trapezius muscle paralysis. Arch Surg 74 (1957) 122-127

8 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abb. 1: N. accessorius. (modifiziert nach Benninghoff)

Der Nerv entspringt mit 1 sechs Wurzeln als Radix spinalis aus dem Zervikalmark. 2 Eintritt in die Schädelhöhle durch das Foramen magnum, danach schließt sich ihm die 3 Radix cranialis an, die dann beim Durchtritt durch das 4 Foramen jugulare zum 5 N. vagus übertritt. Anschließend zieht der Nerv abwärts, um den 6 M. sternocleidomastoideus und den 7 M. trapezius zu innervieren.

Abb. 2: Plexus cervicalis. Schwarz: motorische Nerven. Transparent: sensible Nerven (Schiebler, Schmidt, 1991).

Abb. 3: Topographie der drei Teile des M. trapezius (Rauber-Kopsch, 1940).

Abb. 4: Schematische Darstellung einer Neck dissection. Links: Hals nach modifiziert radikaler Neck dissection. Rechts: Zustand nach radikaler Halslymphknoten-ausräumung (Schwenzer, Ehrenfeld, 2002).

Abb. 5: De- und Repolarisation an der Muskelfasermembran (Gollhofer, 2000).

Abb. 6: Geschlechterverteilung der Patienten.

Abb. 7: Altersverteilung der Patienten.

Abb. 8: Positionierung der Elektroden.

Abb. 9: Versuchsanordnung für die simultane OEMG/SHK-Messung des M. trapezius. 1 EMG-Gerät; 2 Kraftmesssäule; 3 Kanal 1; 4 Referenzelektrode; 5 Kanal 2; 6 Lab VIEW; 7 PC.

Abb. 10: Armhaltung während der simultanen OEMG/SHK-Messung des M. trapezius (Höhenwinkel 0°, Seitenwinkel 90°, Armreichweite 100%).

Abb. 11: Graphische Darstellung der maximalen SHK.

Abb. 12: Graphische Darstellung der kontinuierlich ansteigenden SHK(Rampenmethode).

Abb. 13: Festlegung der Zeitintervalle zur prozentualen SHK bei der kontinuierlich ansteigenden SHK.

Abb. 14: Ermittlung von MF.

Abb. 15: Ermittlung von MPF.

Abb. 16: Ermittlung von FV.

Abb. 17: Schematische Darstellung der Turns, der Turnamplitude und des Turnanstiegs.

Abb. 18: BMI der Patienten (n = 30).

- Abb. 19: RMS normalisiert; Werteanstieg bei vorhandener und nicht vorhandener Trapeziusparese präoperativ (oben) und 14 Tage postoperativ (unten).
- Abb. 20: RMS normalisiert; Werteanstieg bei vorhandener und nicht vorhandener Trapeziusparese 3 Monate postoperativ (oben) und 6 Monate postoperativ (unten).
- Abb. 21: MF normalisiert; präoperativer Vergleich der Werte in Abhängigkeit von der Kontraktion.
- Abb. 22: MF normalisiert; Vergleich der Werte 14 Tage postoperativ (oben) und 3 Monate postoperativ (unten).
- Abb. 23: MF normalisiert; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.
- Abb. 24: MPF normalisiert; Vergleich der Werte präoperativ (oben) und 14 Tage postoperativ (unten).
- Abb. 25: MPF normalisiert; Vergleich der Werte 3 Monate postoperativ (oben) und 6 Monate postoperativ (unten).
- Abb. 26: FV normalisiert; Vergleich der Werte präoperativ.
- Abb. 27: FV normalisiert; Vergleich der Werte 14 Tage postoperativ (oben) und 3 Monate postoperativ (unten).
- Abb. 28: FV normalisiert; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.
- Abb. 29: NT normalisiert; Vergleich der Werte präoperativ.
- Abb. 30: NT normalisiert; Vergleich der Werte 3 Monate (oben) und 6 Monate postoperativ (unten).
- Abb. 31: NT normalisiert; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.
- Abb. 32: MAT normalisiert; Vergleich der Werte präoperativ (oben).
- Abb. 33: MAT normalisiert; Vergleich der Werte 14 Tage postoperativ (oben) und 3 Monate postoperativ (unten).
- Abb. 34: MAT normalisiert; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.
- Abb. 35: MST normalisiert; Vergleich der Werte präoperativ.
- Abb. 36: MST normalisiert; Vergleich der Werte 14 Tage postoperativ (oben) und 3 Monate postoperativ (unten).
- Abb. 37: MST normalisiert; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.
- Abb. 38: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich Schmerzen in der Schulterregion.
- Abb. 39: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich der Einschränkung bei Alltagsaktivitäten.

Abb. 40: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich des Bewegungsumfangs der Schulter.

Abb. 41: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich der SHK.

Abb. 42: CMS; Vergleich der Gesamtpunktzahl.

Tab. 1: Klassifikation der Neck dissection. LK: Lymphknoten. NXI: N. accessorius. VII: V. jugularis interna. MS : M. sternocleidomastoideus.

Tab. 2: Parameter des CMS.

Tab. 3: Punkteschema für die Aktivitäten des täglichen Lebens.

Tab. 4: Punkteschema für den Motilitätsteil.

Tab. 5: Schema der maximal erreichbaren Punkte beim CMS.

Tab. 6: OEMG-Merkmale.

Tab. 7: Durchgeführte Untersuchungstermine.

Tab. 8: Statistische Weiterverarbeitung der Werte.

Tab. 9: RMS normalisiert ; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

Tab. 10: MF normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

Tab. 11: MPF normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

Tab. 12: FV normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

Tab. 13: NT normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

Tab. 14: MAT normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

Tab. 15: MST normalisiert; Signifikanztabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann Whitney Test).

Tab. 16: Schmerzen; Signifikanz bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen.

Tab. 17: Alltagsaktivitäten; Signifikanz bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen.

Tab. 18: Bewegungsumfang; Signifikanz bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen.

Tab. 19: SHK; Signifikanz bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen.

Tab. 20: CMS; Mediantabelle und Angabe der Signifikanz.

9 Thesen

1. Im Rahmen dieser Arbeit sollte prospektiv die Trapeziusfunktion in der frühen postoperativen Phase nach Neck dissection untersucht werden.
2. Durch eine kombinierte Oberflächenelektromyographie / Schulterhebekraft-Messung und den Constant Murley Score wurden die frühzeitige Erfassung der Trapeziusparese, deren Verlaufsbeschreibung und die Beurteilung der Auswirkungen der Schulterfunktionsstörung auf die Lebenssituation der Patienten realisiert.
3. Die Oberflächenelektromyographieanwendung am M. trapezius ist eine etablierte Methode. Wir untersuchten systematisch die Wertigkeit der Oberflächenelektromyographiemerkmale Root Mean Square, Mean Frequency, Mean Power Frequency, ein Frequenzverhältnis und die Turnanalyse nach Willison zur Diagnostik der Trapeziusparese innerhalb der ersten 6 postoperativen Monate.
4. Anhand des Oberflächenelektromyographiemerkmals Mittlere Amplitude / Turn ist die quantitative Darstellung der Aktivität des M. trapezius in der frühen postoperativen Phase möglich.
5. Die Oberflächenelektromyographiemerkmale Root Mean Square, Mean Frequency, Mean Power Frequency, Frequenzverhältnis, Number of Turns und Mittlerer Anstieg / Turn sind zur Pareseerfassung innerhalb des Untersuchungszeitraumes ungeeignet.
6. Die Einschätzung der Schulterfunktion ist mittels des Constant Murley Scores einfach durchführbar. Der Test verdeutlicht, dass die eingeschränkte Bewegungsfähigkeit der Schulter die Lebenssituation der betroffenen Patienten in besonderem Maße beeinflusst.
7. Der Constant Murley Score ist gegenüber der Oberflächenelektromyographie / Schulterhebekraft-Messung hinsichtlich der Feststellung von Auswirkungen einer Schulterfunktionsstörungen zu favorisieren.

8. Die vorgelegte Arbeit stellt eine Basis zur Festlegung rehabilitativer Maßnahmen gerade in den ersten 6 postoperativen Monaten dar mit dem Ziel, die Lebenssituation der Patienten zu verbessern.

Lebenslauf

28.03.1978	als zweite Tochter der Eheleute Dr. med. Hans Runge und Gisela Runge geboren
September 1984	Einschulung in die „Georgi-Dimitroff-Schule“ in Halle (Saale)
September 1991	Wechsel an das „Gymnasium am Reileck“ in Halle (Saale)
Juni 1996	Erlangen der Hochschulreife am „Gymnasium am Reileck“ in Halle (Saale) mit der Durchschnittsnote 1,0
Oktober 1996	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Juli 1997	Ablegen der Naturwissenschaftlichen Vorprüfung mit dem Gesamtergebnis gut
März 1999	Ablegen der Zahnärztlichen Vorprüfung mit dem Gesamtergebnis gut
November 1999	Aufnahme der Promotionsarbeit
November 2001	Approbation als Zahnärztin (Zahnärztliche Prüfung mit dem Gesamtergebnis gut)
Januar 2002	Beginn der Tätigkeit als Assistenz Zahnärztin in der Praxis Dr. med. dent. Joachim Eifert

Selbständigkeitserklärung

Die vorliegende Arbeit wurde von mir ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Ich versichere, dass ich für die inhaltliche Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- und Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen habe.

Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Erklärung über Promotionsversuche

Ich erkläre, dass ich keinerlei frühere Promotionsversuche unternommen habe und dass an keiner anderen Fakultät oder Universität ein Promotionsverfahren anhängig ist.

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. A. Berghaus, jetzt Klinikum Großhadern der LMU München, für die Übertragung des Promotionsthemas.

Besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. P. Mir-Salim, jetzt Direktor der Klinik für Hals-, Nasen- , Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie des Klinikum im Friedrichshain, für die Betreuung der Arbeit, die Gespräche und Ratschläge, die letztlich zum Abschluß der Dissertation führten.

Dem Zentrum für medizinische Grundlagenforschung der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, namentlich dem Leiter Herrn Prof. Dr. H. P. Pauer, Herrn Lehnich und Herrn PD Dr. Kaltenborn, möchte ich danken für die intensive Mitarbeit im Bereich der Messungen, Datenerhebung und Auswertung.

Herrn PD Dr. med. Schulte-Mattler, Neurologische Klinik der Universität Regensburg, gilt mein Dank für die methodischen Hinweise zur OEMG-Auswertung.

Ganz besonders danke ich den Patienten, die bereit waren, an dieser Untersuchung teilzunehmen, und sie dadurch ermöglichten.

Ein großer Dank gilt den Angestellten der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals- , Nasen- und Ohrenkrankheiten, Kopf- und Halschirurgie, vor allem den Zivildienstleistenden, für ihre uneigennützige Mithilfe.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Familie und all meinen Freunden für die Geduld und Unterstützung danken.