

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für  
Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie  
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
Direktor: Prof. Dr. Alexander Berghaus



**Erfassung einer Schulterfunktionsstörung nach Neck dissection mittels simultaner  
Schulterhebekraft-Messung und Oberflächenelektromyographie des Musculus trapezius  
und des Constant-Murley-Scores**

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

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

von Gesa Beatrice Mühleib  
geboren am 28.06.1976 in Mülheim an der Ruhr

Gutachter:

1. Prof. Dr. Alexander Berghaus
2. Prof. Dr. Stephan Zierz
3. Prof. Dr. Bernd Freigang

3. Dezember 2002

3. Juli 2003

**urn:nbn:de:gbv:3-000005566**

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000005566>]

## **REFERAT UND BIBLIOGRAPHISCHE BESCHREIBUNG**

Die ND ist ein standardisiertes Verfahren zur Entfernung maligner Metastasen im Halsbereich. Diese Operation kann Schulterfunktionsstörungen zur Folge haben, die die Lebensqualität der Patienten erheblich einschränken können.

Ziel der vorliegenden Studie war die Evaluation der simultanen Oberflächenelektromyographie-/Schulterhebekraft-Messung zur Bewertung der Trapeziusfunktion sowie der Vergleich verschiedener OEMG-Merkmale. Zusätzlich sollte die Schulterfunktion nach verschiedenen Operationstechniken sowie in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese beschrieben werden. Darüber hinaus wurde der Constant-Murley-Score zur Beurteilung subjektiver und objektiver Aspekte der gesamten Schulterfunktion evaluiert.

Die Vorteile der simultanen OEMG-/SHK-Messung sind die Nichtinvasivität, die Möglichkeit der Erfassung ganzer Muskelgruppen und die Bestimmung der muskulären Aktivität durch Bildung einer OEMG-/Kraft-Beziehung.

Die RMS, das FV und die Turnanalyse zeigen die zunehmende Rekrutierung an, während die MF und die MPF die muskuläre Ermüdung nachweisen können.

71 Patienten wurden aufgrund verschiedener ND-Operationstechniken in drei Gruppen eingeteilt. Die Gruppe der RND umfasste 8, der MRND Typ 1 22 und der MRND Typ 3 41 Patienten. Zusätzlich wurden alle Patienten anhand der Trapeziusfunktion in zwei Gruppen aufgeteilt. Die Gruppe mit Trapeziusparese beinhaltete 18 und die Gruppe ohne Trapeziusparese 53 Patienten.

Die RMS und das FV sowie die Werte der Turnanalyse (NT, MAT, MST) stiegen im Verlauf der Kontraktion an und zeigten eine zunehmende Anzahl aktivierter motorischer Einheiten. Die MF und die MPF fielen nach einem anfänglichen Anstieg ab, was als Zeichen beginnender muskulärer Ermüdung bei maximaler Kontraktion zu werten ist.

Die Ergebnisse der RND-Gruppe und der Gruppe mit Trapeziusparese unterschieden sich deutlich von den MRND-Gruppen und der Gruppe ohne Trapeziusparese. Ihre normierten OEMG-/SHK-Werte waren höher, d.h. die Anzahl aktivierter motorischer Einheiten war geringer. Im Constant-Murley-Score waren ihre Punktwerte geringer als Ausdruck einer ausgeprägteren Schulterfunktionsstörung.

Die OEMG-/SHK-Messung eignet sich zur Bewertung des M. trapezius anhand der muskulären Aktivität und der CMS zur Bewertung der Gesamtsituation der Schulter.

Mühleib, Gesa Beatrice: Erfassung einer Schulterfunktionsstörung nach Neck dissection mittels simultaner Oberflächenelektromyographie- und Schulterhebekraft-Messung des Musculus trapezius und mittels des Constant-Murley-Scores.

Halle, Martin-Luther-Univ., Med. Fak., Diss., 78 Seiten, 2002

## INHALTSVERZEICHNIS

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| <b>1</b> | <b>EINLEITUNG.....</b>   | <b>1</b>  |
| 1.1      | Zur Genese der Neck dissection.....  | 1         |
| 1.2      | Anatomie.....  | 2         |
| 1.2.1    | Musculus trapezius.....  | 2         |
| 1.2.2    | Nervus accessorius.....  | 3         |
| 1.2.3    | Plexus cervicalis.....   | 4         |
| 1.3      | Neck dissection und Schulterfunktionsstörungen.....  | 4         |
| 1.4      | Schulterhebekraft (SHK).....   | 5         |
| 1.5      | Elektromyographie (EMG).....   | 6         |
| 1.5.1    | Nadelektromyographie (Nadel-EMG).....  | 6         |
| 1.5.2    | Oberflächenelektromyographie (OEMG).....   | 7         |
| 1.6      | Schulterfunktionstest.....   | 8         |
| <b>2</b> | <b>ZIELSTELLUNG.....</b>   | <b>10</b> |
| <b>3</b> | <b>MATERIAL UND METHODIK.....</b>  | <b>11</b> |
| 3.1      | Patienten.....   | 11        |
| 3.2      | Messgeräte.....  | 11        |
| 3.2.1    | Messstuhl.....   | 11        |
| 3.2.2    | Schulterhebekraft (SHK).....   | 12        |
| 3.2.3    | Oberflächenelektromyographie (OEMG).....   | 12        |
| 3.2.4    | Datenerfassung.....  | 14        |
| 3.3      | Untersuchungsprogramm.....   | 15        |
| 3.4      | Datenerfassung.....  | 15        |
| 3.4.1    | Messplatzeinstellung.....  | 16        |
| 3.4.2    | Nutzung standardisierter virtueller Instrumente aus Lab VIEW™.....                           | 16        |
| 3.4.3    | Anwendungsspezifisches Erfassungs- und Analysesystem von OEMG-/SHK-Daten unter LabVIEW™..... | 16        |
| 3.5      | Auswertungsverfahren.....  | 16        |
| 3.5.1    | Merkmale und Zeitintervalle der Berechnung.....  | 16        |
| 3.5.2    | Root Mean Square (RMS).....  | 18        |
| 3.5.3    | Fast Fourier Transformation (FFT).....   | 18        |
| 3.5.4    | Median Frequency (MF).....   | 19        |

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 3.5.5    | Median Power Frequency (MPF) .....                       | 19        |
| 3.5.6    | Frequenzverhältnis (FV) .....                            | 19        |
| 3.5.7    | Turnanalyse nach Willison.....                           | 20        |
| 3.5.8    | Number of Turns (NT).....                                | 20        |
| 3.5.9    | Mittlere Amplitude/Turn (MAT).....                       | 20        |
| 3.5.10   | Mittlerer Anstieg/Turn (MST).....                        | 21        |
| 3.6      | Archivierung der Primärdaten und Analyseergebnisse ..... | 21        |
| 3.7      | Constant-Murley-Score (CMS) .....                        | 21        |
| 3.8      | Body-Mass-Index (BMI).....                               | 23        |
| 3.9      | Statistische Auswertung.....                             | 23        |
| <b>4</b> | <b>ERGEBNISSE.....</b>                                   | <b>25</b> |
| 4.1      | Body-Mass-Index (BMI).....                               | 25        |
| 4.2      | Simultane Schulterhebekraft-/OEMG-Messung .....          | 25        |
| 4.2.1    | Root Mean Square (RMS).....                              | 26        |
| 4.2.2    | Median Frequency (MF) .....                              | 28        |
| 4.2.3    | Median Power Frequency (MPF) .....                       | 30        |
| 4.2.4    | Frequenzverhältnis (FV) .....                            | 32        |
| 4.2.5    | Number of Turns (NT).....                                | 34        |
| 4.2.6    | Mittlere Amplitude/Turn (MAT).....                       | 36        |
| 4.2.7    | Mittlerer Anstieg/Turn (MST).....                        | 38        |
| 4.3      | Constant-Murley-Score (CMS) .....                        | 40        |
| 4.3.1    | Schmerzen .....  | 41        |
| 4.3.2    | Alltagsaktivitäten.....                                  | 41        |
| 4.3.3    | Bewegungsumfang .....                                    | 42        |
| 4.3.4    | Kraft.....   | 43        |
| 4.3.5    | Gesamtscore .....  | 44        |
| 4.3.6    | Constant-Murley-Score (CMS) .....                        | 45        |
| <b>5</b> | <b>DISKUSSION .....</b>                                  | <b>47</b> |
| 5.1      | Anatomie.....  | 47        |
| 5.2      | Material und Methode.....                                | 48        |
| 5.2.1    | Bisherige Methoden.....                                  | 48        |
| 5.2.2    | Oberflächenelektromyographie (OEMG) .....                | 49        |
| 5.2.3    | Schulterhebekraft (SHK).....                             | 50        |

|           |                                    |           |
|-----------|------------------------------------|-----------|
| 5.2.4     | OEMG/SHK .....                     | 51        |
| 5.3       | Ergebnisse .....                   | 52        |
| 5.3.1     | Root Mean Square (RMS).....        | 52        |
| 5.3.2     | Median Frequency (MF) .....        | 53        |
| 5.3.3     | Median Power Frequency (MPF) ..... | 53        |
| 5.3.4     | Frequenzverhältnis (FV) .....      | 54        |
| 5.3.5     | Number of Turns (NT).....          | 54        |
| 5.3.6     | Mittlere Amplitude/Turn (MAT)..... | 55        |
| 5.3.7     | Mittlerer Anstieg/Turn (MST).....  | 55        |
| 5.3.8     | OEMG-/SHK-Werte .....              | 56        |
| 5.4       | Constant-Murley-Score (CMS) .....  | 56        |
| 5.5       | Fazit .....                        | 57        |
| <b>6</b>  | <b>SCHLUSSFOLGERUNG .....</b>      | <b>59</b> |
| <b>7</b>  | <b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>       | <b>60</b> |
| <b>8</b>  | <b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>  | <b>62</b> |
| <b>9</b>  | <b>ANLAGE.....</b>                 | <b>67</b> |
| <b>10</b> | <b>THESEN .....</b>                | <b>77</b> |

## **VERZEICHNIS DER VERWENDETEN ABKÜRZUNGEN**

|           |   |
|-----------|---|
| Biobench™ | Biological data acquisition und analysis            |
| BMI       | Body-Mass-Index                                     |
| CMS       | Constant-Murley-Score                               |
| EMG       | Elektromyographie                                   |
| f         | Frequenz  |
| FFT       | Fast Fourier Transformation                         |
| FV        | Frequenzverhältnis                                  |
| LabVIEW™  | Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench |
| MAT       | Mittlere Amplitude pro Turn                         |
| MF        | Median Frequency                                    |
| MPF       | Median Power Frequency                              |
| MRND      | modifiziert radikale Neck dissection                |
| MST       | Mittlerer Anstieg pro Turn                          |
| MU        | Motorunits  |
| MWK       | maximal willkürliche Kontraktion                    |
| ND        | Neck dissection                                     |
| NEMG      | Nadelektromyographie                                |
| NT        | Number of Turns                                     |
| OEMG      | Oberflächenelektromyographie                        |
| RMS       | Root Mean Square                                    |
| RND       | radikale Neck dissection                            |
| SAS       | Schulter-Arm-Syndrom                                |
| SHK       | Schulterhebekraft                                   |
| U         | Spannung der Signalamplitude                        |
| VI        | virtuelles Instrument                               |

# **1 EINLEITUNG**

## **1.1 Zur Genese der Neck dissection**

Die Neck dissection (ND) ist ein wichtiger Bestandteil der Metastasenbehandlung maligner Kopf-Hals-Tumore. Warren berichtete im Jahre 1847 erstmals über die Entfernung eines Malignoms aus dem Hals. Kocher beschrieb ca. 30 Jahre später (1880) eine Lymphknoten-ausräumung aus dem submandibulären Dreieck. Anschließend kombinierte Volkmann dies mit einer Resektion der Vena jugularis interna und Langenbeck beschrieb die Möglichkeit der Resektion der Arteria carotis communis, welche jedoch mit einer hohen Mortalität verbunden war. Im Jahre 1888 erwähnte Jawdynski erstmals eine radikale En-bloc-Resektion, die im Jahre 1906 von Crile als radikale Neck dissection (RND) bezeichnet wurde (54).

Bereits zum damaligen Zeitpunkt wurden Komplikationen erwähnt, die vor allem aus Blutungen und Wundheilungsstörungen bestanden (10). Häufige Schulterfunktionsstörungen nach RND wurden zwar erkannt, fanden jedoch nur wenig Beachtung. Vor allem die postoperativ eingeschränkte Schulterfunktion ist für die Lebensqualität der Patienten von großer Bedeutung (37, 52). Zur Vermeidung funktioneller Schulterbeschwerden folgten zahlreiche Berichte über Modifikationen der RND. Die Minderung funktioneller Störungen stand hierbei im Vordergrund.

Im Jahre 1926 modifizierten Bartlett und Callander die RND durch Schonung des N. accessorius, der V. jugularis interna, des Platysma und der Mm. sternocleidomastoideus, stylohyoideus und digastricus. Es folgte in den 60er Jahren die modifizierte RND (MRND), welche erstmals von Suárez beschrieben und später von Bocca systematisch untersucht wurde. In den 80er Jahren führte Lindberg das Konzept der selektiven ND ein (54).

Schulterfunktionsstörungen nach ND hängen vom Operationsausmaß ab und können sehr unterschiedlich ausgeprägt sein (37). Zum Verständnis dieses Zusammenhanges sind anatomische Besonderheiten des M. trapezius und dessen Innervation von Bedeutung, die im Folgenden erläutert werden.

## 1.2 Anatomie

### 1.2.1 Musculus trapezius

Der M. trapezius hat seinen Ursprung an der Linea nuchae superior, der Protuberantia occipitalis externa, am Nackenband und an den Dornfortsätzen der Brustwirbel. Er setzt an der Clavicula, dem Acromion und der Spina scapulae an (13).

Die Innervation erfolgt durch den N. accessorius und den Plexus cervicalis. Er besteht aus drei Anteilen mit jeweils verschiedenen Funktionen. Die Pars descendens hebt den Angulus lateralis der Scapula nach cranial. Die Pars transversa zieht ihn zur Wirbelsäule und stabilisiert die Scapula nach medial. Die Pars ascendens senkt sie. Die Verschiebung der Scapula gegen den Thorax wird als Gleitbewegung bezeichnet. Die spaltförmigen Räume sind mit lockerem Bindegewebe gefüllt und besitzen die Funktion von Synovialflüssigkeit. Dieser Raum wird auch als scapula-thorakales Gelenk bezeichnet. Die Scapula selbst wird durch vier Muskelschlingen kontrolliert. Die beiden Muskelanteile einer Schlinge wirken jeweils als Antagonisten (siehe Abb. und Tab.).

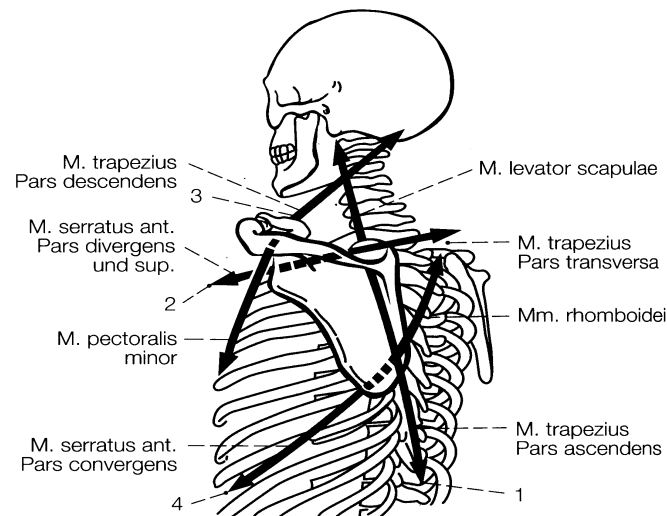


Abb. 1: Die Muskelschlingen der Scapula: 1. kraniokaudale Muskelschlinge, 2. transversale Muskelschlinge, 3. obere schräge Muskelschlinge, 4. untere schräge Muskelschlinge (13).



Kraniokaudale Muskelschlinge:

M. levator scapulae ↔ Pars ascendens (unterer Trapeziusanteil)

Transversale Muskelschlinge:

Pars transversa (mittlerer Trapeziusanteil) ↔ M. serratus anterior ( Pars divergens und Pars superior)

Obere schräge Muskelschlinge:

Pars descendens (oberer Trapeziusanteil) ↔ Pectoralis minor

Untere schräge Muskelschlinge:

Mm. rhomboidei ↔ unterer M.serratus anterior (Pars convergens)

Tab. 1: Muskelschlingen der Scapula (13).

In der Grundstellung des Schultergelenks ist die Armabduktion bis etwa 90° möglich. Eine weitere Abduktion, bis maximal 180°, wird durch eine Stellungsänderung der Cavitas glenoidalis nach lateral und kranial durch Drehen der Scapula ermöglicht (48). Alle vier Muskelschlingen sind an der Drehung beteiligt. Sie fixieren den Angulus superior und bewegen den Angulus inferior nach lateral. Die Pars descendens hebt den Angulus lateralis. Somit ist eine Hebung des Armes über die Horizontale möglich (13).

Der M. trapezius ist vor allem für die Stabilisation des Schultergürtels verantwortlich (18, 45).

### 1.2.2 Nervus accessorius

Er ist ein rein motorischer Nerv und besitzt als Ursprung die Radices craniales, die dem unteren Teil des Nucleus ambiguus der Medulla oblongata entspringen und die Radices spinales, die den Segmenten C1-C5 entstammen und durch das Foramen magnum in die hintere Schädelgrube gelangen. Dort vereinigen sich die medullären Fasern mit den spinalen Wurzeln zum N. accessorius. Dieser läuft durch das Foramen jugulare und teilt sich in den Ramus internus, der sich mit dem N. vagus verbindet und in den Ramus externus, der neben der V. jugularis interna Richtung M. sternocleidomastoideus absteigt (33). Der N. accessorius erreicht den M. sternocleidomastoideus und innerviert ihn zusammen mit Ästen

der Rami ventrales des Plexus cervicalis (27). Er verläuft im seitlichen Halsdreieck vom Hinterrand des M. sternocleidomastoideus weiter abwärts zum Vorderrand des M. trapezius. Diesen innerviert er äußerst variabel zusammen mit dem Plexus cervicalis (23).

Der N. accessorius ist von den Nodi lymphatici jugulares craniales und den Nodi lymphatici cervicales superficiales umgeben (33). Er zieht sich durch die Halslymphknotenregionen II und V, wobei er die Region III streift (54).

### 1.2.3 Plexus cervicalis

Er wird von den ersten vier Rami ventrales der Nervi spinales (C 1-C 4) gebildet, enthält eine Radix sensoria für die sensible Versorgung der Haut und eine Radix motoria für die Innervation verschiedener Muskeln. Außerdem versorgt er die prävertebrale Halsmuskulatur, die Mm. scaleni, die untere Zungenbeinmuskulatur, das Zwerchfell und einen Teil des M. levator scapulae, des M. trapezius und des M. sternocleidomastoideus (48). Der Plexus cervicalis zieht durch die Region II-V.

### 1.3 Neck dissection und Schulterfunktionsstörungen

In der Literatur wird die Nomenklatur der ND unterschiedlich gehandhabt. Meist wird die Einteilung gemäß der AJCC (American Joint Committee of Cancer) verwendet (\* siehe Anlage).

Die RND beinhaltet die Entfernung der V. jugularis interna, des M. sternocleidomastoideus und des N. accessorius. Die MRND unterteilt sich in die Typen I-III. Bei Typ I bleibt der N. accessorius erhalten. Bei Typ II wird nur der M. sternocleidomastoideus entfernt und bei Typ III bleiben alle drei Strukturen erhalten. Bei der selektiven Neck dissection werden im Gegensatz zur kompletten ND nicht alle fünf Lymphknotenregionen entfernt (54).

Die Mobilität der Schulter kann postoperativ eingeschränkt sein. Die Häufigkeit und der Ausprägungsgrad von Schulterfunktionsstörungen nach ND sind abhängig vom Operationsumfang (37). Nach RND kann durch die Resektion der motorischen Innervation die Trapeziusfunktion eingeschränkt sein. In diesen Fällen kommt es zu einer muskulären Instabilität des Schultergürtels, der sogenannten Schaukelstellung oder „swinging scapula“,

mit Schultertiefstand und der Unfähigkeit den Arm über 90° zu heben (18, 23, 26, 36, 37). Nahum bezeichnet dieses Krankheitsbild als Schulter-Arm-Syndrom (37) (siehe Tab.).

|  |
|--|
| <p><u><i>Schulter-Arm-Syndrom</i></u></p> <ul style="list-style-type: none"><li>- Schmerzen in der Schulter und im Schultergelenk</li><li>- Limitation bei der Abduktion (maximal 90°)</li><li>- Schultertiefstand und Prominenz der instabilen Scapula</li><li>- Behinderung bei der Ausführung von Alltagsaktivitäten</li><li>- EMG Auffälligkeiten</li><li>- normaler passiver Bewegungsumfang</li><li>- keine Auffälligkeiten im Röntgenbild</li></ul> |
|--|

Tab. 2: Definition des Schulter-Arm-Syndroms nach Nahum (1961).

Die Erfassung von Schulterfunktionsstörungen ist wichtig, da sie zu einer erheblichen Minderung der Lebensqualität führen können. Viele Aktivitäten des täglichen Lebens, z.B. Haare kämmen, sind nicht mehr möglich (37, 52).

Methoden zur Erfassung des SAS sind bisher unterschiedlich beschrieben. Einerseits bestehen sie aus Kraftmessungen des M. trapezius (2, 4, 6), andererseits aus Prüfungen der Schulterbeweglichkeit (2, 4, 5, 15, 16, 30, 35, 37, 44, 46, 51) oder aus Muskelaktivitätsmessungen mittels der Elektromyographie (EMG des M. trapezius) (5, 16, 18, 24, 25, 26, 30, 37, 38, 46, 49, 55).

#### 1.4 Schulterhebekraft (SHK)

Kraftmessungen sollten reproduzierbar und praktikabel sein. Die Körperkraft muss für die quantitative Messung eindeutig definiert und die Messinstrumente müssen reliabel sein (47).

Bei einer dynamischen Kontraktion kann sich der Muskel verkürzen oder verlängern, bei einer isometrischen Kontraktion bleibt die Muskellänge unverändert. Es kommt ausschließlich zur Kraftentwicklung durch Spannungsänderung (22).

Bisher wurden verschiedene Methoden zur Kraftmessung angewandt. Bei der Rampen-Methode nach Rühmann (1985) wird der Proband aufgefordert, eine gleichförmig zunehmende Kraft über etwa 5 Sekunden zu entwickeln (47). Zur Erfassung aller Niveaus des Kraftverlaufs, vom Zustand der völligen Entspannung bis zur Maximalkraft, kann dieses Verfahren durchgeführt werden.

Als Schulterhebekraft kann die Kraft definiert werden, die bei einer Armabduktion von 90° und zunehmender Schulter-Armhebung entwickelt wird. Diese Kraft ist dem M. trapezius zuzuordnen und kann zur Beurteilung der Kontraktion dieses Muskels dienen.

### 1.5 Elektromyographie (EMG)

Die motorische Einheit ist als ein Motoneuron und die hiervon innervierten Muskelfasern definiert. An der motorischen Endplatte wird durch die Depolarisation Acetylcholin ausgeschüttet, was zur Depolarisation der Muskelfasern mit Bildung eines Aktionspotentials führt. Nach Freisetzung von Calcium kommt es durch ATP-Spaltung zum Ineinanderschieben der Aktin- und Myosinfilamente und somit zur Muskelkontraktion.

Die Muskelaktivität kann entweder durch die Anzahl rekrutierter motorischer Einheiten oder durch die Änderung der neuronalen Impulsfrequenz (Tetanisierung) abgestuft werden. Die Kraft erhöht sich sowohl durch die Erhöhung der Anzahl der erregten motorischen Einheiten (Rekrutierung) als auch durch die Erhöhung der Aktionspotentialfrequenz (firing rate) (22).

Das bipolare EMG leitet die Summenaktionspotentiale des Skelettmuskels zwischen zwei Elektroden ab, indem es Potentialdifferenzen registriert. Sie können nach Signalverstärkung über Verstärkersysteme auf einem Monitor optisch sichtbar gemacht werden. Es zeichnet somit die elektrische Aktivität eines Skelettmuskels auf (22).

Man unterscheidet zwei verschiedene EMG-Techniken:

#### 1.5.1 Nadelelektromyographie (Nadel-EMG)

Hierbei werden die Elektroden interstitiell in den Muskel eingebracht (Nadelelektroden) und Potentialunterschiede zwischen dem intrazellulären und dem extrazellulären Raum registriert. Dadurch sind die Muskelaktionspotentiale abzuleiten. Es können allerdings nur einzelne Muskelanteile erfasst werden (3).

### 1.5.2 Oberflächenelektromyographie (OEMG)

Muskelpotentiale werden durch das umgebende Gewebe fortgeleitet. Diese Fortleitung unterliegt den elektrischen Eigenschaften der umliegenden Gewebearten. Schlecht leitende Schichten, wie beispielsweise Fett, führen zu einer Abschwächung. Besser leitende Strukturen, wie Muskeln, bewirken eine bessere Fortleitung der Potentialdifferenzen. Dieser Effekt wird auch als Volumenleitung bezeichnet (14).

Zur Ableitung der OEMG-Signale werden oberflächlich Elektroden auf die Haut aufgebracht (OEMG). Dieses Signal ist hauptsächlich von der Elektrodengröße, der Lokalisation, dem Abstand, dem Hautwiderstand und der subkutanen Schichtdicke abhängig.

Da bei einer willkürlichen Muskelkontraktion stets mehr als ein Muskel aktiviert wird, kommt es, neben den genannten Einflussfaktoren, zu einer zusätzlichen Beeinflussung des OEMG-Signals durch fortgeleitete Potentiale benachbarter Muskeln. Dieser auch als cross-talk bezeichnete Effekt kann in sehr unterschiedlicher Weise in die Untersuchungsergebnisse einfließen und muss bei der Interpretation kritisch reflektiert werden (3).

Von Vorteil ist die OEMG-Technik durch die Nichtinvasivität, die Möglichkeit der Erfassung ganzer Muskelgruppen und die Beurteilung der muskulären Aktivität durch Bildung einer OEMG-/Kraft-Beziehung. Nachteilig wirken sich die Effekte der Volumenleitung, des cross-talks und die nur eingeschränkte Selektivität der Methode zur Erfassung eines einzelnen Muskels aus (3, 14).

Zur Beurteilung des OEMG werden verschiedene Merkmale herangezogen. Einerseits beziehen sich diese auf die Aktivität des gesamten Muskels, andererseits auf die Aktivität motorischer Einheiten. Zur ersten Gruppe zählen die Root Mean Square (RMS), Median Frequency (MF) und Median Power Frequency (MPF).

Die RMS berechnet sich aus der Signalamplitude und ist somit hauptsächlich von der Anzahl rekrutierter motorischer Einheiten (MU=Motorunits) abhängig. Dieser Wert ist ein Maß für die Aktivierung eines Muskels (21, 28, 29, 40).

Die MF und MPF werden aus den Amplituden und dem Frequenzspektrum des Signals berechnet und vorwiegend zur Einschätzung muskulärer Ermüdung eingesetzt (28, 29, 40, 41, 42).

Die Turnanalyse nach Willison erlaubt die Untersuchung einzelner motorischer Einheiten. Zum Einsatz kam diese Methode erfolgreich bei der Berechnung der Muskelleitgeschwin-

digkeit an 30 Patienten während einer Unterarm-Abduktion von 90° bei 25%, 50%, 75% und 100% der MWK (7).

Zur Erfassung des M. trapezius hat sich jedoch die simultane OEMG-/Kraft-Messung vielfach bewährt (1, 28, 29, 40, 41, 42, 50).

Die RMS zeigte hierbei zuverlässig die muskuläre Aktivität (28, 29). Anhand der MF und MPF konnten Effekte der muskulären Ermüdung in verschiedenen Studien nachgewiesen werden (28, 29, 40, 41, 42).

Christova et al. fanden mittels der Turnanalyse am M. trapezius charakteristische Veränderungen der Anzahl (Number of Turns=NT) und Amplitude der Turns (Mittlere Amplitude pro Turns=MAT). Die Werte der MAT stiegen bei zunehmender Kontraktion wie auch die der NT an, bei muskulärer Ermüdung jedoch fielen die NT ab, ähnlich wie die der MF und MPF.

Trotz der Problematik der Volumenleitung und des cross-talks durch die Mm. splenius capitis, levator scapulae und semispinalis capitis gilt somit die OEMG-/SHK-Erfassung als geeignet zur Beschreibung der Aktivität des M. trapezius (3,14).

## 1.6 Schulterfunktionstest

Die diagnostische Beurteilung von Schulterbeschwerden erlaubt eine pathophysiologische, jedoch keine funktionelle Bewertung (9). Die Fähigkeit, Routineaktivitäten des täglichen Lebens durchzuführen, ist ausschlaggebend für die Beurteilung der Schulterfunktion (52). Diese Bewertung ist äußerst wichtig, da Schulterfunktionsstörungen die Lebensqualität erheblich verschlechtern können (37). Die funktionelle Beurteilung wurde bisher anhand verschiedener Fragebögen vorgenommen.

Der Constant-Murley-Score (CMS) stellt ein evaluiertes und häufig verwendetes Verfahren dar. Er beurteilt subjektive und objektive Werte der Schulterfunktion, ohne diagnostische und radiologische Befunde zu berücksichtigen. Es werden vier funktionelle Bereiche ausgewertet. Hierzu zählen als subjektive Parameter Schmerzen und die Fähigkeit, Aktivitäten des täglichen Lebens durchzuführen. Als objektive Parameter werden die aktive und schmerzfreie Mobilität und die Schulterhebekraft gemessen (8, 9). Der Schulterfunktions-

test wurde wegen seines geringen Aufwandes sowie seiner hohen Aussagekraft häufig angewendet und zur Beurteilung von verschiedenen Behandlungen einer Trümmerfraktur des proximalen Humerus (56) und Humerusschaftfrakturen (43), Behandlungsergebnissen nach Schulteroperationen, arthroskopischen Operation an der Rotatorenschlinge (11, 17) und rheumatischer Arthritis eingesetzt (53). Diese sehr unterschiedlichen Einsatzmöglichkeiten bestätigen die Eignung des Verfahrens bei den verschiedensten Fragestellungen. Im Zusammenhang mit einer Untersuchung der Schulterfunktion nach ND kam dieses Verfahren jedoch bisher nicht zum Einsatz.

## **2 ZIELSTELLUNG**

Die ND kann Schulterfunktionsstörungen nach sich ziehen, welche die Lebensqualität der Patienten erheblich einschränken können. Es kann zu Behinderungen der Abduktion über 90° und Schmerzen im Schulterbereich kommen. Bei einer Trapeziusparese kommt es zusätzlich zum Schultertiefstand. Diese Schulterfunktionsstörungen sollten in der vorliegenden Arbeit mittels der simultanen OEMG-/SHK-Messung und des Constant-Murley-Scores erfasst und interpretiert werden. Mit Hilfe des OEMG sollte eine objektive und nicht-invasive Methode zur Erkennung und Einschätzung einer Schulterfunktionsstörung nach ND entwickelt werden.

Die Zielstellungen der vorliegenden Arbeit sind:

1. Evaluierung der simultanen OEMG-/SHK-Messung zur Erfassung einer Trapeziusfunktionsstörung.
2. Der Vergleich verschiedener OEMG-Merkmale zur Feststellung einer Trapeziusparese.
3. Darstellung der Trapeziusfunktion nach den Operationstechniken MRND Typ1, MRND Typ3 und RND sowie mit und ohne Vorhandensein einer Trapeziusparese. Bewertung der Schulterfunktionsstörungen in Abhängigkeit von der durchgeführten ND.
4. Evaluierung des CMS zur Erfassung der Schulterfunktionsstörung nach ND und deren Auswirkung auf die Lebenssituation des Patienten.



## **3 MATERIAL UND METHODIK**

### 3.1 Patienten

In der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie der Martin- Luther- Universität Halle- Wittenberg wurden in einer retrospektiven Studie vom 24. November 1998 bis zum 19. Mai 1999 71 Patienten nach kompletter ND mittels einer simultanen OEMG-/SHK-Messung und des CMS untersucht.

Hiervon waren 16 Frauen und 55 Männer. Die ND lag zwischen 6 Monaten und 13,5 Jahre zurück. Das Durchschnittsalter lag bei 60,4 Jahren, wobei der jüngste Patient 31 Jahre und der älteste Patient 78 Jahre alt war.

Anhand der Operationsberichte wurden die Patienten in drei Gruppen aufgeteilt. Die Gruppe der RND umfasste 8 Patienten, die Gruppe der MRND Typ1 22 Patienten und die Gruppe der MRND Typ3 41 Patienten.

Bezogen auf den M. trapezius hatten 18 Patienten eine Parese und bei 53 lag eine normale Trapeziusfunktion vor.

Für jeden Patienten wurde eine Seite ausgewertet.

### 3.2 Messgeräte

#### 3.2.1 Messstuhl

Die OEMG-/SHK-Messung fand auf einem speziell entwickelten Messstuhl statt, um standardisierte Bedingungen zu gewährleisten. Zur Stabilisierung des sitzenden Patienten besaß der Stuhl eine Rückenlehne und eine Axillastütze auf der nicht gemessenen Seite. Eine Armstütze war fest mit der Kraftmesssäule verbunden, die über eine Bodenplatte mit dem Messstuhl verschraubt war. Für eine optimale Einstellung bei der 90° Abduktionsmessung war die Messsäule in der vertikalen Höhe und dem horizontalen Abstand der Armstellung des Patienten optimal justierbar. Die Messstuhlkonstruktion gewährleistete somit eine gerade Wirbelsäule und eine entspannte Schulterhebemuskulatur. Die gemessenen Kraftsignale wurden über einen mechano-elektrischen Wandler auf Dehnungsmessstreifenbasis, der mit dem mit Klettband fixiertem Handgelenk verbunden war, in elektrische Signale umge-

wandelt. Die Signale wurden über einen Brückenverstärker (Analog Device 5 B 38) zur Datenerfassungskarte (Data Acquisition Card = DAQ-Karte) geleitet (siehe Abb.).

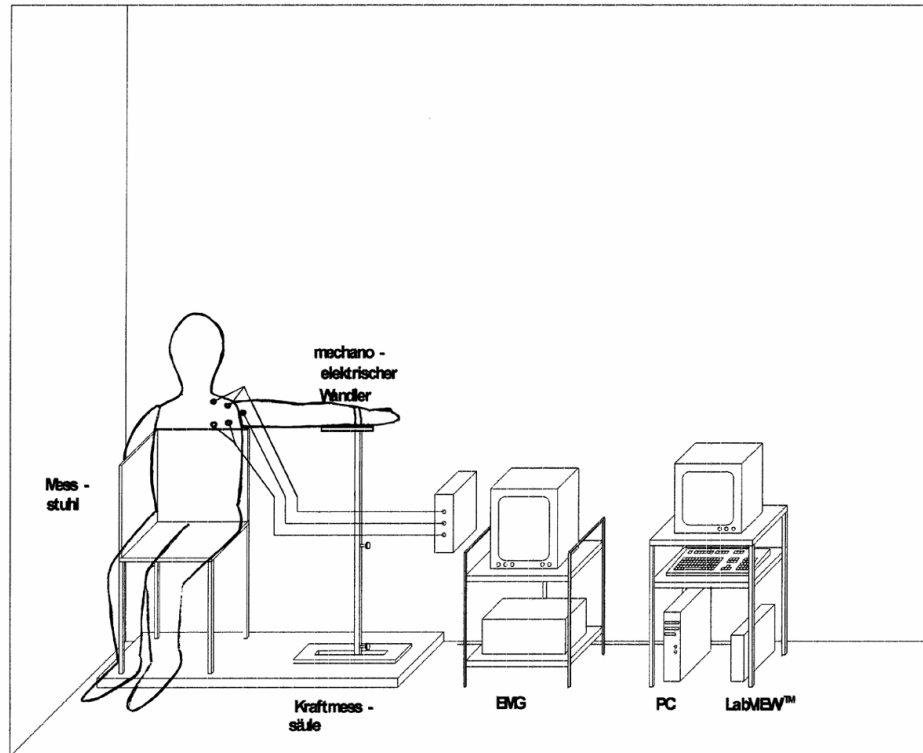


Abb. 2: Aufbau der Messvorrichtung zur simultanen OEMG-/SHK-Messung.

### 3.2.2 Schulterhebekraft (SHK)

Die Position des Patienten während der OEMG-/SHK-Messung war sitzend mit einem Höhenwinkel von  $0^\circ$ , einem Seitenwinkel von  $90^\circ$  und einer Armreichweite von 100%. Die während der isometrischen Kontraktion gemessene SHK wurde in Newton (N) angegeben.

### 3.2.3 Oberflächenelektromyographie (OEMG)

Die OEMG-Ableitung des oberen und unteren Trapeziusanteils war bipolar. Die beiden Elektroden von Kanal 1 lagen auf der Strecke zwischen dem Acromion und C 7. Vom Mittelpunkt dieser Geraden befand sich die Mitte zwischen beiden Elektroden 2 cm lateral. Die beschriebene Elektrodenposition wird „Plateauregion“ genannt (19, 20). Analog dazu war

die Elektrodenposition von Kanal 2 auf einer Linie zwischen dem Acromion und Th 5. Die Neutralelektrode lag über dem Acromion. Nach der Konditionierung der Trapeziusregion mit EPICONT® Paste (Marquette Hellige Medical Systems, Freiburg, Deutschland) wurden 2,5 x 2,5 cm große, selbstklebende Einmalelektroden entsprechend positioniert und mit dem Vorverstärker des EMG-Gerätes der Firma DANTEC vom Typ Cantata™ (DANTEC ELECTRONIC, Dänemark) verbunden. Der Frequenzgang betrug 2-1000 Hz, die Eingangsspannung  $\pm 5$  mV, die Ausgangsspannung  $\pm 1$  V. Die Impedanz zwischen der Mess- und Neutralelektrode lag zwischen 5 und 20 k $\Omega$ . Über einen Analogausgang des EMG-Gerätes wurden die Kanäle über einen Trennverstärker (Analog Device 5 B 41) mit der DAQ-Karte verbunden.

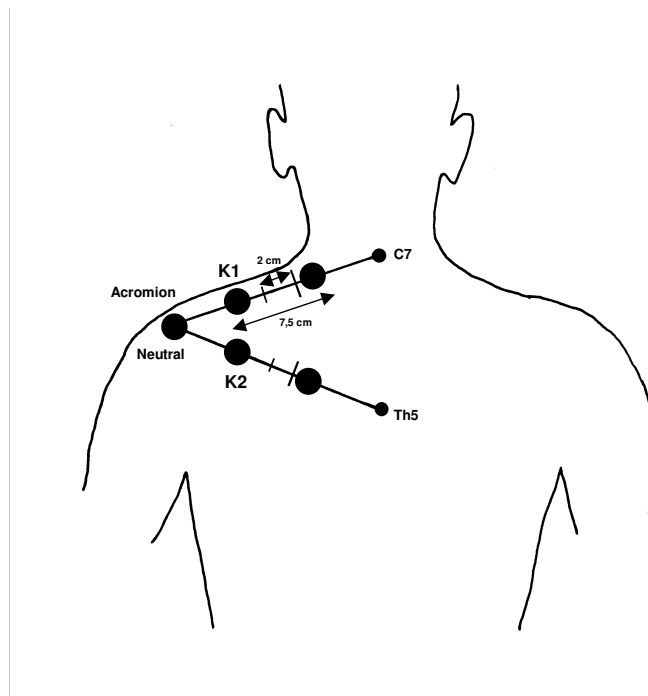


Abb. 3: Elektrodenposition von Kanal 1 und Kanal 2.

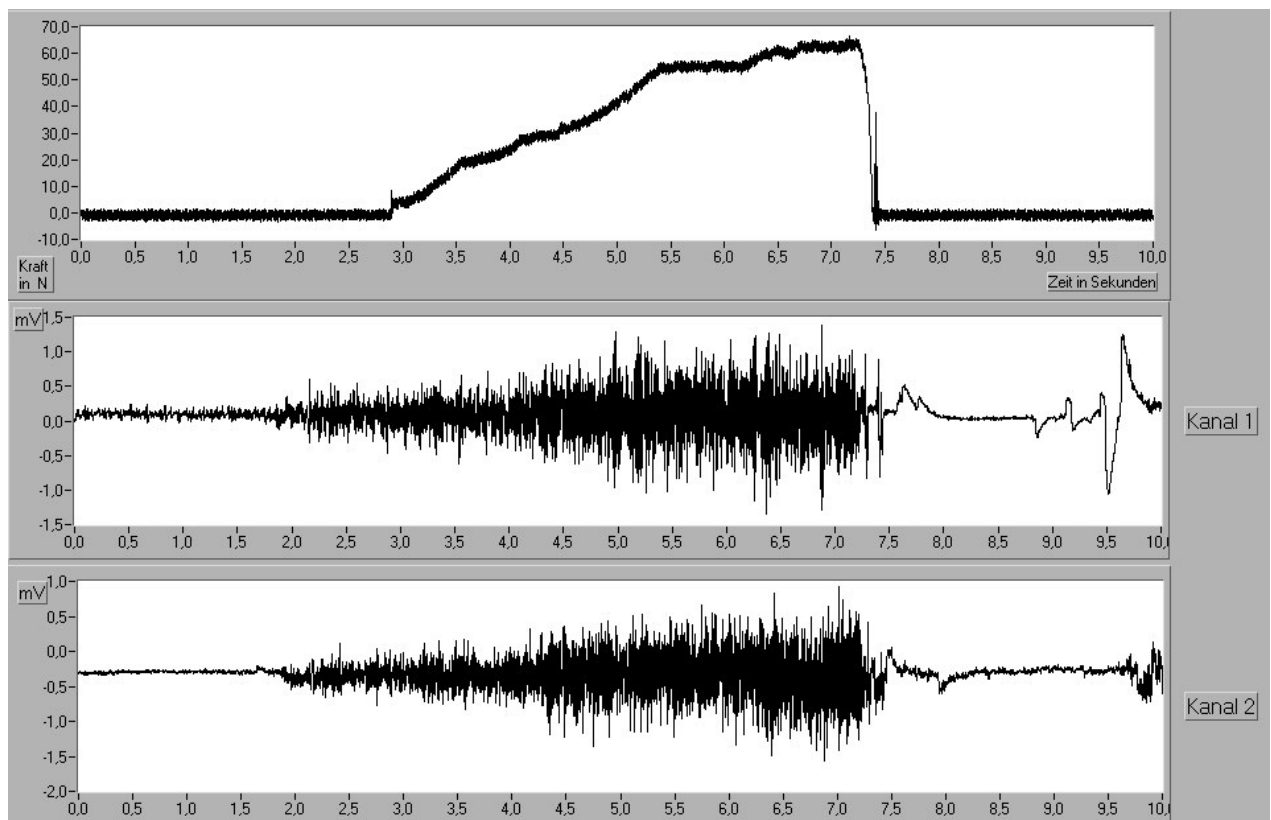


Abb. 4: Kraftkurve und OEMG-Signal von Kanal 1 und Kanal 2.

### 3.2.4 Datenerfassung

Die Auswertung der Mess-Sensoren erfolgte EDV-gestützt. Die Messwerte wurden mit Hilfe der DAQ-Karte PCI-MIO-16XE50 digitalisiert und dem Computer zur Verfügung gestellt. In Form von drei Analogsignalen sind die Daten für Kraft- und OEMG-Messungen (ein Kraftsignal und zwei OEMG-Kanäle) auf einem Rechner mit Pentium I 166 MHz, 32 MB Arbeitsspeicher, Betriebssystem WINDOWS 95 archiviert worden.

### 3.3 Untersuchungsprogramm

Die Untersuchung erfolgte ausschließlich an der operierten Seite. Die Haltung des Patienten wurde mittels des individuell einstellbaren Messstuhls optimiert. Für den Patienten bestand die Aufgabenstellung in der willkürlichen, bestimmten Kontraktion seiner Schultermuskulatur zur Aufzeichnung der maximalen Schulterhebekraft während der 90° Abduktion des Armes. Der Kraftverlauf wurde wie folgt vorgegeben:

- 1-3 Sekunden Vorlaufzeit
- 3-5 Sekunden lineare Kraftsteigerung bis zum Erreichen der MWK
- 3-5 Sekunden Nachlaufzeit.

Somit betrug die Gesamtmesszeit in diesem subjektiv/direkten Kraftermittlungsverfahren 10 Sekunden.

Das Ergebnis der Messung wurde grafisch als Kraft-über-Zeit-Diagramm auf dem Computer-Bildschirm dargestellt.

Dies entsprach im Ablauf der Rampenmethode nach Rühmann (1985) (47).

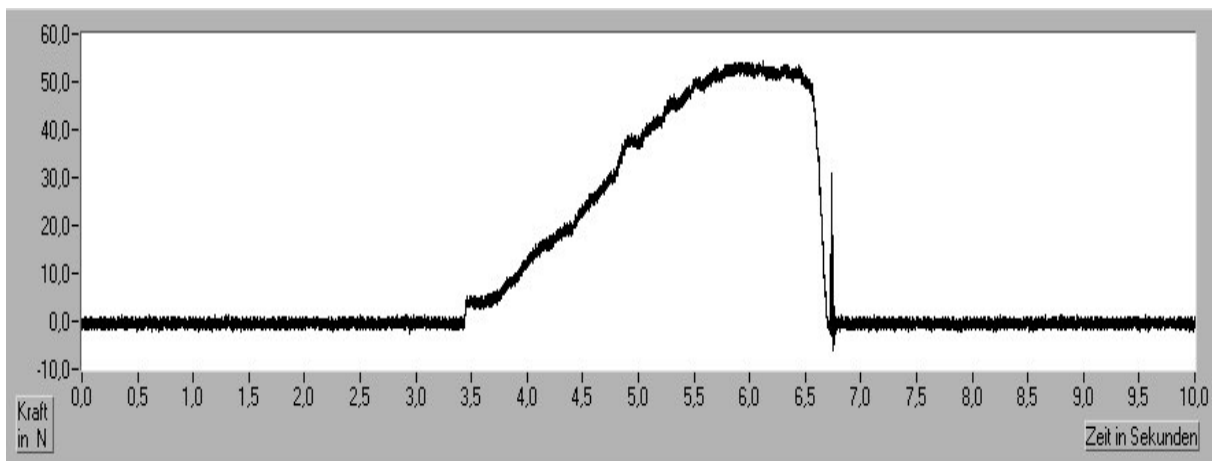


Abb. 5: Rampenförmig zunehmende Schulterhebekraft im Verlauf der Zeit.

### 3.4 Datenerfassung

Die grafische Schnittstelle zwischen Messwert-Erfassung und Nutzer bildet die Software LabVIEW™ der Firma NATIONAL INSTRUMENTS™. Sie ermöglicht die Darstellung

der Messdaten mit Hilfe standardisierter und spezieller virtueller Instrumente (VI), die dem Benutzer merkmalsbezogene Algorithmen zur Datenauswertung und Analyse bieten.

#### 3.4.1 Messplatzeinstellung

In Vorversuchen mit Probanden wurden folgende Einstellungen festgelegt:

|                         |              |
|-------------------------|--------------|
| OEMG-Abtastrate         | 2000/Sekunde |
| OEMG-Verstärkungsfaktor | 1000         |
| OEMG-Amplituden         | +/- 5V       |
| Kraft                   | 0-250 [N]    |

#### 3.4.2 Nutzung standardisierter virtueller Instrumente aus Lab VIEW™

Die mit den standardisierten virtuellen Instrumenten aus den LabVIEW™ Bibliotheken im X/Y-Diagramm simultan dargestellten Messwerte der Schulterhebekraft und des OEMG Signals des M. trapezius, wurden im „Integer 16“- Format für die spätere Auswertung gespeichert.

#### 3.4.3 Anwendungsspezifisches Erfassungs- und Analysesystem von OEMG-/SHK-Daten unter LabVIEW™

LabVIEW™ stellt in seinen Bibliotheken komfortable Tools für die Datenhandhabung, Eichung und Verwaltung der Voreinstellungen der Patientendaten zur Verfügung. Die für die Bewertung der OEMG-/SHK-Daten erforderlichen neuen themenbezogenen Algorithmen wurden nach Erarbeitung in die Software eingebaut und offline mit den neu entwickelten VI ausgewertet. Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe des Programms SPSS™ aus in EXCEL™ abgelegten Ergebnistabellen. Die Datenerfassung und Speicherung erfolgte wie in 3.4.2 bereits erläutert.

### 3.5 Auswertungsverfahren

#### 3.5.1 Merkmale und Zeitintervalle der Berechnung

Aufgrund der zunehmenden Anzahl rekrutierter und somit aktivierter motorischer Einheiten und der Steigerung der Frequenz der Aktionspotentiale nimmt die Kontraktion zu. Anhand

der Amplitude und der Frequenz können die Veränderungen im OEMG beobachtet werden. Sieben Merkmale wurden für die OEMG-Auswertung ausgewählt (siehe Tab. 3).

|  |
|--|
| <p><i>amplitudenbezogen:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>- Root Mean Square (RMS)</li></ul> <p><i>amplituden- und frequenzbezogen:</i></p> <ul style="list-style-type: none"><li>- Median Frequency (MF)</li><li>- Median Power Frequency (MPF)</li><li>- Frequenzverhältnis (FV)</li><li>- Turnanalyse nach WILLISON<ul style="list-style-type: none"><li>- Number of Turns (NT)</li><li>- Mittlere Amplitude / Turn (MAT)</li><li>- Mittlerer Anstieg / Turn (MST)</li></ul></li></ul> |
|--|

Tab. 3: OEMG-Merkmale.

Die MWK ist der Maximalwert, den der Proband bei der rampenförmig zunehmenden SHK erreicht. Er wurde mit 100% der MWK gleichgesetzt. Die OEMG-/SHK-Messung beinhaltet 5 Zeitintervalle (T1-T5). Sie umfassen jeweils die Messwerte von einer Sekunde, welche vor Erreichen von 1%, 20%, 50%, 80% und 100% der MWK gemessen wurde (siehe Abb.). Zur Erlangung von mindestens 2000 Messwerten (2000 S/sec) waren bei der festgelegten Dauer Überschneidungen der Intervalle unvermeidbar. Aus den im einem Zeitintervall aufgezeichneten OEMG-Signalen wurden die verschiedenen Merkmale als Mittelwert berechnet.

Es erfolgte eine Normierung der Messwerte. Der Wert der maximalen Kontraktion, die der Patient bei der Rampen-Messung erreichte, entspricht 100% der MWK. Die übrigen Kontraktionsniveaus (1%, 20%, 50% und 80% der MWK) wurden darauf bezogen prozentual angegeben.

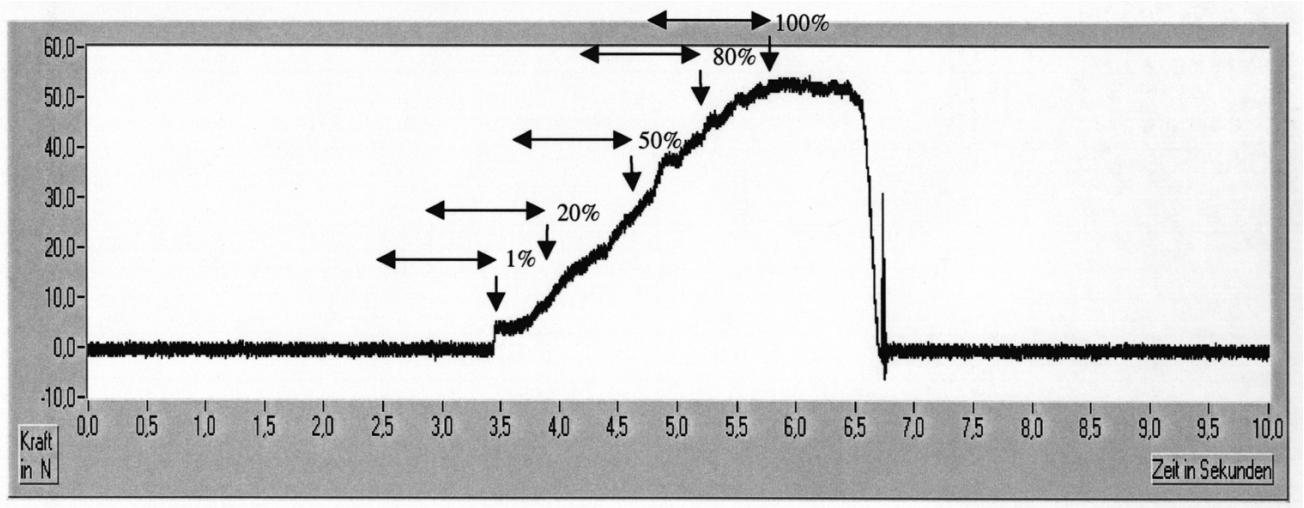


Abb. 6: Zeitintervalle bei der rampenförmigen Kraftmessung.

*Definition der Merkmale:*

### 3.5.2 Root Mean Square (RMS)

Die RMS-Werte berechnen sich aus den Amplituden (Spannung in [V]) des OEMG-Signals ohne Berücksichtigung der Frequenz. Die RMS ist definiert als der quadratische Mittelwert der Signalamplituden (U).

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

Es ist als Standard VI in Lab VIEW™ vorhanden.

### 3.5.3 Fast Fourier Transformation (FFT)

Die FFT wurde für die Berechnung der frequenzbezogenen Merkmale (MF, MPF und FV) benötigt. Sie ermöglicht die Darstellung eines wellenförmigen Signals (Spannung in Abhängigkeit von der Zeit) durch Sinus- und Cosinuswellen. Mittels dieses Verfahrens wird die Spannung des Signals bezogen auf die Frequenz dargestellt. Daraus resultiert eine quantitative Darstellung des Frequenzspektrums. Die Übersicht der Amplitudenverteilung wird



auch als Power Spektrum bezeichnet. Die Merkmale MF, MPF und FV errechnen sich in unterschiedlicher Weise aus der Verteilung des Power Spektrums (1, 28, 29, 40, 41, 42).

#### 3.5.4 Median Frequency (MF)

Im Power Spektrum wird die Flächenberechnung der Wertefunktion durch Integration für einen Frequenzbereich ( $f_1$ - $f_2$ ) berechnet. Die MF ist definiert als die Frequenz, bei der die Flächen der Wertekurve unterhalb und oberhalb des Wertes gleich sind. Die MF wird in der Einheit [Hz] angegeben und durch die folgende Formel definiert (31):

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

Die MF wurde als spezielles VI unter Lab VIEW™ programmiert.

#### 3.5.5 Median Power Frequency (MPF)

In die MPF fließt im Gegensatz zur MF der Faktor Frequenz in den Zähler des Terms ein, wodurch den Spannungen der hohen Frequenzen mehr Gewicht verliehen wird. Die MPF wird mit der Einheit [Hz] angegeben und durch die folgende Formel definiert:

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

Die MF wurde als spezielles VI unter Lab VIEW™ programmiert.

#### 3.5.6 Frequenzverhältnis (FV)

Aus dem Power-Spektrum wurde ein unteres Frequenzintervall von 5-20Hz ( $U_1$ ) und ein oberes von 20-100Hz ( $U_2$ ) bestimmt. Der arithmetische Mittelwert ( $\bar{U}$ ) der Amplituden war für beide Frequenzintervalle zu berechnen und ist in einem Verhältnis zueinander zu sehen. FV ist hierdurch ohne Dimension.

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

Das FV wurde als spezielles VI unter Lab VIEW™ programmiert.

### 3.5.7 Turnanalyse nach Willison

Dieses Verfahren bietet die Möglichkeit, die Spannungsänderungen im OEMG zu erfassen und zu analysieren. Jede Spannungsänderung, die größer/gleich 100µV ist, wird nach Willison als Richtungswechsel (Turn) des OEMG-Signals definiert. Zur Programmierung der Merkmale NT, MST und MAT wurden die Vorgaben von Willison angewendet.

### 3.5.8 Number of Turns (NT)

In einem ersten Schritt war die Signalamplitude zu analysieren. Hierbei wurden zwei aufeinanderfolgende Amplitudenwerte summiert, bis der absolute Wert > 100µV betrug. Bei insgesamt 2000 Messpunkten ergab sich bei positiver Amplitudensumme „+1“, bei negativer Amplitudensumme „-1“ und bei Nichtüberschreiten der 100µV Grenze eine „0“ als Zwischenergebnis. Im zweiten Schritt war anhand der Abfolge der Zwischenergebnisse (+1, 0, -1) zu erkennen, ob ein Richtungswechsel vorlag. Es wurde jeder Vorzeichenwechsel als Turn bewertet und im Zeitintervall zur Anzahl der Turns summiert (\*PAP 1 und 2 s. Anlage). Bei fehlendem Vorzeichenwechsel wurde dies nicht bewertet.

Bei der Analyse von MAT und MST wurden im ersten Teil die „potentiellen“ Turns, das sind die Richtungswechsel der Signalspannung, berechnet. Zeitpunkt und Amplitude der „potentiellen“ Turns waren gespeichert (\*PAP 3 s. Anlage). Im zweiten Teil konnte die mittlere Amplitudensumme und Anstiege der Turns mit einer Amplitude >100µV errechnet werden.

### 3.5.9 Mittlere Amplitude/Turn (MAT)

Hier ist der Richtungswechsel der Signalspannung >100µV als Turn zu erkennen gewesen. Für alle Turns erfolgte die Addition der Absolutbeträge der Amplitudenänderungen und

eine Mittelwertbildung. Die MAT wird mit der Einheit [V pro Turn] angegeben (\*PAP 4 s. Anlage).

#### 3.5.10 Mittlerer Anstieg/Turn (MST)

Die Richtungswechsel der Signalspannung  $>100\mu\text{V}$  wurde als Turn erkannt.

Durch die Bildung des Verhältnisses der Zeitdifferenz zwischen Beginn und Ende der einzelnen Turns und der Amplitude, errechnet sich der Anstieg der Turns. Diese Werte wurden addiert und der Mittelwert gebildet. Der MST wird mit der Einheit [V/sec pro Turn] angegeben (\*PAP 5 s. Anlage).

Diese drei Merkmale nach Willison sind als spezielle VI unter Lab VIEW™ programmiert worden.

### 3.6 Archivierung der Primärdaten und Analyseergebnisse

Die Speicherung der Primärdaten der Messungen, die Kraft- und OEMG-Signale, erfolgte als LabVIEW™ Messwertdatei im Integer 16 Format.

Die 71 fortlaufend nummerierten Patientenordner enthielten jeweils eine Datei für die Messung mit der Bezeichnung:

**Rampe** - für die rampenförmig zunehmende Schulterhebekraft

Als Bezeichnung für die jeweils gemessene Seite wurde **re** oder **li** angehängt.

### 3.7 Constant-Murley-Score (CMS)

Der CMS beinhaltet Angaben zu Schmerzen im Schulterbereich, zur Fähigkeit, Aktivitäten des täglichen Lebens zu meistern, zur Mobilität der Schulter und Messung der SHK. Die Rubrik Alltagsaktivitäten beinhaltet neben der Fähigkeit zur Durchführung von Betätigungen vor allem auch die Positionierung des Armes und der Hand in einer für bestimmte Bewegungen notwendigen Ebene. Die Rubrik Bewegungsumfang beschreibt Innen- und Außenrotation, Flexion und seitliche Elevation (9). Die SHK wurde mittels des Messstuhls in

Newton gemessen. Anschließend mussten die entsprechenden Absolutwerte analysiert werden.

|   |
|---|
| $1\text{N} = 1\text{ kg ms}^{-2}$<br>hier: $1\text{N} = 0,1019\text{ kg}$ |
|---|

Die normale Zugkraft bei einer 90° Abduktion eines gesunden Patienten wird mit 12 kg und mehr angegeben (34).

Die Bewertung setzt sich zusammen aus:

|  |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
|--|-------------------------|-------------------------------|-------------------|----|---|---|---------|---|---|----------------------------|----------|------------------|---------------------------------------|--------|----------|--------------------|--|----------------------|-----------|-----------------------|---------------------------------|---------------------|------------|-------------------|---|--------------------|------------|--------------------------|-------------------------|-------------------------------------|-------------------------------|-------------|--|--------|----------|---------|--|----------------------|----------|------|---|---------------------|----------|----------|---|---------------|-----------|----------------------|--|-----------|------------|---|--|--|------------|-----------|--|----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|------------|--------------------|
| <p><b>I. Schmerzen:</b></p> <table> <tr> <td>keine</td> <td><b>15</b></td> </tr> <tr> <td>leichte</td> <td>10</td> </tr> <tr> <td>mäßige</td> <td>5</td> </tr> <tr> <td>starke</td> <td>0</td> </tr> </table>  | keine                   | <b>15</b>                     | leichte           | 10 | mäßige                                      | 5 | starke  | 0 | <p><b>II. Alltagsaktivitäten:</b></p> <table> <tr> <td colspan="2"><i>- Arbeitsfähigkeit:</i></td> <td colspan="2"><i>- Schlaf:</i></td> </tr> <tr> <td>normal</td> <td><b>4</b></td> <td>ungestörter Schlaf</td> <td><b>2</b></td> </tr> <tr> <td>leicht eingeschränkt</td> <td>3</td> <td>unterbrochener Schlaf</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>stark eingeschränkt</td> <td>2</td> <td>Schlafunfähigkeit</td> <td>0</td> </tr> <tr> <td>nicht arbeitsfähig</td> <td>0</td> <td colspan="2"><i>- Handreichweite:</i></td> </tr> <tr> <td colspan="2"><i>- Freizeitaktivitäten/Sport:</i></td> <td>Gürtellinie</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>normal</td> <td><b>4</b></td> <td>Xiphoid</td> <td>4</td> </tr> <tr> <td>leicht eingeschränkt</td> <td>3</td> <td>Hals</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>stark eingeschränkt</td> <td>2</td> <td>Scheitel</td> <td>8</td> </tr> <tr> <td>nicht möglich</td> <td>0</td> <td>über den Kopf hinaus</td> <td><b>10</b></td> </tr> </table> | <i>- Arbeitsfähigkeit:</i> |          | <i>- Schlaf:</i> |                                       | normal | <b>4</b> | ungestörter Schlaf | <b>2</b>                                     | leicht eingeschränkt | 3         | unterbrochener Schlaf | 1                               | stark eingeschränkt | 2          | Schlafunfähigkeit | 0   | nicht arbeitsfähig | 0          | <i>- Handreichweite:</i> |                         | <i>- Freizeitaktivitäten/Sport:</i> |                               | Gürtellinie | 2  | normal | <b>4</b> | Xiphoid | 4  | leicht eingeschränkt | 3        | Hals | 6   | stark eingeschränkt | 2        | Scheitel | 8   | nicht möglich | 0         | über den Kopf hinaus | <b>10</b>                              |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| keine  | <b>15</b>               |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| leichte  | 10                      |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| mäßige   | 5                       |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| starke   | 0                       |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| <i>- Arbeitsfähigkeit:</i>   |                         | <i>- Schlaf:</i>              |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| normal   | <b>4</b>                | ungestörter Schlaf            | <b>2</b>          |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| leicht eingeschränkt   | 3                       | unterbrochener Schlaf         | 1                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| stark eingeschränkt  | 2                       | Schlafunfähigkeit             | 0                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| nicht arbeitsfähig   | 0                       | <i>- Handreichweite:</i>      |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| <i>- Freizeitaktivitäten/Sport:</i>  |                         | Gürtellinie                   | 2                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| normal   | <b>4</b>                | Xiphoid                       | 4                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| leicht eingeschränkt   | 3                       | Hals                          | 6                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| stark eingeschränkt  | 2                       | Scheitel                      | 8                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| nicht möglich  | 0                       | über den Kopf hinaus          | <b>10</b>         |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| <p><b>III. Bewegungsumfang</b></p> <table> <tr> <td colspan="2"><i>- Innenrotation:</i></td> <td colspan="2"><i>- Flexion:</i></td> </tr> <tr> <td>Handrücken auf Außenseite des Oberschenkels</td> <td>0</td> <td>0°- 30°</td> <td>0</td> </tr> <tr> <td>Handrücken auf Gesäß</td> <td>2</td> <td>31°- 60°</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>Handrücken auf lumbosakralem Übergang</td> <td>4</td> <td>61°- 90°</td> <td>4</td> </tr> <tr> <td>Handrücken auf Gürtellinie (3. Lendenwirbel)</td> <td>6</td> <td>91°- 120°</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>Handrücken auf 12. Rückenwirbel</td> <td>8</td> <td>121°- 150°</td> <td>8</td> </tr> <tr> <td>Handrücken zwischen Schulterblättern (Th 7)</td> <td><b>10</b></td> <td>151°- 180°</td> <td><b>10</b></td> </tr> <tr> <td colspan="2"><i>- Außenrotation:</i></td> <td colspan="2"><i>- seitliche Elevation:</i></td> </tr> <tr> <td>Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach vorne</td> <td>2</td> <td>0°- 30°</td> <td>0</td> </tr> <tr> <td>Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach unten</td> <td>4</td> <td>31°- 60°</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach vorne</td> <td>6</td> <td>61°- 90°</td> <td>4</td> </tr> <tr> <td>Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach unten</td> <td>8</td> <td>91°- 120°</td> <td>6</td> </tr> <tr> <td>Volle Elevation vom Scheitel ausgehend</td> <td><b>10</b></td> <td>121°- 150°</td> <td>8</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>151°- 180°</td> <td><b>10</b></td> </tr> </table> | <i>- Innenrotation:</i> |                               | <i>- Flexion:</i> |    | Handrücken auf Außenseite des Oberschenkels | 0 | 0°- 30° | 0 | Handrücken auf Gesäß  | 2                          | 31°- 60° | 2                | Handrücken auf lumbosakralem Übergang | 4      | 61°- 90° | 4                  | Handrücken auf Gürtellinie (3. Lendenwirbel) | 6                    | 91°- 120° | 6                     | Handrücken auf 12. Rückenwirbel | 8                   | 121°- 150° | 8                 | Handrücken zwischen Schulterblättern (Th 7) | <b>10</b>          | 151°- 180° | <b>10</b>                | <i>- Außenrotation:</i> |                                     | <i>- seitliche Elevation:</i> |             | Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach vorne | 2      | 0°- 30°  | 0       | Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach unten | 4                    | 31°- 60° | 2    | Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach vorne | 6                   | 61°- 90° | 4        | Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach unten | 8             | 91°- 120° | 6                    | Volle Elevation vom Scheitel ausgehend | <b>10</b> | 121°- 150° | 8 |  |  | 151°- 180° | <b>10</b> | <p><b>IV. Kraft:</b></p> <table> <tr> <td>1 kg = 2</td> </tr> <tr> <td>2 kg = 4</td> </tr> <tr> <td>3 kg = 6</td> </tr> <tr> <td>4 kg = 8</td> </tr> <tr> <td>5 kg = 10</td> </tr> <tr> <td>6 kg = 12</td> </tr> <tr> <td>7 kg = 14</td> </tr> <tr> <td>8 kg = 16</td> </tr> <tr> <td>9 kg = 18</td> </tr> <tr> <td>10 kg = 20</td> </tr> <tr> <td>11 kg = 22</td> </tr> <tr> <td>≥12 kg = <b>25</b></td> </tr> </table> | 1 kg = 2 | 2 kg = 4 | 3 kg = 6 | 4 kg = 8 | 5 kg = 10 | 6 kg = 12 | 7 kg = 14 | 8 kg = 16 | 9 kg = 18 | 10 kg = 20 | 11 kg = 22 | ≥12 kg = <b>25</b> |
| <i>- Innenrotation:</i>  |                         | <i>- Flexion:</i>             |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Handrücken auf Außenseite des Oberschenkels  | 0                       | 0°- 30°                       | 0                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Handrücken auf Gesäß   | 2                       | 31°- 60°                      | 2                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Handrücken auf lumbosakralem Übergang  | 4                       | 61°- 90°                      | 4                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Handrücken auf Gürtellinie (3. Lendenwirbel)   | 6                       | 91°- 120°                     | 6                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Handrücken auf 12. Rückenwirbel  | 8                       | 121°- 150°                    | 8                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Handrücken zwischen Schulterblättern (Th 7)  | <b>10</b>               | 151°- 180°                    | <b>10</b>         |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| <i>- Außenrotation:</i>  |                         | <i>- seitliche Elevation:</i> |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach vorne   | 2                       | 0°- 30°                       | 0                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach unten   | 4                       | 31°- 60°                      | 2                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach vorne  | 6                       | 61°- 90°                      | 4                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach unten  | 8                       | 91°- 120°                     | 6                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| Volle Elevation vom Scheitel ausgehend   | <b>10</b>               | 121°- 150°                    | 8                 |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
|  |                         | 151°- 180°                    | <b>10</b>         |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 1 kg = 2   |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 2 kg = 4   |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 3 kg = 6   |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 4 kg = 8   |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 5 kg = 10  |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 6 kg = 12  |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 7 kg = 14  |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 8 kg = 16  |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 9 kg = 18  |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 10 kg = 20   |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| 11 kg = 22   |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |
| ≥12 kg = <b>25</b>   |                         |                               |                   |    |   |   |         |   |   |                            |          |                  |                                       |        |          |                    |  |                      |           |                       |                                 |                     |            |                   |   |                    |            |                          |                         |                                     |                               |             |  |        |          |         |  |                      |          |      |   |                     |          |          |   |               |           |                      |  |           |            |   |  |  |            |           |  |          |          |          |          |           |           |           |           |           |            |            |                    |

Tab. 4: Der Constant-Murley-Score ist in vier Rubriken eingeteilt: Schmerzen, Alltagsaktivitäten (mit den Unterrubriken: Arbeitsfähigkeit, Freizeitaktivitäten/Sport, Schlaf und Handreichweite), Bewegungsumfang (mit den Unterrubriken: Innenrotation, Außenrotation, Flexion und seitliche Elevation) und Kraft.

Die maximal zu erreichende Punktzahl beträgt 100 Punkte. Sie entspricht einer normalen Schulterfunktion. Bei 0 Punkten handelt es sich um eine maximale Schulterfunktionsstörung (9). Die erreichten Punktzahlen sind für die entsprechende Seite in SPSS™ dokumentiert und ausgewertet. (\*s. Anlage)

### 3.8 Body-Mass-Index (BMI)

Die Körpergröße und das Gewicht der Patienten wurde zur Berechnung des Body-Mass-Index (BMI) erfasst.

Der BMI errechnet sich aus dem Quotienten vom Körpergewicht [kg] und dem Quadrat der Körpergröße [m<sup>2</sup>].

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

Ergibt sich ein Wert unter 20, handelt es sich um Untergewicht. Bewegt sich der BMI zwischen 20 und 25, wird der Patient als normalgewichtig eingestuft. Bei einem BMI über 25 handelt es sich um Übergewicht, während ein BMI über 30 Fettleibigkeit beschreibt.

### 3.9 Statistische Auswertung

Die Eingabe und Auswertung aller Daten erfolgte in SPSS™.

Für die Signifikanz wurde die Grenze generell bei 5% gesetzt. Bei einem signifikanten Unterschied ist das Kästchen grau unterlegt.

Die beobachteten Signifikanzniveaus wurden nach Bonferroni korrigiert und somit an Mehrfachvergleiche angepasst. Bei einer Signifikanz nach Bonferroni-Korrektur ist das Kästchen mit \* markiert.

Die Prüfung auf Normalverteilung wurde mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests durchgeführt.

Im Falle einer Normalverteilung wurden parametrische Tests angewendet.

Die Berechnung der Signifikanzen innerhalb einer Gruppe der Operationsgruppen bzw. der Parese-Gruppen erfolgte nach dem allgemein linearen Modell mit Messwiederholungen.

Mit der einfaktoriellen Anova wurden die Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen der Operationsgruppen bzw. der Parese-Gruppen analysiert.

Anschließend folgte ein paarweiser Vergleich der Operationsgruppen bzw. der Parese-Gruppen mit dem T-Test bei unabhängigen Stichproben.

Wenn keine Normalverteilung vorlag, wurden nichtparametrische Tests verwendet.

Der Friedman-Test diente zur Analyse der Signifikanz innerhalb einer Gruppe der Operationsgruppen bzw. der Parese-Gruppen.

Die Überprüfung der Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen der Operationsgruppen bzw. der Parese-Gruppen erfolgte auf Grundlage des Kruskal-Wallis-Tests.

Anschließend wurde mit dem Mann-Whitney-Test ein paarweiser Vergleich der Operationsgruppen bzw. der Parese-Gruppen durchgeführt.

Beim Constant-Murley-Score wurde mittels des Mann-Whitney-Tests ein paarweiser Vergleich der einzelnen Teile (ordinale Werte) und mittels des T-Tests ein paarweiser Vergleich des Gesamtscores (metrische Werte) vorgenommen.

## 4 ERGEBNISSE

### 4.1 Body-Mass-Index (BMI)

Von den 71 untersuchten Patienten, 55 Männern und 16 Frauen, wurde der Body-Mass-Index bestimmt.

Untergewicht besaßen 18% der Männer. 36% waren normalgewichtig und 35% übergewichtig. Fettleibigkeit zeigten 11% der Männer.

Untergewichtig und fettleibig waren bei den Frauen jeweils 6%, normalgewichtig und übergewichtig jeweils 44% der untersuchten Frauen.

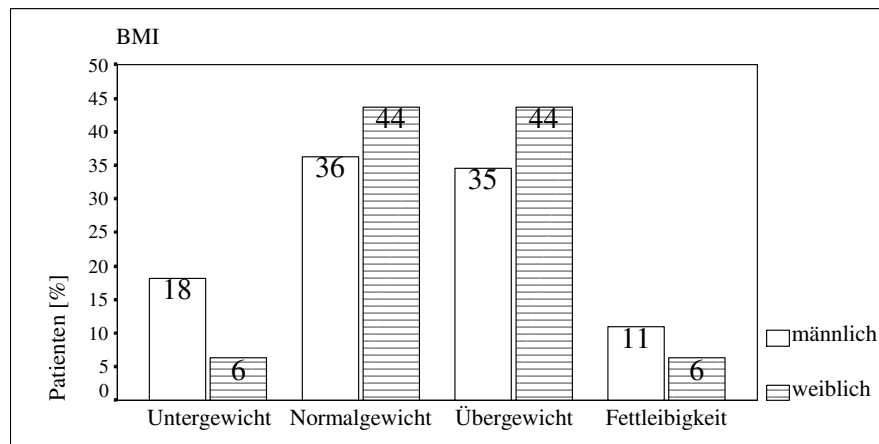


Abb. 7: Body-Mass-Index der 71 untersuchten Patienten unterteilt nach Geschlecht.

### 4.2 Simultane Schulterhebekraft-/OEMG-Messung

Um den oberen Teil des M. trapezius zu bewerten, waren die Ergebnisse von Kanal 1 zu analysieren. Mittels der Messwerte der rampenförmigen Kontraktion nach Rühmann wurden sieben OEMG-Merkmale errechnet und die Werte normiert.

Die Werte sind mittels gruppierter Boxplotdiagramme dargestellt. Sie zeigen die zunehmenden MWK-Stufen der verschiedenen Operationsformen. Die Mediane und Signifikanzen der normierten Werte sind ebenfalls tabellarisch dargestellt. Die Signifikanz innerhalb der Operationsgruppe für alle MWK-Niveaus steht jeweils in der letzten Zeile. Die Signifikanz zwischen den Operationsgruppen bezogen auf ein MWK-Niveau befindet sich in der

letzten Spalte. Der Paarvergleich der Operationsgruppen, bezogen auf jeweils ein MWK-Niveau, ist in einer gesonderten Tabelle zu finden.

Analog dazu werden die Boxplots abhängig vom Vorhandensein einer Trapeziusparese abgebildet. Die Mediane und Signifikanzen sind auch tabellarisch dargestellt. Der Paarvergleich der Parese-Gruppen, bezogen auf jeweils ein MWK-Niveau, befindet sich in der letzten Spalte. In der letzten Zeile stehen die Signifikanzen zwischen den MWK-Werten der Gruppen.

Alle p-Werte wurden nach Bonferroni korrigiert angegeben.

#### 4.2.1 Root Mean Square (RMS)

Die ermittelten Werte verdeutlichen einen signifikanten Anstieg innerhalb aller drei Operationsgruppen im Verlauf der MWK. Der Paarvergleich zwischen RND und MRND Typ1 zeigt bei 50% der MWK signifikante Unterschiede. Die paarweise Testung von RND und MRND Typ3 weist signifikante Unterschiede bei 20%, 50% und 80% der MWK auf. Der Medianwert der MRND Typ1 Gruppe bei 1% der MWK war geringfügig höher als bei 20% der MWK. Das allgemein lineare Modell mit Messwiederholungen zeigt keine signifikanten Unterschiede unter Einbeziehung aller Werte ( $p = 0,658$ ).

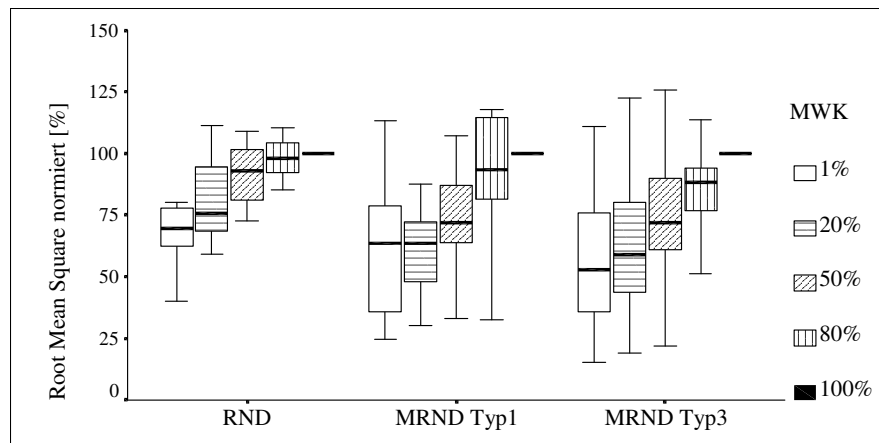


Abb. 8: Normierte Root Mean Square Werte im Verlauf der MWK unterteilt in verschiedene Operationsgruppen mittels gruppierter Boxplotdiagramme.



| MWK [%]                           | RND    | MRND<br>TYP1 | MRND<br>Typ3 | p=<br><i>Kruskal Wallis</i> |
|-----------------------------------|--------|--------------|--------------|-----------------------------|
| <b>1</b>                          | 69,8 % | 63,7 %       | 52,7 %       | 0,351                       |
| <b>20</b>                         | 75,8 % | 63,5 %       | 59,2 %       | 0,821                       |
| <b>50</b>                         | 93,0 % | 72,0 %       | 72,0 %       | 0,865                       |
| <b>80</b>                         | 98,2 % | 93,5 %       | 88,1 %       | 0,117                       |
| <b>p&lt;</b> <i>Friedman Test</i> | 0,01   | 0,0001       | 0,0001       |                             |

Tab. 5: Normierte Root Mean Square Medianwerte für die verschiedenen MWK-Niveaus unterteilt in drei Operationsgruppen sowie die p-Werte innerhalb und zwischen den Gruppen.

| MWK [%]   | RND –<br>MRND TYP1 | RND –<br>MRND TYP3 | MRND TYP1 –<br>MRND TYP3 |
|-----------|--------------------|--------------------|--------------------------|
| <b>1</b>  | 0,368              | 0,074              | 0,351                    |
| <b>20</b> | 0,056              | 0,029              | 0,821                    |
| <b>50</b> | 0,031              | 0,02               | 0,865                    |
| <b>80</b> | 0,534              | 0,02               | 0,117                    |

Tab. 6: Mann-Whitney Test: p-Werte des Paarvergleichs der Medianwerte der verschiedenen Operationsgruppen anhand der normierten Root Mean Square Werte für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

Der Paarvergleich zwischen vorhandener Trapeziusparese und nicht vorhandener Trapeziusparese weist mit 1% der MWK einen signifikanten Unterschied auf.

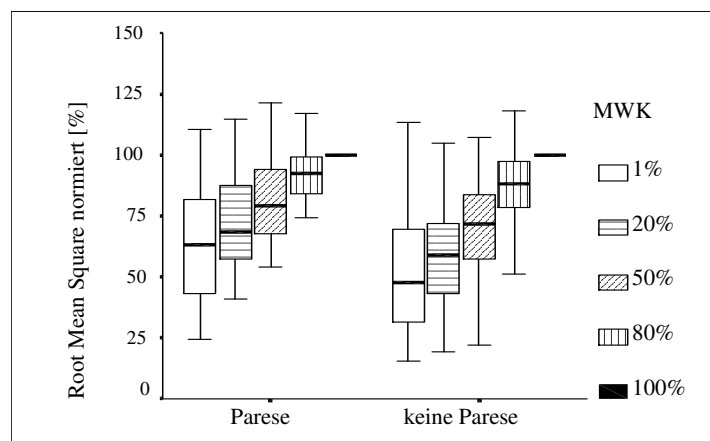


Abb. 9: Normierte Root Mean Square Werte im Verlauf der MWK eingeteilt in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                          | TRAPEZIUSPARESE | KEINE TRAPEZIUSPARESE | p=<br><i>Einfaktorielle Anova</i> |
|----------------------------------|-----------------|-----------------------|-----------------------------------|
| <b>1</b>                         | 63,3 %          | 47,8 %                | 0,033                             |
| <b>20</b>                        | 68,2 %          | 59,1 %                | 0,894                             |
| <b>50</b>                        | 79,1 %          | 71,6 %                | 0,703                             |
| <b>80</b>                        | 92,4 %          | 88,0 %                | 0,618                             |
| <b>p=</b> <i>Allg. lin. Mod.</i> | 0,0001          | 0,0001                |                                   |

Tab. 7: Normierte Root Mean Square Medianwerte sowie p-Werte der Unterschiede der Werte in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni-Korrektur).

#### 4.2.2 Median Frequency (MF)

Innerhalb aller drei Gruppen offenbart sich ein signifikanter Anstieg im Verlauf der MWK. Zwischen den Gruppen sowie bei der paarweisen Testung besteht kein signifikanter Unterschied.

Die bereits bei 1% der MWK erreichten hohen Werte zeigen in allen Gruppen einen geringen Anstieg mit einem darauffolgenden Abfall.

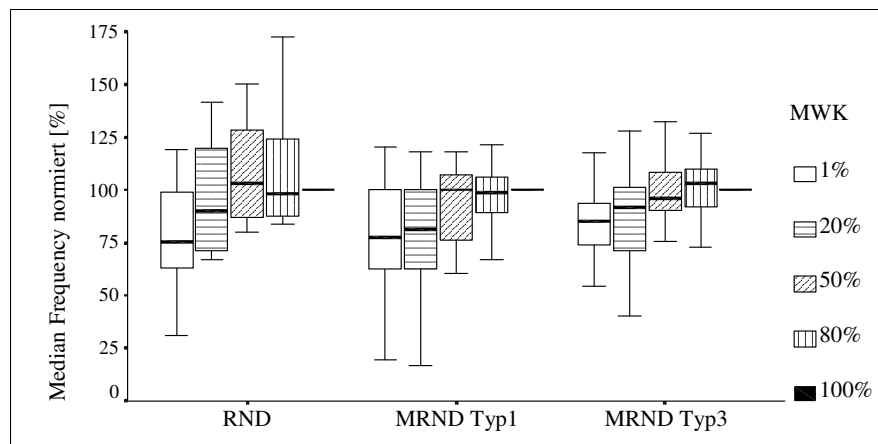


Abb. 10: Normierte Median Frequency Werte im Verlauf der MWK unterteilt in verschiedene Operationsgruppen mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| <b>MWK [%]</b>                      | <b>RND</b> | <b>MRND TYP1</b> | <b>MRND Typ3</b>               | <b>p=</b><br><i>Kruskal Wallis</i> |
|-------------------------------------|------------|------------------|--------------------------------|------------------------------------|
| <b>1</b>                            | 75,0 %     | 77,6 %           | 85,2 %                         | 0,588                              |
| <b>20</b>                           | 89,8 %     | 81,0 %           | 91,3 %                         | 0,471                              |
| <b>50</b>                           | 103,2 %    | 100 %            | 95,9 %                         | 0,482                              |
| <b>80</b>                           | 98,1 %     | 98,5 %           | 102,8 %                        | 0,815                              |
| <b>p&lt;</b> <i>Allg. lin. Mod.</i> | 0,0001     | 0,0001           | 0,0001<br><i>Friedman Test</i> |                                    |

Tab. 8: Normierte Median Frequency Medianwerte für die verschiedenen MWK-Niveaus unterteilt in drei Operationsgruppen sowie die p-Werte innerhalb und zwischen den Gruppen.

| <b>MWK [%]</b> | <b>RND –<br/>MRND TYP1</b> | <b>RND –<br/>MRND TYP3</b> | <b>MRND Typ1 –<br/>MRND Typ3</b> |
|----------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------------|
| <b>1</b>       | 0,872                      | 0,568                      | 0,341                            |
| <b>20</b>      | 0,298                      | 0,498                      | 0,383                            |
| <b>50</b>      | 0,202                      | 0,317                      | 0,937                            |
| <b>80</b>      | 0,662                      | 0,905                      | 0,559                            |

Tab. 9: Mann-Whitney Test: p-Werte des Paarvergleichs der Medianwerte der verschiedenen Operationsgruppen anhand der normierten Median Frequency Werte für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

Der Paarvergleich der Parese-Gruppen bekundet einen signifikanten Unterschied bei 80% der MWK.

Die Gruppe ohne Trapeziusparese zeigt nach einem anfänglichen Anstieg einen anschließenden Abfall der MF-Werte.

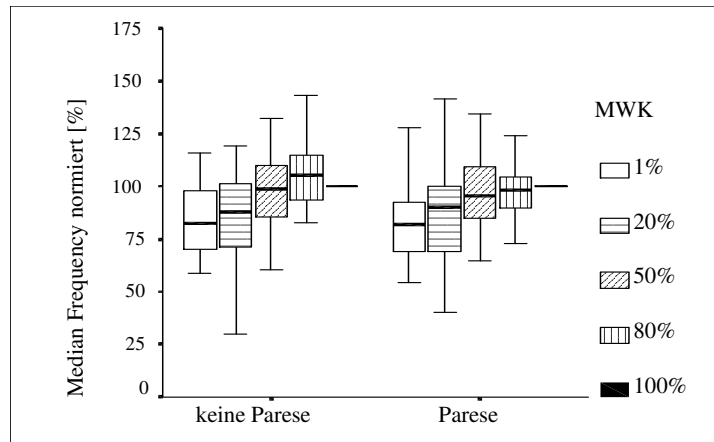


Abb. 11: Normierte Median Frequency Werte im Verlauf der MWK eingeteilt in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                  | TRAPEZIUSPARESE | KEINE<br>TRAPEZIUSPARESE | p=<br><i>Mann Whitney</i> |
|--------------------------|-----------------|--------------------------|---------------------------|
| <b>1</b>                 | 81,7 %          | 80,8 %                   | 0,787                     |
| <b>20</b>                | 90,0 %          | 87,0 %                   | 0,677                     |
| <b>50</b>                | 95,3 %          | 97,6 %                   | 0,861                     |
| <b>80</b>                | 98,3 %          | 104,9 %                  | 0,039                     |
| <b>p=Allg. lin. Mod.</b> | 0,0001          | 0,0001                   |                           |

Tab. 10: Normierte Median Frequency Medianwerte sowie p-Werte der Unterschiede der Werte in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni-Korrektur).

#### 4.2.3 Median Power Frequency (MPF)

Innerhalb beider MRND-Gruppen offenbart sich ein signifikanter Anstieg im Verlauf der MWK. Zwischen den Gruppen, aber auch im Paarvergleich, ergeben sich keine signifikanten Unterschiede. Das allgemein lineare Modell mit Messwiederholungen zeigt keine signifikanten Unterschiede unter Einbeziehung aller Werte ( $p = 0,922$ ).

Die bereits bei 1% der MWK erreichten hohen Werte zeigen in allen Gruppen einen geringen Anstieg mit einem darauffolgenden Abfall.

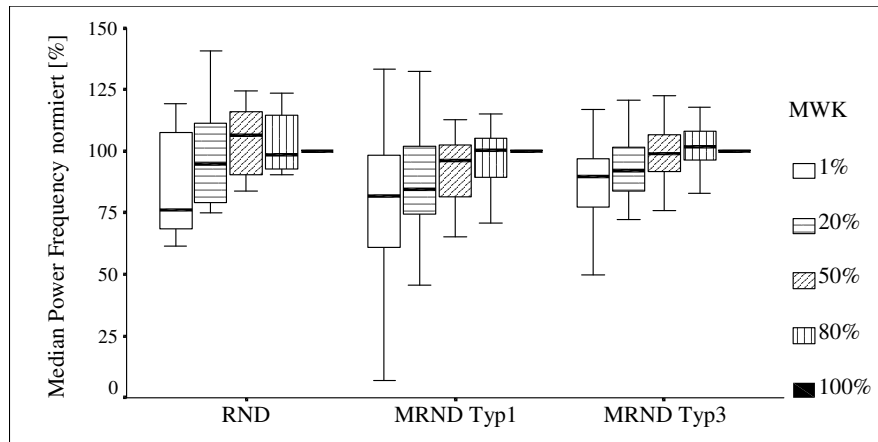


Abb. 12: Normierte Median Power Frequency Werte im Verlauf der MWK unterteilt in verschiedene Operationsgruppen mittels gruppiertes Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                    | RND     | MRND TYP1 | MRND Typ3 | p=<br><i>Kruskal Wallis</i> |
|----------------------------|---------|-----------|-----------|-----------------------------|
| <b>1</b>                   | 76,1 %  | 81,8 %    | 89,8 %    | 0,347                       |
| <b>20</b>                  | 94,7 %  | 84,6 %    | 91,8 %    | 0,170                       |
| <b>50</b>                  | 106,3 % | 96,4 %    | 99,1 %    | 0,292                       |
| <b>80</b>                  | 98,5 %  | 100,5 %   | 102,0 %   | 0,456                       |
| <b>p&lt; Friedman Test</b> | 0,229   | 0,0001    | 0,0001    |                             |

Tab. 11: Normierte Median Power Frequency Medianwerte für die verschiedenen MWK-Niveaus unterteilt in drei Operationsgruppen sowie die p-Werte innerhalb und zwischen den Gruppen.

| MWK [%]   | RND – MRND TYP1 | RND – MRND TYP3 | MRND TYP1 – MRND TYP3 |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------------|
| <b>1</b>  | 0,872           | 0,532           | 0,153                 |
| <b>20</b> | 0,142           | 0,681           | 0,094                 |
| <b>50</b> | 0,156           | 0,344           | 0,316                 |
| <b>80</b> | 0,565           | 0,905           | 0,210                 |

Tab. 12: Mann-Whitney Test: p-Werte des Paarvergleichs der Medianwerte der verschiedenen Operationsgruppen anhand der normierten Median Power Frequency Werte für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

Die paarweise Testung bezogen auf das Vorhandensein einer Trapeziusparese weist keinen signifikanten Unterschied auf.

Die bereits anfänglich hohen Werte beschreiben in beiden Gruppen einen geringen Anstieg mit einem darauffolgenden Abfall.

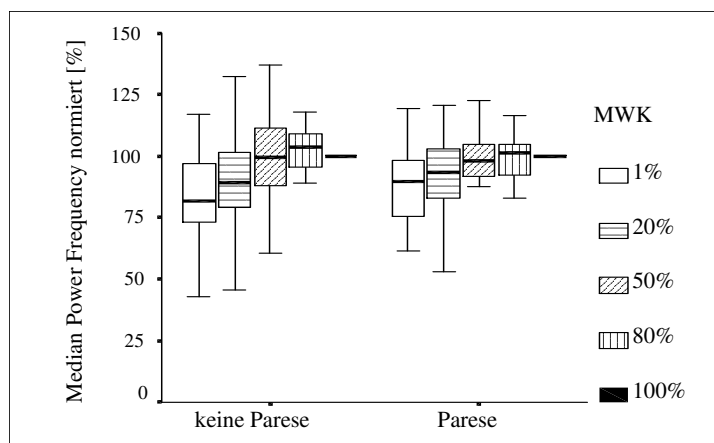


Abb. 13: Normierte Median Power Frequency Werte im Verlauf der MWK eingeteilt in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                  | TRAPEZIUSPARESE | KEINE<br>TRAPEZIUSPARESE | p=<br><i>Mann Whitney</i> |
|--------------------------|-----------------|--------------------------|---------------------------|
| <b>1</b>                 | 89,9 %          | 81,8 %                   | 0,271                     |
| <b>20</b>                | 93,4 %          | 89,0 %                   | 0,321                     |
| <b>50</b>                | 98,1 %          | 99,3 %                   | 0,822                     |
| <b>80</b>                | 101,5 %         | 103,7 %                  | 0,204                     |
| <b>p=Allg. lin. Mod.</b> | 0,0001          | 0,0001                   |                           |

Tab. 13: Normierte Median Power Frequency Medianwerte sowie p-Werte der Unterschiede der Werte in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

#### 4.2.4 Frequenzverhältnis (FV)

Es ergeben sich signifikante Anstiege der normierten Werte innerhalb aller Operationsgruppen. Zwischen den Gruppen sind keine signifikanten Unterschiede festzustellen. Der Paarvergleich zwischen RND und MRND Typ1 weist einen signifikanten Unterschied bei 20% der MWK auf. Das allgemein lineare Modell mit Messwiederholungen zeigt keine signifikanten Unterschiede unter Einbeziehung aller Werte ( $p = 0,953$ ).

Die Werte sind anfänglich deutlich niedriger als bei der MF sowie der MPF und zeigen in allen Gruppen einen hohen Anstieg.

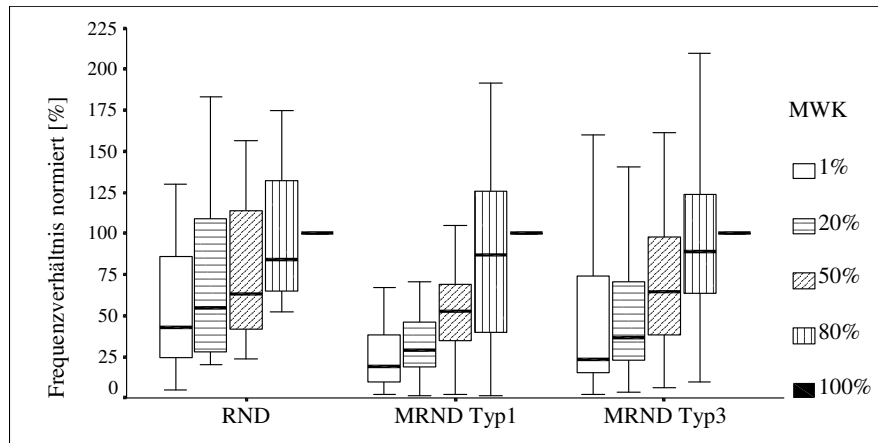


Abb. 14: Normierte Frequenzverhältnis Werte im Verlauf der MWK unterteilt in verschiedene Operationsgruppen mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                           | RND    | MRND<br>TYP1 | MRND<br>Typ3 | p=<br><i>Kruskal Wallis</i> |
|-----------------------------------|--------|--------------|--------------|-----------------------------|
| <b>1</b>                          | 42,9 % | 19,2 %       | 23,6 %       | 0,191                       |
| <b>20</b>                         | 55,1 % | 29,3 %       | 36,8 %       | 0,065                       |
| <b>50</b>                         | 63,0 % | 52,9 %       | 64,3 %       | 0,432                       |
| <b>80</b>                         | 83,9 % | 86,7 %       | 89,1 %       | 0,822                       |
| <b>p&lt; <i>Friedman Test</i></b> | 0,042  | 0,0001       | 0,0001       |                             |

Tab. 14: Normierte Frequenzverhältnis Medianwerte für die verschiedenen MWK-Niveaus unterteilt in drei Operationsgruppen sowie die p-Werte innerhalb und zwischen den Gruppen.

| MWK [%]   | RND –<br>MRND TYP1 | RND –<br>MRND TYP3 | MRND TYP1 –<br>MRND TYP3 |
|-----------|--------------------|--------------------|--------------------------|
| <b>1</b>  | 0,107              | 0,417              | 0,171                    |
| <b>20</b> | 0,040              | 0,317              | 0,072                    |
| <b>50</b> | 0,420              | 0,884              | 0,210                    |
| <b>80</b> | 0,730              | 0,926              | 0,545                    |

Tab. 15: Mann-Whitney Test: p-Werte des Paarvergleichs der Medianwerte der verschiedenen Operationsgruppen anhand der normierten Frequenzverhältnis Werte für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

Es zeigt sich bei 1%, 20% und 50% der MWK ein signifikanter Unterschied im Paarvergleich, der auch nach der Bonferroni-Korrektur signifikant ist. Das allgemein lineare Modell mit Messwiederholungen zeigt keinen signifikanten Unterschied unter Einbeziehung aller Werte. Das Ergebnis ist grenzwertig ( $p = 0,053$ ).

Die Werte beschreiben in beiden Gruppen einen hohen Anstieg .

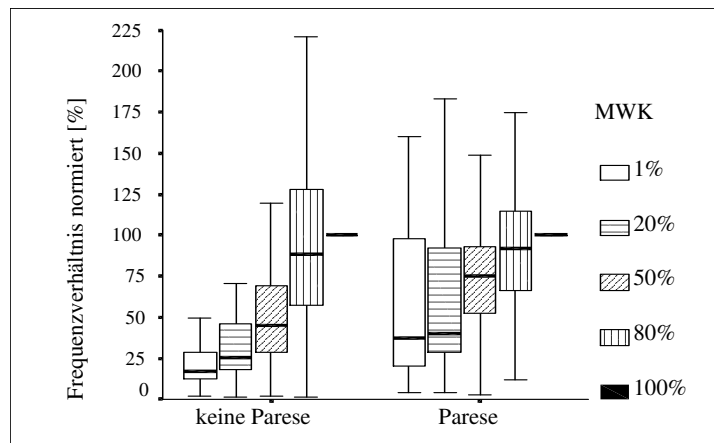


Abb. 15: Normierte Frequenzverhältnis Werte im Verlauf der MWK eingeteilt in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                  | TRAPEZIUSPARESE | KEINE<br>TRAPEZIUSPARESE | p=<br><i>Mann Whitney</i> |
|--------------------------|-----------------|--------------------------|---------------------------|
| <b>1</b>                 | 37,6 %          | 17,0 %                   | 0,003*                    |
| <b>20</b>                | 40,4 %          | 25,3 %                   | 0,003*                    |
| <b>50</b>                | 75,3 %          | 45,0 %                   | 0,010*                    |
| <b>80</b>                | 91,6 %          | 88,5 %                   | 0,830                     |
| <b>p=Allg. lin. Mod.</b> | 0,0001          | 0,0001                   |                           |

Tab. 16: Normierte Frequenzverhältnis Medianwerte sowie p-Werte der Unterschiede der Werte in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni-Korrektur).

#### 4.2.5 Number of Turns (NT)

Innerhalb der drei Gruppen bekunden die Tests einen signifikanten Anstieg. Zwischen den Gruppen und im Paarvergleich offenbart sich kein signifikanter Unterschied.



Die Werte zeigen in allen Gruppen einen hohen Anstieg, vor allem der Wert der RND-Gruppe bei 1% der MWK ist niedrig.

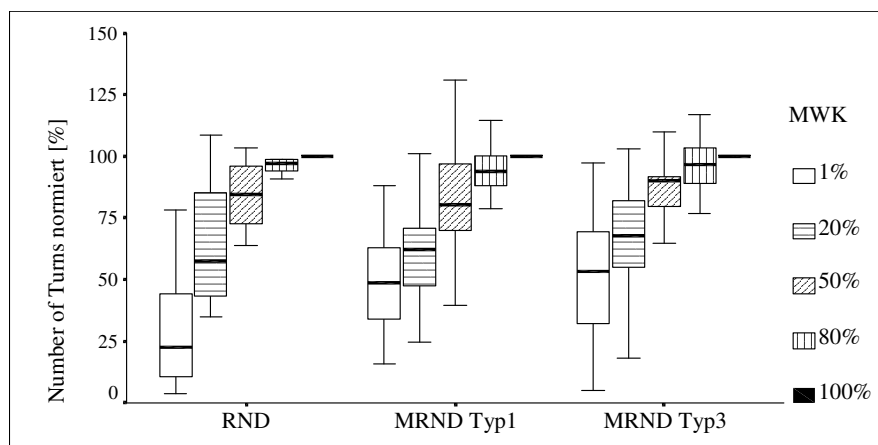


Abb. 16: Normierte Number of Turns Werte im Verlauf der MWK unterteilt in verschiedene Operationsgruppen mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                     | RND    | MRND TYP1 | MRND Typ3 | p= einfaktorische Anova |
|-----------------------------|--------|-----------|-----------|-------------------------|
| <b>1</b>                    | 22,6 % | 48,6 %    | 53,5 %    | 0,304                   |
| <b>20</b>                   | 57,4 % | 62,1 %    | 67,7 %    | 0,880                   |
| <b>50</b>                   | 84,4 % | 80,4 %    | 90,1 %    | 0,766                   |
| <b>80</b>                   | 97,2 % | 93,8 %    | 96,6 %    | 0,550                   |
| <b>p&lt;Allg. lin. Mod.</b> | 0,0001 | 0,0001    | 0,0001    |                         |

Tab. 17: Normierte Number of Turns Medianwerte für die verschiedenen MWK-Niveaus unterteilt in drei Operationsgruppen sowie die p-Werte innerhalb und zwischen den Gruppen.

| MWK [%]   | RND – MRND TYP1 | RND – MRND TYP3 | MRND TYP1 – MRND TYP3 |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------------|
| <b>1</b>  | 0,178           | 0,073           | 0,596                 |
| <b>20</b> | 0,917           | 0,674           | 0,438                 |
| <b>50</b> | 0,536           | 0,959           | 0,298                 |
| <b>80</b> | 0,185           | 0,477           | 0,300                 |

Tab. 18: Mann-Whitney Test: p-Werte des Paarvergleichs der Medianwerte der verschiedenen Operationsgruppen anhand der normierten Number of Turns Werte für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

Die paarweise Testung der Parese-Gruppen kann keinen signifikanten Unterschied ausfindig machen. Das allgemein lineare Modell mit Messwiederholungen zeigt keine signifikanten Unterschiede unter Einbeziehung aller Werte ( $p = 0,600$ ).

Die Werte beschreiben in beiden Gruppen einen hohen Anstieg.

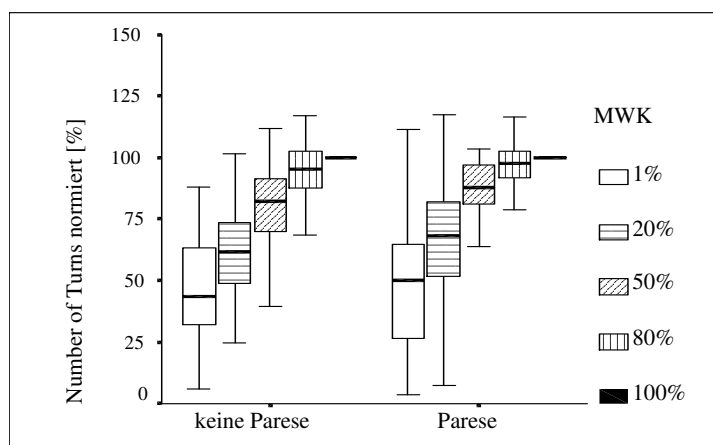


Abb. 17: Normierte Number of Turns Werte im Verlauf der MWK eingeteilt in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                   | TRAPEZIUSPARESE | KEINE<br>TRAPEZIUSPARESE | p=<br>Mann Whitney |
|---------------------------|-----------------|--------------------------|--------------------|
| <b>1</b>                  | 43,4 %          | 49,9 %                   | 0,924              |
| <b>20</b>                 | 61,9 %          | 68,1 %                   | 0,484              |
| <b>50</b>                 | 82,4 %          | 87,8 %                   | 0,230              |
| <b>80</b>                 | 95,3 %          | 97,8 %                   | 0,379              |
| <b>p= Allg. lin. Mod.</b> | 0,0001          | 0,0001                   |                    |

Tab. 19: Normierte Number of Turns Medianwerte sowie p-Werte der Unterschiede der Werte in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni-Korrektur).

#### 4.2.6 Mittlere Amplitude/Turn (MAT)

Einen signifikanten Anstieg der normierten Werte zeigen alle drei Gruppen. Zwischen den Gruppen ergeben sich keine signifikanten Unterschiede. Der Paarvergleich zwischen RND und MRND Typ3 weist bei 50% der MWK einen signifikanten Unterschied auf. Bei 20% der MWK war der Wert grenzwertig.

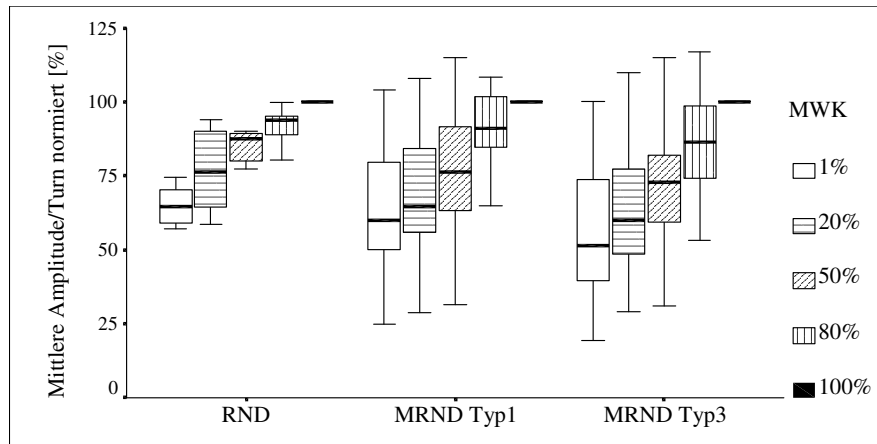


Abb. 18: Normierte Mittlere Amplitude/Turn Werte im Verlauf der MWK unterteilt in verschiedene Operationsgruppen mittels gruppiertes Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                    | RND    | MRND TYP1 | MRND Typ3 | p=<br>Kruskal Wallis |
|----------------------------|--------|-----------|-----------|----------------------|
| <b>1</b>                   | 64,8 % | 60,1 %    | 51,6 %    | 0,534                |
| <b>20</b>                  | 76,3 % | 64,8 %    | 60,0 %    | 0,173                |
| <b>50</b>                  | 87,5 % | 76,2 %    | 72,6 %    | 0,175                |
| <b>80</b>                  | 93,6 % | 90,9 %    | 86,4 %    | 0,374                |
| <b>p&lt; Friedman Test</b> | 0,02   | 0,0001    | 0,0001    |                      |

Tab. 20: Normierte Mittlere Amplitude/Turn Medianwerte für die verschiedenen MWK-Niveaus unterteilt in drei Operationsgruppen sowie die p-Werte innerhalb und zwischen den Gruppen.

| MWK [%]   | RND – MRND TYP1 | RND – MRND TYP3 | MRND TYP1 – MRND TYP3 |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------------|
| <b>1</b>  | 0,765           | 0,371           | 0,462                 |
| <b>20</b> | 0,185           | 0,063           | 0,564                 |
| <b>50</b> | 0,277           | 0,049           | 0,584                 |
| <b>80</b> | 0,872           | 0,267           | 0,261                 |

Tab. 21: Mann-Whitney Test: p-Werte des Paarvergleichs der Medianwerte der verschiedenen Operationsgruppen anhand der normierten Mittlere Amplitude/Turn Werte für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

Der Paarvergleich bringt signifikante Unterschiede bei 1%, 20% und 50% der MWK, bei 20% der MWK ist der Wert auch nach der Bonferroni-Korrektur signifikant. Das allgemein

lineare Modell mit Messwiederholungen zeigt keine signifikanten Unterschiede unter Einbeziehung aller Werte ( $p = 0,115$ ).

Bei erhaltener Trapeziusfunktion sind die Werte deutlich niedriger.

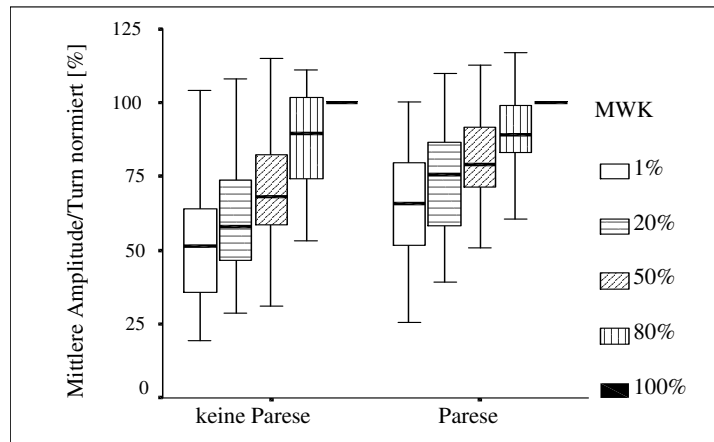


Abb. 19: Normierte Mittlere Amplitude/Turn Werte im Verlauf der MWK eingeteilt in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                   | TRAPEZIUSPARESE | KEINE<br>TRAPEZIUSPARESE | p=<br>Mann Whitney |
|---------------------------|-----------------|--------------------------|--------------------|
| <b>1</b>                  | 66,0 %          | 51,4 %                   | 0,025              |
| <b>20</b>                 | 75,6 %          | 58,1 %                   | 0,014*             |
| <b>50</b>                 | 79,1 %          | 68,3 %                   | 0,048              |
| <b>80</b>                 | 89,2 %          | 89,5 %                   | 0,765              |
| <b>p= Allg. lin. Mod.</b> | 0,0001          | 0,0001                   |                    |

Tab. 22: Normierte Mittlere Amplitude/Turn Medianwerte sowie p-Werte der Unterschiede der Werte in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

#### 4.2.7 Mittlerer Anstieg/Turn (MST)

Es zeigt sich ein signifikanter Anstieg der normierten Werte innerhalb aller drei Gruppen. Zwischen den drei Gruppen sowie im Paarvergleich zwischen RND und MRND Typ1 und zwischen RND und MRND Typ3 ist ein signifikanter Unterschied bei 1% der MWK vorhanden.

Die Werte zeigen in allen Gruppen einen hohen Anstieg.

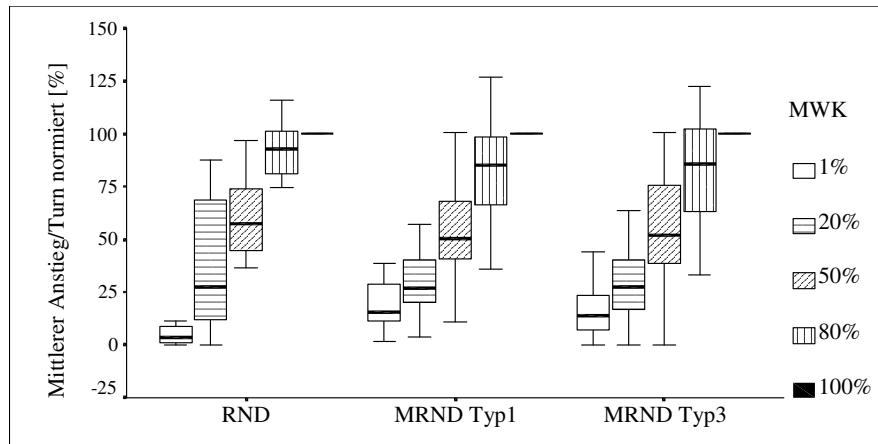


Abb. 20: Normierte Mittlere Anstieg/Turn Werte im Verlauf der MWK unterteilt in verschiedene Operationsgruppen mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                           | RND    | MRND TYP1 | MRND Typ3 | p= <i>Kruskal Wallis</i> |
|-----------------------------------|--------|-----------|-----------|--------------------------|
| <b>1</b>                          | 3,7 %  | 15,7 %    | 14,1 %    | 0,03                     |
| <b>20</b>                         | 27,6 % | 26,8 %    | 27,2 %    | 0,968                    |
| <b>50</b>                         | 57,1 % | 50,3 %    | 51,8 %    | 0,966                    |
| <b>80</b>                         | 92,7 % | 85,1 %    | 85,5 %    | 0,452                    |
| <b>p&lt; <i>Friedman Test</i></b> | 0,0001 | 0,0001    | 0,0001    |                          |

Tab. 23: Normierte Mittlere Anstieg/Turn Medianwerte für die verschiedenen MWK-Niveaus unterteilt in drei Operationsgruppen sowie die p-Werte innerhalb und zwischen den Gruppen.

| MWK [%]   | RND – MRND TYP1 | RND – MRND TYP3 | MRND TYP1 – MRND TYP3 |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------------|
| <b>1</b>  | 0,012           | 0,019           | 0,419                 |
| <b>20</b> | 0,801           | 0,999           | 0,840                 |
| <b>50</b> | 0,909           | 0,801           | 0,863                 |
| <b>80</b> | 0,219           | 0,279           | 0,818                 |

Tab. 24: Mann-Whitney Test: p-Werte des Paarvergleichs der Medianwerte der verschiedenen Operationsgruppen anhand der normierten Mittlere Anstieg/Turn Werte für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

Die paarweise Testung weist bei 1%, 20% und 50% der MWK einen signifikanten Unterschied auf. Der Wert bei 20% der MWK ist nach der Bonferroni-Korrektur signifikant.

Die Werte beschreiben in beiden Gruppen einen hohen Anstieg, wobei die Werte der Parese-Gruppe höher sind.

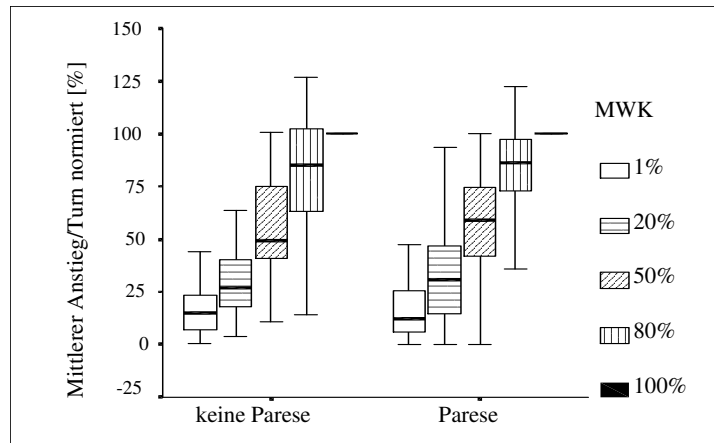


Abb. 21: Normierte Mittlere Anstieg/Turn Werte im Verlauf der MWK eingeteilt in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese mittels gruppierter Boxplotdiagramme.

| MWK [%]                   | TRAPEZIUSPARESE | KEINE TRAPEZIUSPARESE | p=<br><i>Mann Whitney</i> |
|---------------------------|-----------------|-----------------------|---------------------------|
| <b>1</b>                  | 66,0 %          | 51,4 %                | 0,025                     |
| <b>20</b>                 | 75,6 %          | 58,1 %                | 0,014*                    |
| <b>50</b>                 | 79,1 %          | 68,3 %                | 0,048                     |
| <b>80</b>                 | 89,2 %          | 89,5 %                | 0,765                     |
| <b>p= Allg. lin. Mod.</b> | 0,0001          | 0,0001                |                           |

Tab. 25: Normierte Mittlere Anstieg/Turn Medianwerte sowie p-Werte der Unterschiede der Werte in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese für alle Niveaus der MWK (\* = signifikant nach Bonferroni-Korrektur).

#### 4.3 Constant-Murley-Score (CMS)

Die Auswertung des Constant-Murley-Scores erfolgte mittels Boxplotdiagrammen, die im ersten Teil die verschiedenen Operationsmethoden und im zweiten Teil die Existenz einer Trapeziusparese darstellten. Zur genaueren Beurteilung wurden alle vier Rubriken sowie der Gesamtscore gesondert abgebildet. Die Tabelle bekundet die signifikanten Unterschiede im Paarvergleich.

### 4.3.1 Schmerzen

Die RND-Gruppe erlangt niedrigere Punktwerte als die MRND-Gruppen. Daraus lässt sich ein stärkerer Schmerz bei den Patienten der RND-Gruppe erkennen. Die Werte der MRND-Gruppen sind ähnlich. Im Paarvergleich ergeben sich keine signifikanten Unterschiede. Der p-Werte im Vergleich von RND mit MRND Typ3 ist grenzwertig ( $p = 0,059$ ).

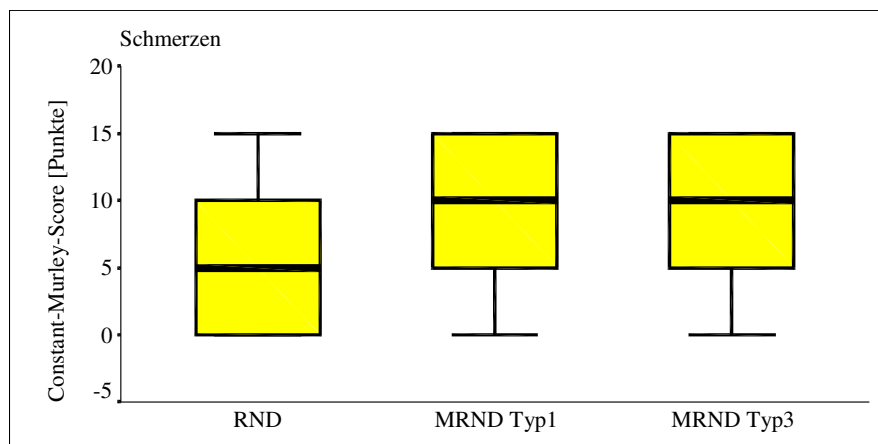


Abb. 22: Punkte der Rubrik Schmerzen des Constant-Murley-Scores mittels Boxplotdiagrammen unterteilt in verschiedene Operationsgruppen.

|                              | p=    | Mann Whitney |
|------------------------------|-------|--------------|
| <b>RND – MRND Typ1</b>       | 0,129 |              |
| <b>RND – MRND Typ3</b>       | 0,059 |              |
| <b>MRND Typ1 – MRND Typ3</b> | 0,426 |              |

Tab. 26: p-Werte des Paarvergleichs der verschiedenen Operationsgruppen für die Rubrik Schmerzen des Constant-Murley-Scores (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

### 4.3.2 Alltagsaktivitäten

Im Vergleich der Gruppen zeigen die MRND-Gruppen die uneingeschränkere Aktivität im Alltag, zu erkennen anhand ihrer höheren Punktwerte in dieser Kategorie. Die Werte der MRND-Gruppen sind annähernd gleich. Der Paarvergleich weist einen signifikanten Unterschied zwischen RND und MRND Typ3 nach.

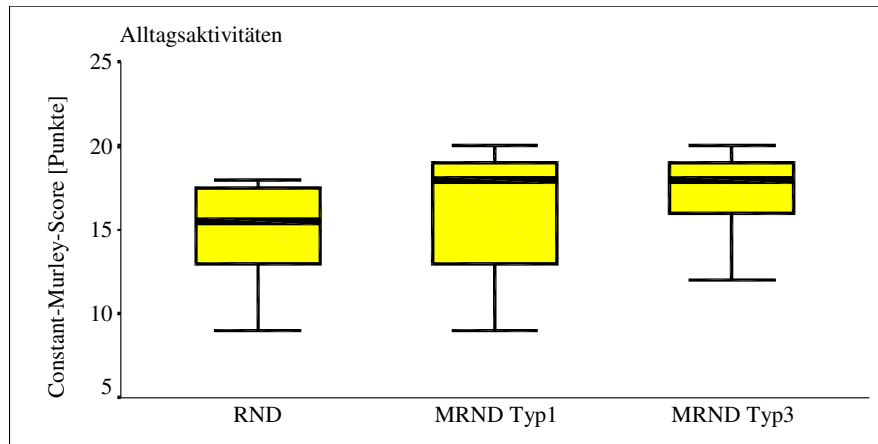


Abb. 23: Punkte der Rubrik Alltagsaktivitäten des Constant-Murley-Scores mittels Boxplotdiagrammen unterteilt in verschiedene Operationsgruppen.

|                              | <b>p=</b> | <i>Mann Whitney</i> |
|------------------------------|-----------|---------------------|
| <b>RND – MRND Typ1</b>       | 0,237     |                     |
| <b>RND – MRND Typ3</b>       | 0,045     |                     |
| <b>MRND Typ1 – MRND Typ3</b> | 0,394     |                     |

Tab. 27: p-Werte des Paarvergleichs der verschiedenen Operationsgruppen für die Rubrik Alltagsaktivitäten des Constant-Murley-Scores (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

#### 4.3.3 Bewegungsumfang

Die höheren Punktwerte der MRND-Gruppen weisen eine größere Mobilität der Patienten im Vergleich zur RND-Gruppe auf. Die Werte der MRND-Gruppen sind gewissermaßen identisch. Es ergibt sich in der paarweisen Testung ein signifikanter Unterschied zwischen RND und MRND Typ1 und zwischen RND und MRND Typ3, wobei der p-Wert des Vergleichs von RND mit MRND Typ1 auch nach der Bonferroni-Korrektur signifikant ist.



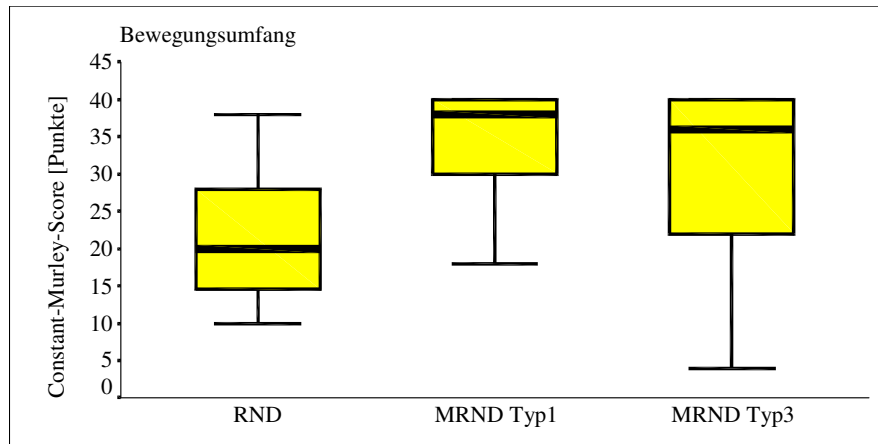


Abb. 24: Punkte der Rubrik Bewegungsumfang des Constant-Murley-Scores mittels Boxplotdiagrammen unterteilt in verschiedene Operationsgruppen.

|                              | <b>p=</b> | <i>Mann Whitney</i> |
|------------------------------|-----------|---------------------|
| <b>RND – MRND Typ1</b>       | 0,008*    |                     |
| <b>RND – MRND Typ3</b>       | 0,024     |                     |
| <b>MRND Typ1 – MRND Typ3</b> | 0,394     |                     |

Tab. 28: p-Werte des Paarvergleichs der verschiedenen Operationsgruppen für die Rubrik Bewegungsumfang des Constant-Murley-Scores (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

#### 4.3.4 Kraft

Die geringste Kraft zeigt die RND-Gruppe. Die beiden anderen Gruppen erlangen höhere Kraftwerte, wobei die Werte der MRND Typ1 Gruppe geringfügig niedriger sind als die der MRND Typ3 Gruppe.

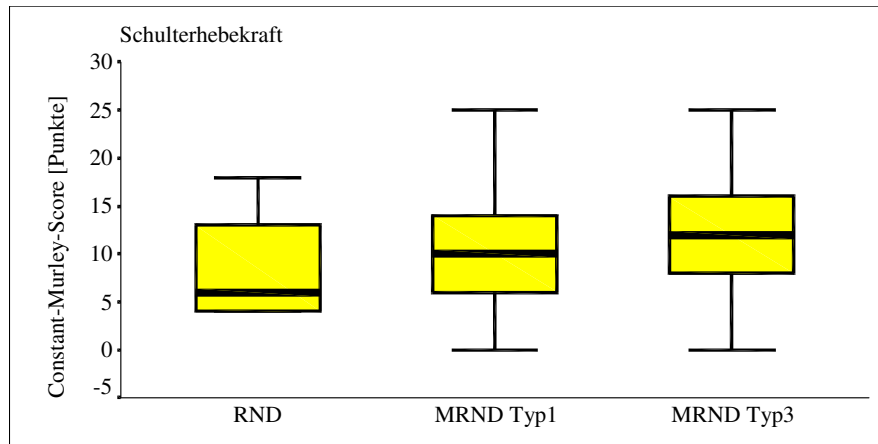


Abb. 25: Punkte der Rubrik Kraft des Constant-Murley-Scores mittels Boxplotdiagrammen unterteilt in verschiedene Operationsgruppen.

|                              | <b>p=</b> | <i>Mann Whitney</i> |
|------------------------------|-----------|---------------------|
| <b>RND – MRND Typ1</b>       | 0,393     |                     |
| <b>RND – MRND Typ3</b>       | 0,121     |                     |
| <b>MRND Typ1 – MRND Typ3</b> | 0,264     |                     |

Tab. 29: p-Werte des Paarvergleichs der verschiedenen Operationsgruppen für die Rubrik Kraft des Constant-Murley-Scores (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

#### 4.3.5 Gesamtscore

Insgesamt dokumentieren die Boxplots eine niedrige Punktzahl der RND-Gruppe und eine höhere, in etwa gleichwertige Punktzahl, der MRND-Gruppen. Es offenbart eine größere Schulterfunktionsstörung der RND-Gruppe. Der Paarvergleich zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen RND und MRND Typ1 und zwischen RND und MRND Typ3.

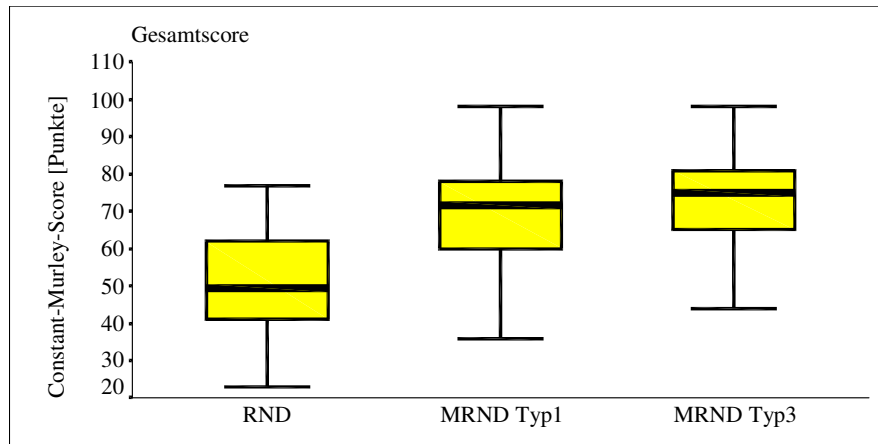


Abb. 26: Gesamtscores des Constant-Murley-Scores mittels Boxplotdiagrammen unterteilt in verschiedene Operationsgruppen.

|                           | <b>RND</b> | <b>MRND TYP1</b> | <b>MRND Typ3</b> |
|---------------------------|------------|------------------|------------------|
| <b>Mittelwert</b>         | 50,63      | 68,41            | 70,1             |
| <b>Standardabweichung</b> | 16,76      | 18,35            | 17,69            |

Tab. 30: Die Mittelwerte und die Standardabweichungen der verschiedenen Operationsgruppen für den Gesamtscores des Constant-Murley-Scores.

|                              | <b>p=</b> | <i>T-Test</i> |
|------------------------------|-----------|---------------|
| <b>RND – MRND Typ1</b>       | 0,02      |               |
| <b>RND – MRND Typ3</b>       | 0,01*     |               |
| <b>MRND Typ1 – MRND Typ3</b> | 0,72      |               |

Tab. 31: p-Werte des Paarvergleichs der verschiedenen Operationsgruppen für den Gesamtscore des Constant-Murley-Scores (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

#### 4.3.6 Constant-Murley-Score (CMS)

Die Gruppe mit Trapeziusparese erlangt in allen Rubriken sowie im Gesamtscore niedrigere Werte als die Gruppe ohne Trapeziusparese. Es ergibt sich in der paarweisen Testung eine signifikant niedrigere Schulterhebekraft der Parese-Patienten.

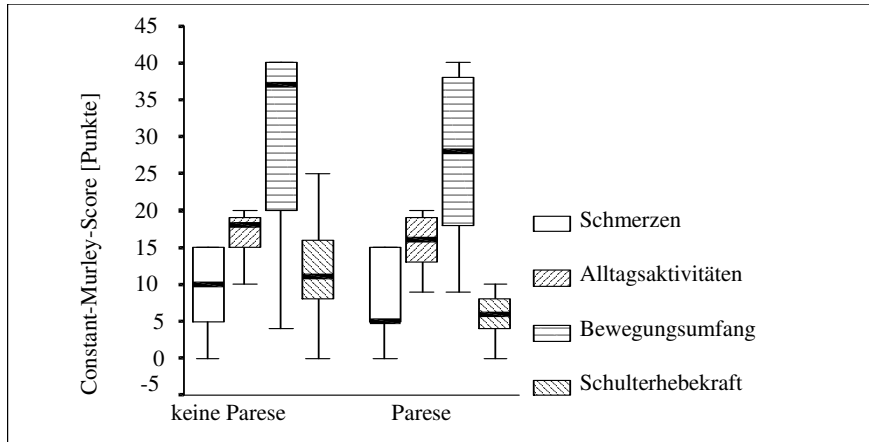


Abb. 27: Punkte der einzelnen Rubriken (Schmerzen, Alltagsaktivitäten, Bewegungsumfang und Kraft) des Constant-Murley-Scores mittels Boxplotdiagrammen unterteilt in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese.

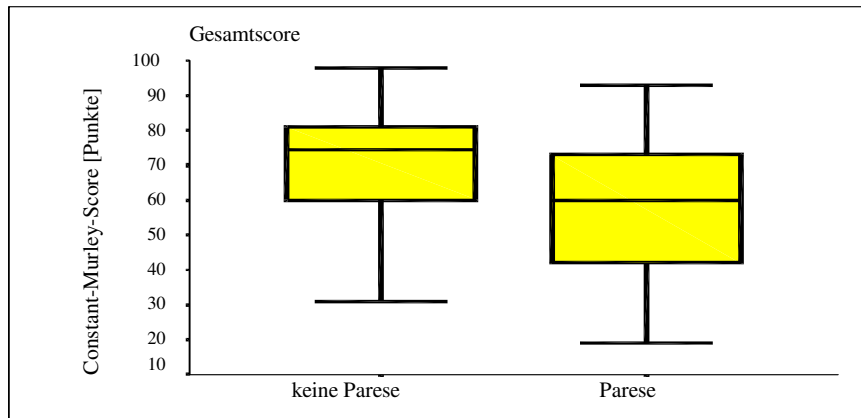


Abb. 28: Punkte des Gesamtscores des Constant-Murley-Scores mittels Boxplotdiagrammen unterteilt in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese.

|                           | <b>TRAPEZIUSPARESE</b> | <b>KEINE TRAPEZIUSPARESE</b> | <b>p=</b><br><i>Mann<br/>Whitney</i> |
|---------------------------|------------------------|------------------------------|--------------------------------------|
| <b>Schmerzen</b>          | 5                      | 10                           | 0,184                                |
| <b>Alltagsaktivitäten</b> | 16                     | 18                           | 0,464                                |
| <b>Bewegungsumfang</b>    | 28                     | 37                           | 0,103                                |
| <b>Kraft</b>              | 6                      | 11                           | 0,003                                |
| <b>Gesamtscore</b>        | 60                     | 74,5                         | 0,033                                |

Tab. 32: Medianwerte und p-Werte des Paarvergleichs der einzelnen Rubriken (Schmerzen, Alltagsaktivitäten, Bewegungsumfang und Kraft) sowie der Gesamtscore des Constant-Murley-Scores unterteilt in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese (\* = signifikant nach Bonferroni- Korrektur).

## **5 DISKUSSION**

Nach einer ND treten Schulterfunktionsstörungen unterschiedlicher Art auf. Sie können sich beispielsweise als Schmerzen im Schulterbereich, als Schultertiefstand oder Behinderungen der Motilität äußern.

In der vorliegenden Arbeit lag der Fokus vor allem auf der Trapeziusfunktion und den Auswirkungen einer Funktionsstörung auf die Schulter. Die Bewertung erfolgte mittels einer simultanen OEMG-/SHK-Messung bei Abduktion des Armes über 90°. Unterschieden wurden Patienten nach RND, MRND Typ1 und MRND Typ3 sowie mit und ohne Vorhandensein einer klinisch diagnostizierten Trapeziusparese. Zur Beurteilung der Schulterfunktion insgesamt fand der CMS Anwendung.

### **5.1 Anatomie**

Der N. accessorius erreicht mit seinen motorischen Fasern fast immer (zu ca. 90%) den M. trapezius. Dieser kann aber auch, wenn der N. accessorius im M. sternocleidomastoideus endet, alleine vom Plexus cervicalis innerviert werden. Die Variation ist jedoch eher selten und tritt nur in 6,4% der Fälle auf. Meistens handelt es sich um eine Doppelinnervation durch den N. accessorius und den Plexus cervicalis. Vor allem die Pars transversa und die Pars ascendens des M. trapezius werden zu ungefähr 90% in dieser Weise motorisch versorgt. Sie können einen Plexus bilden oder auch parallel zueinander verlaufen (23, 25, 38). Die Wahrscheinlichkeit der Doppelinnervation sinkt, je weiter kranial dieser Zusammenhang betrachtet wird. In den obersten Anteilen erfolgt dies in 2,5% in den untersten Anteilen der Pars descendens beträgt sie annähernd 30% (25).

Gerade die Pars descendens ist für die Stabilisierung des Schultergürtels besonders wichtig (25). Bei einer Parese dieses Anteils folgt ein Verkippen des Angulus lateralis scapulae, das auch als Schultertiefstand oder Scapula alata bezeichnet wird. Die Abduktion über 90° ist behindert (16). Sie ist ohne eine Rotation der Scapula durch die Kontraktion der Pars descendens des M. trapezius nicht möglich (33).

Eine Schulterhebung mit Abduktion des Armes oberhalb der Horizontale kann teilweise durch die Mm. rhomboides major und minor, M. levator scapulae, M. deltoideus, M. su-

praspinatus und M. serratus anterior kompensiert werden (5, 33, 46). Durch den Ansatz dieser Muskeln an der Scapula jedoch ist eine Anhebung des Angulus lateralis scapulae und eine damit folgende Armabduktion von mehr als 90° nur eingeschränkt möglich.

Es kommt somit bei einer Schädigung des N. accessorius mit hoher Wahrscheinlichkeit zu einer Parese des oberen Trapeziusanteils. Die Wahrscheinlichkeit dieser Lähmung steigt von kaudal nach kranial an. Eine Kompensation durch synergistisch wirkende Muskeln ist nur in geringem Ausmaß möglich.

Entsprechend der angewandten Operationstechnik ergibt sich, ob der N. accessorius erhalten oder durchtrennt ist. Aufgrund der Variabilität der Trapeziusinnervation ist dies zur Vorhersage des Ausmaßes einer Parese nicht ausreichend. Trotz standardisierter Operationstechniken sind die funktionellen Einbußen nach ND sehr unterschiedlich. Die ungleiche Ausprägung ist auf die verschiedenen anatomischen Varianten, vor allem auf das Vorhandensein der subfaszialen Äste des Plexus cervicalis, zurückzuführen (23). Aufgrund dieses sehr unterschiedlichen Innervationsmusters ist die Voraussage einer muskulären Störung anhand der durchgeführten Operation eigentlich nicht möglich. Zu bedenken ist, dass der N. accessorius auch durch Zug oder Druck trotz Erhaltung der Kontinuität eine Funktionseinbuße erleiden kann (16, 46).

## 5.2 Material und Methode

### 5.2.1 Bisherige Methoden

In der Literatur wurden nach ND sehr unterschiedliche Methoden zur Bewertung der Trapeziusfunktion beschrieben.

Nahezu alle Autoren überprüften die Trapeziusfunktion bei der Abduktion des Arms über 90° (2, 4, 5, 15, 16, 30, 35, 37, 44, 46, 51). Aufgrund der Zugrichtung dieser Methode ist aber nur eine seitliche Abduktion des Armes in der Frontalebene über die Horizontale hinaus wirklich aussagekräftig (30).

Im Vergleich der Operationsgruppen fanden beispielsweise Radtke et al. ein wesentlich größeres Abduktionsdefizit bei der RND-Gruppe. Aufgrund der Resektion des N. accessorius bei der RND kommt es zu einem Schultertiefstand mit instabiler „Schaukelstellung“ und darauffolgender eingeschränkter Armabduktion. Der maximale seitliche Abduktions-

winkel betrug bei den radikal operierten Patienten nur  $72^\circ \pm 24^\circ$ , im Gegensatz zur Gruppe der elektiv operierten Patienten mit  $90^\circ \pm 31^\circ$  (46).

Der Vorteil der Bewegungsmethode mittels Abduktionsprüfung ist die leichte und ohne weitere Messinstrumente durchführbare Untersuchung. Ein Nachteil liegt aber in der Möglichkeit, den Ausfall des M. trapezius mittels der Hilfsmuskulatur zu kompensieren (33, 46). Fehlerhafte Ergebnisse können durch eine Mitbewegung der Wirbelsäule bei der Abduktion über  $90^\circ$  (2) oder eine Anteversion des Armes bei gleichzeitiger Außenrotation, die eine Abduktionsschwäche verbirgt, hervorgerufen werden (38, 44).

Einige Autoren haben die SHK nach der ND gemessen. Sie fanden eine postoperativ verminderte Abduktionskraft in der Frontalebene (2, 4, 6).

Die Autoren beobachteten eine verminderte SHK auf der operierten Seite (2), besonders nach einer RND (4, 6). Durch Bildung eines Zusammenhanges zwischen der präoperativen und postoperativen Schulterhebekraft ergab sich ein signifikant höherer Kraftverlust nach RND im Vergleich zu MRND operierten Patienten (4). Carenfelt et al. fand eine Abduktionskraft nach der RND von nur noch 52% (6).

Die Erfassung der SHK gilt als geeignet zur Beurteilung der Trapeziusfunktion. Entscheidend ist hierbei die Ausschaltung möglicher Fehlerquellen und die Zuordnung der gemessenen Kraft zum M. trapezius.

Hierzu überprüften einige Studien den Funktionszustand des M. trapezius anhand von EMG-Messungen, meistens mittels der Nadel-EMG (5, 16, 18, 24, 25, 26, 30, 37, 38, 46, 49, 55).

Ein großer Vorteil der EMG-Messung ist die direkte Erfassung der Muskelaktivität des M. trapezius und somit die Objektivierung des Funktionszustandes des Schultermuskels.

### 5.2.2 Oberflächenelektromyographie (OEMG)

Die OEMG wurde vielfach zur Beurteilung des M. trapezius angewandt.

Mittels Blockade des N. accessorius und der superfascialen Äste des Plexus cervicalis mit einem Lokalanästhesiedepot erfolgte die Simulation einer Resektion des N. accessorius. Die verbleibende Muskelaktivität wurde mittels der OEMG ermittelt und anschließend mit der postoperativen EMG-Aktivität nach der RND verglichen. In 92,5% der Fälle war die

verbleibende Muskelaktivität in beiden Gruppen kongruent. Diese Blockade gilt als Beweis für die Auswirkung einer Accessoriusparese auf die Trapeziusfunktion (24).

Die Autoren entschieden sich bei dieser Untersuchung für das OEMG, um große Teile des M. trapezius zu bewerten. Im Gegensatz zum Nadel-EMG, das nur Potentiale von wenigen Muskelfasern messen kann, misst das OEMG das Summenaktionspotential von allen Muskelfasern in dem Bereich der Elektroden. Außerdem war die OEMG-Methode technisch einfacher, schneller und für den Patienten schmerzlos durchführbar. Die Elektrodenpositionen konnten fest definiert werden (24).

Es zeigte sich, dass nach RND die verbleibende Muskelaktivität der Pars descendens im OEMG zwischen 11% und 100%, durchschnittlich bei nur noch 33% lag (24).

In der vorliegenden Untersuchung entschieden wir uns daher ebenfalls für den Einsatz der OEMG. Sie ist eine schmerzfreie, nicht invasive, einfach anwendbare sowie beliebig wiederholbare Methode. Durch eine isometrische Kontraktion, definierte Elektrodenpositionen und Festlegung der Ableitungsparameter konnten mögliche Fehlerquellen minimiert werden.

### 5.2.3 Schulterhebekraft (SHK)

Die SHK-Messung bei 90° Arm-Abduktion zur Darstellung einer Trapeziusfunktionsstörung wurde vielfältig angewandt nach ND. Verwendet wurden beispielsweise ein Dynamometer (4, 6) oder eine Federwaage (2).

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Kraftsignale mittels eines mechanoelektrischen Wandlers in elektrische Signale umgewandelt und mittels LabVIEW™ weiterverarbeitet. Dort werden die Signale in Newton [N] umgerechnet.

Unsere Messergebnisse waren abhängig von der Motivation der Versuchsperson. Denn es wurde anhand einer rampenförmigen Kraft der Anstieg bis zur MWK gemessen. Der Einflussfaktor einer mangelnden Mitarbeit sollte anhand von Ermüdungszeichen in der OEMG bewertet werden. Bei den hier durchgeführten SHK-Messungen handelte es sich um ein subjektiv beeinflusstes/direktes Kraftermittlungsverfahren (47).

Wir verwendeten dabei die isometrische Kontraktionsform, welche Messungenauigkeiten, wie beispielsweise die Verschiebung des Muskels unter den Messelektroden, welche bei einer dynamischen Kontraktion denkbar sind, verhindern sollte (32, 39). Die Kraftentwick-



lung kam ausschließlich durch eine Spannungsänderung zustande (22). Eine Kraftminderung wurde als Anzeichen einer Funktionsstörung gewertet. Zur Zuordnung der gemessenen Kraft erfolgte simultan die Erfassung der muskulären Aktivität.

#### 5.2.4 OEMG/SHK

Anhand der Herstellung einer Verbindung zwischen entwickelter Kraft und Muskelaktivität des M. trapezius ist die Zuordnung der Kraft und der elektrischen Aktivität möglich.

Aufgrund dessen wurden beide Methoden kombiniert und so die SHK simultan mit der Aktivität des M. trapezius bei der Abduktion über 90° im OEMG gemessen.

Im Vorfeld der Messung wurden zusätzlich aufgrund einer genau definierten Sitzposition Haltungsfehler weitestgehend ausgeschlossen. Die Anteversion mit gleichzeitiger Außenrotation des Armes wird verhindert, da in der benutzten Messeinrichtung die laterale Pronation durch das Festschnallen des Armes auf der Messsäule gewährleistet ist. Das Mitbewegen der Wirbelsäule ist durch die Axillastütze des Messstuhls auf der kontralateralen Seite eingeschränkt.

Zur Differenzierung einer muskulären oder schmerzbedingten Kraftminderung kann die OEMG-Messung herangezogen werden. Bei einer Parese sinkt die muskuläre Aktivität.

Da die Größe des OEMG-Signals in Abhängigkeit vom Unterhautfettgewebe, der Muskelzusammensetzung und der Temperatur schwankt, sind die absoluten Werte im Vergleich nicht aussagekräftig. Für den quantitativen Vergleich mehrerer Patienten muss erst eine Normierung der Werte stattfinden. Hierbei werden die Werte prozentual in Bezug auf die MWK (100%) berechnet und sind somit vergleichbar.

Zur postoperativen Bewertung der Trapeziusfunktion ist es sinnvoll die noch existente Muskelaktivität und die verbliebene Kraft des Muskels zu messen (18).

Die vorliegende Untersuchung beinhaltet daher eine simultane OEMG- und Kraftmessung des oberen Anteils des M. trapezius. Sie ermöglicht die Bewertung der Muskelaktivität bei einer Abduktion über 90°.

Zusätzlich wurden die Patienten zur Überprüfung der Schulterfunktion mit dem CMS untersucht (8).

## 5.3 Ergebnisse

### 5.3.1 Root Mean Square (RMS)

Der RMS-Wert ist ein etabliertes Merkmal zur Bewertung der muskulären Aktivität des M. trapezius. Dieses OEMG-Merkmal zeigte einen Anstieg mit zunehmender Kontraktion beispielsweise bei unterschiedlichen Abduktionswinkeln des Armes (29) oder bei statischer Belastung mit Gewichten (40).

Die RMS ist in der Literatur bereits beschrieben. Einmal führten gesunde Probanden eine statische Kontraktion des Armes mit verschiedenen Gewichten und verschiedenen Abduktionswinkeln während einer OEMG-Untersuchungen am oberen Teil des M. trapezius durch. Dabei stiegen die normierten RMS-Werte mit zunehmendem Abduktionswinkel an (29).

Auch bei Patienten mit chronischen Schmerzen im Schulter-Hals-Bereich nach Weichteilverletzungen im Gebiet der Halswirbelsäule wurden ähnliche Messungen durchgeführt. Die normierten RMS-Werte nahmen mit zunehmender Muskelspannung des Trapezius zu. Auf der schmerzenden Seite war dieser Anstieg ebenso erkennbar, fiel aber geringer aus (28).

In einer anderen Studie fand bei Patienten mit einer Myalgie des M. trapezius eine OEMG-Untersuchung während einer statischen Kontraktion bei der 90° Abduktion über verschiedene Zeitintervalle mit verschiedenen Gewichten statt. Die normierten RMS-Werte stiegen mit zunehmender Zeit und Gewicht an. Die RMS nahm mit zunehmender Amplitude des OEMG-Signals zu (40).

In der vorliegenden Untersuchung zeigte sich ebenfalls eine kontinuierliche Erhöhung der RMS bei zunehmender Kontraktion in allen Gruppen, sowohl bei verschiedenen Operationsformen als auch bei den Gruppen mit und ohne Parese. Die statistischen Testverfahren ergaben beim Vergleich der Werte einen signifikanten Anstieg in allen Gruppen.

Da die RMS ein rein amplitudenbezogenes Merkmal ist, beruht sie auf der Anzahl der aktivierten motorischen Einheiten und gilt als Maß für die Rekrutierung. Durch kontinuierliche Aktivierung motorischer Einheiten, steigt die Kontraktionskraft an. Im Paarvergleich waren signifikant geringere Anstiege der RMS-Werte nach RND und bei klinischer Trapeziusparesse feststellbar. Hieraus lässt sich schließen, dass die Anzahl der aktivierten motorischen

Einheiten vermindert ist. Die RMS ist somit zur Erfassung einer Trapeziusfunktionsstörung ein aussagekräftiges Merkmal.

### 5.3.2 Median Frequency (MF)

In der Literatur ist eine OEMG-Studie der MF auf einem Fahrrad-Ergometer am M. vastus lateralis und medialis sowie am M. rectus femoris beschrieben. Die untersuchte MF blieb jedoch sowohl bei ansteigender Rekrutierung als auch bei zunehmender Arbeit und somit steigender muskulärer Ermüdung unverändert. Diese Studie bezweifelt die Aussagefähigkeit der MF (50).

Ganz im Gegensatz dazu stehen unsere Ergebnisse. Wir fanden einen anfänglichen Anstieg der MF, der sich im späten Verlauf der MWK in einen Abfall umwandelte. In allen Gruppen war dieser Frequenzverlauf signifikant, aber die MF-Werte der Parese-Gruppe fielen später nicht ab. Allgemein waren bereits die MF-Werte bei 1% der MWK hoch und somit der Anstieg niedrig.

In den vorliegenden Messergebnissen ist die MF daher als ein Zeichen der muskulären Ermüdung zu werten. Die durchschnittliche Frequenz des OEMG-Signals stieg mit zunehmender Kontraktion erst kontinuierlich an und fiel gegen Ende wieder ab. Die Erhöhung der Muskelaktivität durch einen Anstieg der neuronalen Impulsfrequenz (Tetanisierung) ist somit nur kurz realisierbar, später erhöht sich die MWK durch eine weitere Rekrutierung. Dieser Werteverlauf spiegelt eine zunehmende Kontraktion wieder. Der Frequenzabfall bei Annäherung an die MWK ist als Zeichen der muskulären Ermüdung und somit der maximalen Mitarbeit der Patienten zu werten.

In der Literatur sind aber auch Ergebnisse der MF zu finden, die ähnlich zu denen unserer Untersuchung sind. Die MF wird von De Luca et al. ebenfalls zum Nachweis einer muskulären Ermüdung verwendet (12).

Die Wertigkeit der MF am M. trapezius ist bis jetzt jedoch unklar, da an diesem Muskel noch keine Studie über die MF durchgeführt wurde.

### 5.3.3 Median Power Frequency (MPF)

Mehrere Untersuchungen beschrieben die Wertigkeit der MPF am M. trapezius (28, 29, 40, 41, 42). Dieser Wert wurde bei einer statischen Kontraktion mit verschiedenen Abdukti-

onswinkeln und unterschiedlichen Gewichtsbelastungen gemessen. Die normierten Werte zeigten sowohl bei gesunden Probanden als auch bei Probanden, die unter einer Myalgie im Nackenbereich litten, einen Abfall der MPF bei steigendem Abduktionswinkel, zunehmenden Gewichten und vergehender Zeit, also bei wachsender lokaler Ermüdung (28, 29, 40, 41, 42). Während einer längeren isometrischen submaximalen Kontraktion, die zu einer Muskelermüdung führte, zeigte sich eine Frequenzverschiebung zu niedrigeren Frequenzen. Dies spiegelte sich in einem Abfall der MPF wider (40, 41). Bei mangelnder Gewichtsbelastung fehlte allerdings teilweise ein eindeutiger Abfall der MPF-Werte (40, 42). Die MPF gilt ebenfalls als ein objektives Zeichen der muskulären Ermüdung bei der Kontraktion.

Unsere Ergebnisse zeigten nach einer anfänglichen Zunahme eine ab 80% der MWK folgende Abnahme der MPF, nur bei der RND fielen die MPF-Werte schon ab 50% der MWK. In allen Gruppen, außer der RND-Gruppe, war dieser Verlauf signifikant. Die normierten MPF-Werte waren jedoch in allen Gruppen hoch und somit war der weitere Anstieg begrenzt.

Der Abfall bei Annäherung an die MWK ist wie die MF als Zeichen der muskulären Ermüdung und somit maximalen Mitarbeit der Patienten interpretierbar.

#### 5.3.4 Frequenzverhältnis (FV)

Das Frequenzverhältnis ist in der Literatur bisher nicht erwähnt worden.

In unseren Messungen steigt das FV kontinuierlich und in allen Gruppen signifikant im Verlauf der MWK. Der Paarvergleich zeigt sowohl bei der RND- aber vor allem bei der Parese-Gruppe teilweise signifikant geringere Steigerungen der Muskelaktivität.

Der starke Anstieg bedeutet eine Zunahme der Amplitude und der Frequenz. Es zeigt mithin die zunehmende Anzahl erregter motorischer Einheiten (Rekrutierung), wie auch die ansteigende Aktionspotentialfrequenz.

Das FV ist aufgrund der signifikanten Unterschiede ein vor allem für die Trapeziusparese aussagekräftiges Merkmal. Weitere Untersuchungen müssen dieses Ergebnis untermauern.

#### 5.3.5 Number of Turns (NT)

In der Literatur sind OEMG-Studien über die NT am Probanden während einer isometrischen Kontraktion des M. biceps brachii zu finden. Wenn sich bei einer länger andauernden

Kontraktion eine muskuläre Ermüdung einstellt, fällt die NT ab. Die NT ist vor allem durch eine Veränderung der Amplitude und „firing rate“ beeinflussbar. Sie steigt mit zunehmender Rekrutierung an (7).

Die NT steigt in der vorliegenden Untersuchung im Verlauf der Kontraktion in allen Gruppen signifikant an.

Die starke Zunahme der Turnanzahl beschreibt den Anstieg der Anzahl aktivierter motorischer Einheiten. Sie zeigt, wie in der Literatur erwähnt, die Rekrutierung auf.

Unterschiede zwischen den Gruppen konnten wir nicht feststellen, weshalb dieses Merkmal in unserer Untersuchung zur Erkennung einer Trapeziusfunktionsstörung in der Messanordnung als nicht geeignet schien.

#### 5.3.6 Mittlere Amplitude/Turn (MAT)

Ähnliche OEMG-Studien sind über die MAT in der Literatur vorhanden. Ebenfalls während einer isometrischen Kontraktion wird der M. biceps brachii von gesunden Probanden untersucht. Mit zunehmender Kontraktion steigt auch die MAT kontinuierlich. Die MAT zeigt dort ebenfalls Veränderungen der Rekrutierung an (7).

Die MAT nimmt in allen Gruppen signifikant zu. Der Paarvergleich zeigt sowohl bei der RND-, aber vor allem bei der Parese-Gruppe eine signifikant geringere Muskelaktivität.

Dieses Merkmal ist somit gemäß unserer Ergebnisse und angewandten Methode zur Darstellung einer Trapeziusfunktionsstörung geeignet. Auch hier müssen weitere Untersuchungen die Wertigkeit der MAT untermauern.

#### 5.3.7 Mittlerer Anstieg/Turn (MST)

Der MST wurde in der Literatur bisher nicht beschrieben und wurde von uns neu entwickelt. Sie bewertet den Charakter der Turns.

Der MST steigt steil und signifikant in allen fünf Gruppen im Verlauf der MWK. Der Paarvergleich zeigt sowohl bei der RND- als auch besonders bei der Parese-Gruppe signifikant geringere muskuläre Aktivitäten.

Der kontinuierliche Anstieg des MST beschreibt die Amplitudenzunahme und somit die zunehmende Rekrutierung motorischer Einheiten an.

Der MST ist durch die signifikanten Unterschiede bei der Trapeziusparese, aber auch RND, ein aussagekräftiges Merkmal zur Einschätzung der muskulären Funktionsstörung.

#### 5.3.8 OEMG-/SHK-Werte

Insgesamt zeigen die RND- und die Parese-Gruppe im Verlauf der MWK eine teilweise signifikant geringere Steigerung sowohl der aktivierten motorischen Einheiten, als auch der „firing rate“. Außerdem zeigen beide Gruppen im Paarvergleich teils eine signifikant geringere Muskelaktivität des M. trapezius als die MRND-Gruppen und die Gruppe ohne Parese. Vor allem zwischen der RND- und der MRND Typ3-Gruppe gibt es signifikante Unterschiede.

Die aufkommende Ermüdung in der MF und MPF zeigte die muskuläre Anstrengung der Patienten.

Besonders geeignet zur Erkennung einer Trapeziusfunktionsstörung erscheinen die Merkmale des FV, der MAT und des MST. Bei alleiniger Betrachtung der muskulären Funktion in Abhängigkeit von der Operationsmethode ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Die RMS ist insbesondere für die RND-Gruppe und das FV, die MAT und der MST vor allem für die Parese-Gruppe, aufgrund der diversen signifikanten Unterschiede, ein aussagekräftiges Merkmal.

Mit den Werten FV und MST konnten zwei neue Merkmale zur Bewertung von OEMG-Signalen entwickelt werden.

#### 5.4 Constant-Murley-Score (CMS)

Zur Beurteilung der gesamten Schulterfunktion wurde ein Assessment eingesetzt. Es beurteilt als subjektive Parameter „Schmerzen“ und „die Fähigkeit, Aktivitäten des täglichen Lebens durchzuführen“. Weiterhin bewertet dieses Verfahren als objektive Parameter, die aktive und schmerzfreie Mobilität und die Hebekraft der Schulter (8, 9).

Der CMS wurde, wie die Literatur zeigt, bereits zur Beurteilung von verschiedenen Aspekten eingesetzt, z.B. bei Trümmerfrakturen des proximalen Humerus (56), bei Humerusschaftfrakturen (43), nach Schulteroperationen, bei arthroskopischen Operation an der Rotatorenschlinge (11, 17), bei rheumatischer Arthritis (53).

Die Rubriken „Schmerzen“, „Ausübung von Alltagsaktivitäten“ und „Bewegungsumfang“ sind sowohl in der Definition des SAS von Nahum genannt als auch Bewertungsteile des CMS (37). Der vierte Teil des CMS, die „Schulterkraft“, ist für die Ausführung von Alltagsaktivitäten unbedingt erforderlich.

Der Vorteil des CMS liegt in der Möglichkeit, die Gesamtsituation zu beurteilen, da sowohl subjektive als auch objektive Merkmale beurteilt werden. Tests, die nur subjektive Beurteilungskriterien besitzen, sind von der postoperativen psychischen Verfassung des Patienten beeinflusst. Tests, die ausschließlich objektive Fakten bewerten, können die persönliche Alltagssituation des Patienten nicht berücksichtigen. Die Fähigkeit, Routineaktivitäten des täglichen Lebens durchzuführen, ist ausschlaggebend für die Beurteilung der Schulterfunktion (52).

Unsere Ergebnisse zeigten im Paarvergleich der Operationsformen signifikant ausgeprägtere Schulterfunktionsstörungen der RND-Gruppe, vor allem gegenüber MRND Typ3 aber auch gegen MRND Typ1. Besonders der Bewegungsumfang und der Gesamtscore sind bei der RND-Gruppe im Gegensatz zur MRND-Gruppe signifikant schlechter. Der Paarvergleich der Parese-Gruppen beschreibt eine insgesamt signifikant niedrigere Schulterkraft sowie eine signifikant ausgeprägtere Schulterfunktionsstörung laut Gesamtscore der Parese-Gruppe.

Es lassen sich etwa gleiche Punktzahlen der RND- und Parese-Gruppe sowie der MRND-Gruppen und der Gruppe ohne Trapeziusparese erkennen. Dies ist erklärbar, da eine RND in etwa 70% der Fälle aufgrund der Resektion des N. accessorius mit einer Trapeziusparese einhergeht. Bei der MRND folgt wegen der Schonung des Nervens meistens keine Trapeziusparese.

Der CMS ist demzufolge zur Beurteilung von Schulterfunktionsstörungen sehr aussagekräftig, vor allem schnell und einfach durchzuführen, sowie jederzeit wiederholbar.

## 5.5 Fazit

Die simultane OEMG-/SHK-Messung eignet sich besonders gut zur Bewertung der Trapeziusfunktion, da die abgeleitete Muskelaktivität des M. trapezius in direkter Verbindung zur gemessenen SHK steht. Eine Parese kann anhand der Werte objektiv diagnostiziert werden.

Die gemessenen Werte der muskulären Aktivität sowie die entwickelte Kraft stehen für die Anzahl der aktiven motorischen Einheiten und deren Aktionspotentialdifferenz (22). Sie dokumentieren somit die postoperativ verbliebene Innervation.

Die verschiedenen OEMG-Merkmale haben größtenteils die Ergebnisse der Literatur bestätigt. Die Merkmale MPF und MF zeigen die muskuläre Ermüdung an. Die Merkmale RMS, FV, NT, MAT und MST zeigen die Rekrutierung motorischer Einheiten.

Die OEMG-/SHK-Werte der RND- und der Parese-Gruppe zeigen im gesamten Verlauf der MWK eine teilweise signifikant geringere Muskelaktivität des M. trapezius als die MRND-Gruppen und die Gruppe ohne Parese. Der Vergleich der Operationsformen bestätigt eine erwartete Steigerung der Muskelaktivität von der RND- zur MRND Typ1- zur MRND Typ3-Gruppe.

Der CMS zeigt signifikant ausgeprägtere Schulterfunktionsstörungen der RND-Gruppe, vor allem gegenüber MRND Typ3 aber auch gegen MRND Typ1. Darüber hinaus beschreibt der CMS eine insgesamt signifikant stärkere Schulterfunktionsstörung der Parese-Gruppe als bei der Gruppe ohne Trapeziusparese.

Unsere Ergebnisse zeigten, dass eine Trapeziusfunktionsstörung mittels der simultanen OEMG-/SHK-Messung objektiv bewertet werden kann. Der CMS erfasst die Auswirkung der Trapeziusfunktionsstörung für den Patienten. Diese Beurteilung erleichtert die weitere Therapieplanung.

In erster Linie sollten physiotherapeutische Maßnahmen die verbleibende aktive Muskulatur stärken. Führen diese Maßnahmen nicht zum Erfolg, können in seltenen Fällen chirurgisch rekonstruktive Maßnahmen, wie beispielsweise Nervenrekonstruktionen oder der Muskeltransfer des M. levator scapula (nach Edenlange), erfolgreich sein.



## **6 SCHLUSSEFOLGERUNG**

- Die OEMG-Merkmale RMS, FV, NT, MAT und MST steigen kontinuierlich im Verlauf der Kontraktion an. Sie sind Zeichen der zunehmenden Rekrutierung.
- Die OEMG-Merkmale MF und MPF fallen nach einem anfänglichen Anstieg ab. Sie dokumentieren die aufkommende muskuläre Ermüdung.
- Die RND-Gruppe weist eine geringere Steigerung der OEMG-/SHK-Werte im Verlauf der Kontraktion auf. Dies zeigt die geringere muskuläre Aktivität bzw. Rekrutierung im Gegensatz zu den MRND-Gruppen.
- Die Parese-Gruppe zeigt im gesamten Verlauf der Kontraktion eine verminderte Muskelaktivität des M. trapezius im Gegensatz zur Gruppe ohne Parese.
- Die RND-Gruppe weist einen signifikant geringeren CMS auf. Sie besitzt eine wesentlich ausgeprägtere Schulterfunktionsstörung als die MRND-Gruppen.
- Der CMS beschreibt eine insgesamt signifikant stärkere Schulterfunktionsstörung der Parese-Gruppe als bei der Gruppe ohne Trapeziusparese.
- Die Werte der RND-Gruppe gleichen der Parese-Gruppe, während die Werte der MRND-Gruppe denen der Gruppe ohne Trapeziusparese annähernd entsprechen.
- Die RMS, das FV, die MAT und der MST sind nach RND und bei Trapeziusparesen zur Darstellung einer Trapeziusfunktionsstörung aussagekräftige Merkmale.
- Die simultane OEMG-/SHK-Messung ist eine geeignete und bestätigte Methode zur objektiven Erkennung einer Trapeziusparese.

## **7 ZUSAMMENFASSUNG**

In der vorliegenden Untersuchung wurde an 71 Patienten nach ND die Trapeziusfunktion mittels der simultanen OEMG-/SHK-Messung und des CMS bewertet. Sie wurden einerseits aufgrund der durchgeführten Operationstechniken in drei Gruppen eingeteilt. Die Gruppe der RND umfasste 8 Patienten, der MRND Typ122 Patienten und der MRND Typ341 Patienten. Andererseits erfolgte die Auswertung der Ergebnisse in Abhängigkeit von der Trapeziusfunktion. Die Gruppe mit Parese beinhaltete 18 Patienten und die Gruppe ohne Trapeziusparese 53 Patienten.

Die simultane OEMG-/SHK-Messung ist eine nicht-invasive Methode zur Erfassung ganzer Muskelgruppen. Sie ermöglicht die Bestimmung der muskulären Aktivität durch Bildung einer OEMG-/Kraft-Beziehung.

Die hier durchgeführte Studie hat den für die 90° Abduktion des Armes wichtigen oberen Anteil des M. trapezius gemessen. Sieben Merkmale wurden zur Beurteilung herangezogen, wobei die Merkmale RMS, FV sowie die Turnanalyse (NT, MAT und MST) die Rekrutierung und die Merkmale MF und MPF die Ermüdung erfassen sollten.

Der CMS besteht aus vier Teilen, welche eine Schulterfunktionsstörung beschreibt.

Ziel der gegenwärtigen Untersuchung war die Evaluation der simultanen OEMG-/SHK-Messung zur Bewertung der Trapeziusfunktion sowie der Vergleich der OEMG-Merkmale. Mittels des evaluierten CMS sollten die Auswirkungen der Trapeziusfunktionsstörungen für den Patienten erfasst werden. Bei beiden Methoden geschah die Darstellung der Schulterfunktion nach verschiedenen Operationstechniken der ND sowie in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese.

Im Verlauf der MWK stiegen die OEMG-Merkmale RMS, FV, NT, MAT und MST kontinuierlich an und waren somit Zeichen einer zunehmenden Rekrutierung. Die OEMG-Merkmale MF und MPF fielen dagegen nach einem anfänglichen Anstieg wieder ab, was als Zeichen der beginnenden muskulären Ermüdung zu deuten war. Diese ließ Rückschlüsse auf die muskuläre Anstrengung der Patienten zu. Die OEMG-/SHK-Ergebnisse zeigten die geringste Muskelaktivität bei der RND-Gruppe sowie bei der Parese-Gruppe, die Werte der MRND-Gruppen waren annähernd gleich.

Der CMS wies nach RND und bei Trapeziusparese in allen Rubriken kleinere Werte auf. In den Rubriken Alltagsaktivitäten, Bewegungsumfang und dem Gesamtscore zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen RND und MRND. Bei den Parese-Gruppen war nur in der Rubrik Kraft und im Gesamtscore ein signifikanter Unterschied vorhanden. Die CMS-Punkte der MRND-Gruppen waren nahezu identisch, nur in der Krafrubrik war die Gruppe MRND Typ1 schwächer. Insgesamt stimmten die Werte der Parese-Gruppe und der RND-Gruppe sowie der Gruppe ohne Trapeziusparese mit der MRND-Gruppen fast überein. In beiden Untersuchung zeigen sich folglich ähnliche Ergebnisse der RND- mit der Trapeziusparese-Gruppe. Die Werte der MRND Typ1 und der MRND Typ3 sind nahezu gleich. Die RMS-, FV-, MAT- und MST-Werte sind somit geeignet zur nicht-invasiven Erkennung einer Trapeziusparese. Anhand des CMS ist die Beurteilung der Schulterfunktion insgesamt möglich zur Einschätzung der Beeinträchtigung der Patienten. Diese Methoden haben entscheidenden Einfluß auf die Therapieplanung.

## **8 LITERATURVERZEICHNIS**

1. Arendt-Nielsen L, Mills KR, Forster A: Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. *Muscle & Nerve* 12 (1989) 493-497
2. Barsekow F, Leitfried E: Subjektive und objektive Befunde nach Resektion des Nervus accessorius im Rahmen der radikalen „Neck dissection“. *Dtsch. zahnärztl. Z.* 38 (1983) 155-157
3. Basmajian JV, DeLuca CJ: *Muscles alive, their functions revealed by electromyography.* 5.Aufl. Williams & Wilkins, Baltimore, London, Sydney, 1985, S. 22-30, 187-197
4. Berghaus A, Holtmann S, von Scheel J, Tausch-Treml R, Herter M: Zur Frage der Schonung des Nervus accessorius bei Neck dissection. *HNO* 36 (1988) 68-73
5. Blessing R, Mann W, Beck Chl: Wie sinnvoll ist der Erhalt des Nervus accessorius bei der Halsauräumung? *Laryng. Rhinol. Otol.* 65 (1986) 403-405
6. Carenfelt C, Eliasson K: Radical neck dissection and permanent sequelae associated with spinal accessory nerve injuries. *Acta Otolaryngol* 91 (1981) 155-160
7. Christova P, Kossev A, Kristev I, Chichov V: Surface EMG recorded by branched electrodes during sustained muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9 (1999) 263-276
8. Constant CR, Murley AHG: A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 214 (1987) 160-164
9. Constant CR: Schulterfunktionsbeurteilung. *Orthopäde* 20 (1991) 289-294
10. Crile G: Excision of cancer of the head and neck. *J Amer Med Ass* 47 (1906) 1780-1786
11. Dawson J, Fitzpatrick R, Carr A: Questionnaire on the perceptions of patients about shoulder surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 78-B No.4 (1996) 593-600
12. De Luca CJ, Erim Z: Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends neurosci* 17 No.7 (1994) 299-305

13. Drenckhahn D, Zenker W: Benninghoff Anatomie: Makroskopische Anatomie, Embryologie, Histologie des Menschen. Bd.I 15.Aufl. Urban&Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 1994, S. 419-420, 426-427, 514-515
14. Esslen E: Impulsleitung im peripheren Nerven. In: Hopf HC, Struppler A (Hrsg): Elektromyographie. Thieme, Stuttgart, 1974 , S. 115-119
15. Fialka V, Vinzenz K: Zur physikalischen Therapie und Diagnostik der postoperativ geschädigten Schulter nach radikaler Neck-dissection. Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 13 (1989) 220-225
16. Flach M, Kunath B: Schädigungen des N. accessorius (N. XI) nach operativen Eingriffen am Hals. HNO-Praxis 5 (1980) 319-323
17. Gartsman GM, Brinker MR, Khan M: Early effectiveness of arthroscopic repair for full-thickness tears of the rotator cuff. The Journal of Bone and Joint Surgery 80-A No.1 (1998) 33-40
18. Haas E, Sollberg G: Untersuchungen über die Funktion des Schultergürtels nach Durchschneidung des N.accessorius. Zeitschr. Laryng. 41 (1962) 669-677
19. Hermans V, Spaepen AJ: Influence of electrode position on changes in electromyograph parameters of the upper trapezius muscle during submaximal sustained contractions. Eur J Appl Physiol occup Physiol 75 No.4 (1997) 319-325
20. Jensen C, Westgaard RH: Functional subdivision of the upper trapezius muscle during low-level activation. Eur J Appl Physiol occup Physiol 76 No.4 (1997) 335-339
21. Kleine BU, Schumann NP, Stegeman DF, Scholle HC: Surface EMG mapping of the human trapezius muscle: the topography of monopolar and bipolar surface EMG amplitude and spectrum parameters at varied forces and in fatigue. Clin Neurophysiol 111 No.4 (2000) 686-693
22. Klinke R, Silbernagl S: Lehrbuch der Physiologie. 2.Aufl. Georg Thieme, Stuttgart, New York, 1996, S. 96-98, 635-636
23. Krause HR, Bremerich A, Herrmann M: The innervation of the trapezius muscle in connection with radical neck dissection. Journal of Cranio-Maxillo-facial Surgery 19 (1991) 87-89

24. Krause HR, Kornhuber A, Dempf R: A technique for diagnosing the individual patterns of innervation of the trapezius muscle prior to neck dissection. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 21 (1993) 102-106
25. Krause HR: Reinnervation of the trapezius muscle after radical neck dissection. *Journal of Cranio-Maxillo-facial Surgery* 22 (1994) 323-329
26. Krause HR: Shoulder-arm-syndrome after radical neck dissection: ist relation with the innervation of the trapezius muscle. *Int. J. Maxillofac. Surg.* 21 (1992) 276-279
27. Lang J: Neuroanatomie der Nerven. *Arch Otorhinolaryngol* 231 (1981) 1-69
28. Larsson SE, Alund M, Cai H, Öberg PA: Chronic pain after soft-tissue injury of the cervical spine : trapezius muscle blood flow and electromyography at static loads and fatigue. *Pain* 57 (1994) 173-180
29. Larsson SE, Cai H, Öberg PA: Microcirculation in the upper trapezius muscle during varying levels of static contraction, fatigue and recovery in healthy women – a study using percutaneous laser-Doppler flowmetry and surface electromyography. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 66 No.6 (1993) 483-488
30. Laumann U, Esser E: Funktionelle Beeinträchtigung des Schultergürtels nach radikaler Neck dissection. *Dtsch. Z. Mund-Kiefer-Gesichts-Chir.* 4 (1980) 40-45
31. Lindstrom L, Magnusson R, Petersen I: Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography* 4 (1970) 341-353
32. Mathiassen SE, Winkel J: Electromyographic activity in the shoulder-neck region according to arm position and glenohumeral torque. *Eur J Appl Physiol* 61 (1990) 370-379
33. Miehle A, Stennert E, Arold R, Chilla R, Penzholz H, Kühner A, Sturm V, Haubrich J: Chirurgie der Nerven im HNO-Bereich (außer Nn. statoacusticus und olfactorius). *Arch Otorhinolaryngol* 231 (1981) 89-449
34. Moseley HF: *Shoulder lesions*. 2.Aufl., Churchill Livingstone, Edinburgh, 1972, S. 28
35. Müller W, Frenzel E: Folgezustände nach Neck dissection. *HNO-Praxis* 11 (1986) 295-300
36. Mumenthaler M, Schliack H: *Läsionen peripherer Nerven. Diagnostik und Therapie*. 4.Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 1982, S. 489-526

37. Nahum AM, Mullally W, Marmor L: A syndrome resulting from radical neck dissection. *Archives of Otolaryngologie* 74 (1961) 424-428
38. Niemeyer K, Ludolph A: Zur Bedeutung der subfaszialen Äste des Plexus cervicalis für die motorische Innervation des M. trapezius. *Dtsch. Z. Mund-Kiefer-Gesichts-Chir.* 11 (1987) 356-360
39. Öberg T, Sandsjo L, Kadefors R, Larsson SE: Arm movement and EMG mean power frequency in the trapezius muscle: A comparison between surface and intramuscular recording techniques. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* 32 (1992) 87-96
40. Öberg T, Sandsjo L, Kadefors R, Larsson SE: Electromyographic changes in work-related myalgia of the trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* 65 (1992) 251-257
41. Öberg T, Sandsjo L, Kadefors R: Electromyogram mean power frequency in non-fatigued trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol occup Physiol* 61 No.5-6 (1990) 362-369
42. Öberg T, Sandsjo L, Kadefors R: Subjective and objective evaluation of shoulder muscle fatigue. *Ergonomics* 37 No.8 (1994) 1323-1333
43. Otsuka NY, McKee MD, Liew A, Richards RR, Waddell JP, Powell JN, Schemitsch EH: The effect of comorbidity and duration of nonunion on outcome after surgical treatment for nonunion of the humerus. *J Shoulder Elbow Surg* 7 No.2 (1998) 127-133
44. Pfeifle K, Koch H: Schmerzsyndrome als Spätfolge nach „Neck dissection“. *Dtsch. zahnärztl. Z.* 28 (1973) 968-972
45. Pfisterer, HG: Accessoriusläsion bei operativen Eingriffen am Hals. *Langenbecks Arch. u. Dtsch. Z. Chir.* 271 (1952) 441-448
46. Radtke J, Zahn W, Kutta W, Smektala K: Morphologische und funktionelle Veränderungen des Schultergürtels nach Neck dissection. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 37 (1992) 118-120
47. Rohmert W, Berg K, Bruder R, Schaub K: *Kräfteatlas: Teil 1 Datenauswertung statischer Aktionskräfte.* Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Berlin, 1994, S. 10-17
48. Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K: *Anatomie: Zytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen.* 6.Aufl. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1995, S. 269, 275-276, 480-482

49. Shankar K, Means KM: Accessory nerve conduction in neck dissection subjects. Arch Phys Med Rehabil 71 (1990) 403-405
50. Taylor AD, Bronks R, Bryant AL: The relationship between electromyography and work intensity revisited: a brief review with references to lactodosis and hyperammonia. Electromyogr Clin Neurophysiol 37 No.7 (1997) 387-398
51. Thumfahrt W, Waller G, Weidenbecher M: Beschwerden und funktionelle Ausfälle nach radikaler Neck-dissection. Laryng. Rhinol. 56 (1977) 552-558
52. Triffitt PD: The relationship between motion of the shoulder and the stated ability to perform activities of daily living. The Journal of Bone and Joint Surgery 80-A No.1 (1998) 41-46
53. Van den Ende C, Rozing P, Dijkmans B, Verhoef J, Voogt-van der Harst E, Hazes J: Assessment of shoulder function in rheumatoid arthritis. J Rheumatol 23 (1996) 2043-2048
54. Werner JA: Aktueller Stand der Versorgung des Lymphabflusses maligner Kopf-Hals-Tumoren. Referatband der HNO Gesellschaft (1997) 55-58
55. Wey W, Bollag HJ, Kaeser HE: Die Schulterbeschwerden nach radikaler Halslymphknotenausräumung (Neck Dissection) mit Durchtrennung des Nervus accessorius. Monatsschrift f. Ohrenheilk. u. Lar.-Rhin. 98 (1964) 537-542
56. Zyto K, Kronberg M, Broström LA: Shoulder function after displaced fractures of the proximal humerus. J. Shoulder Elbow Surg. 4 (1995) 331-336

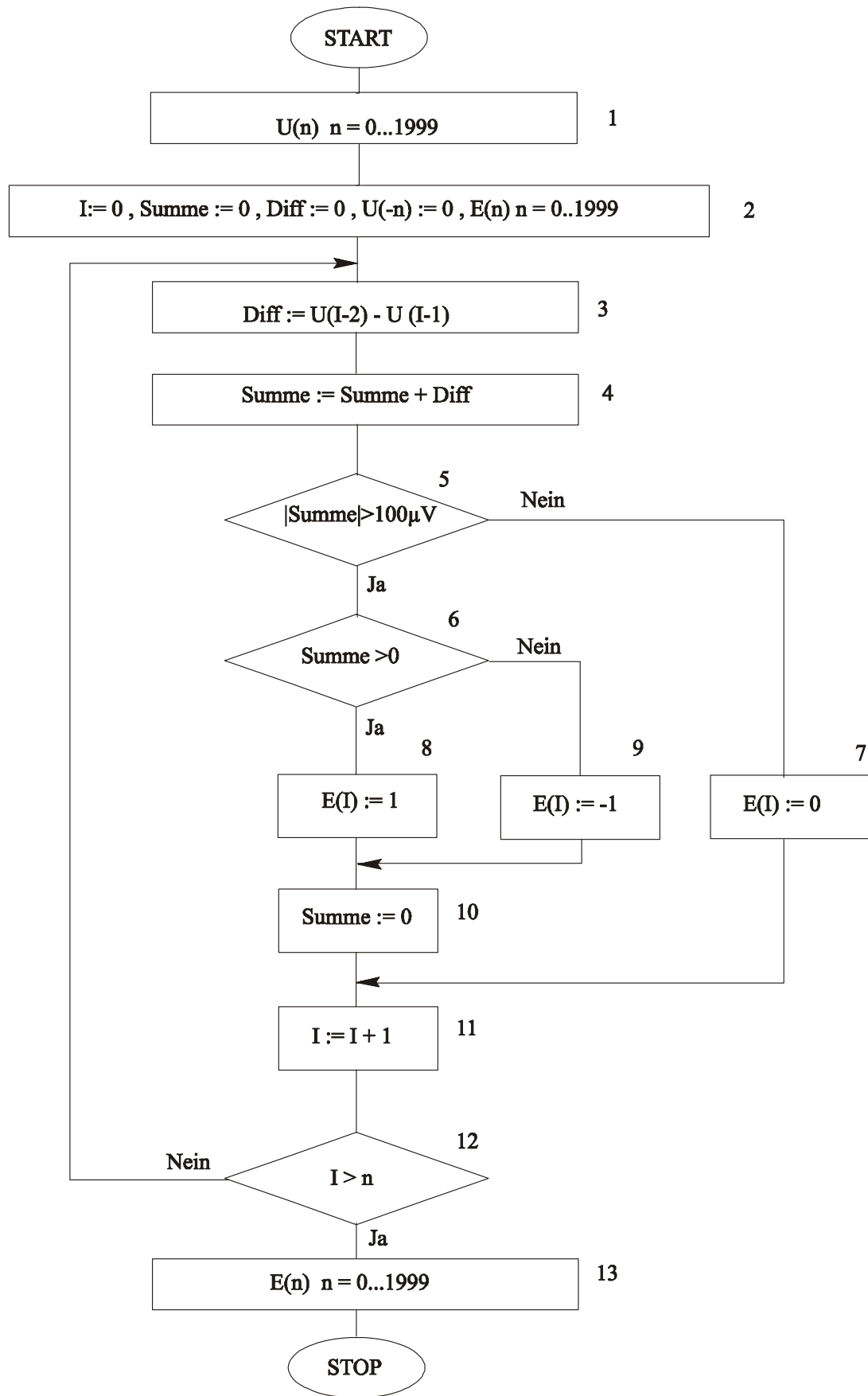


## 9 ANLAGE

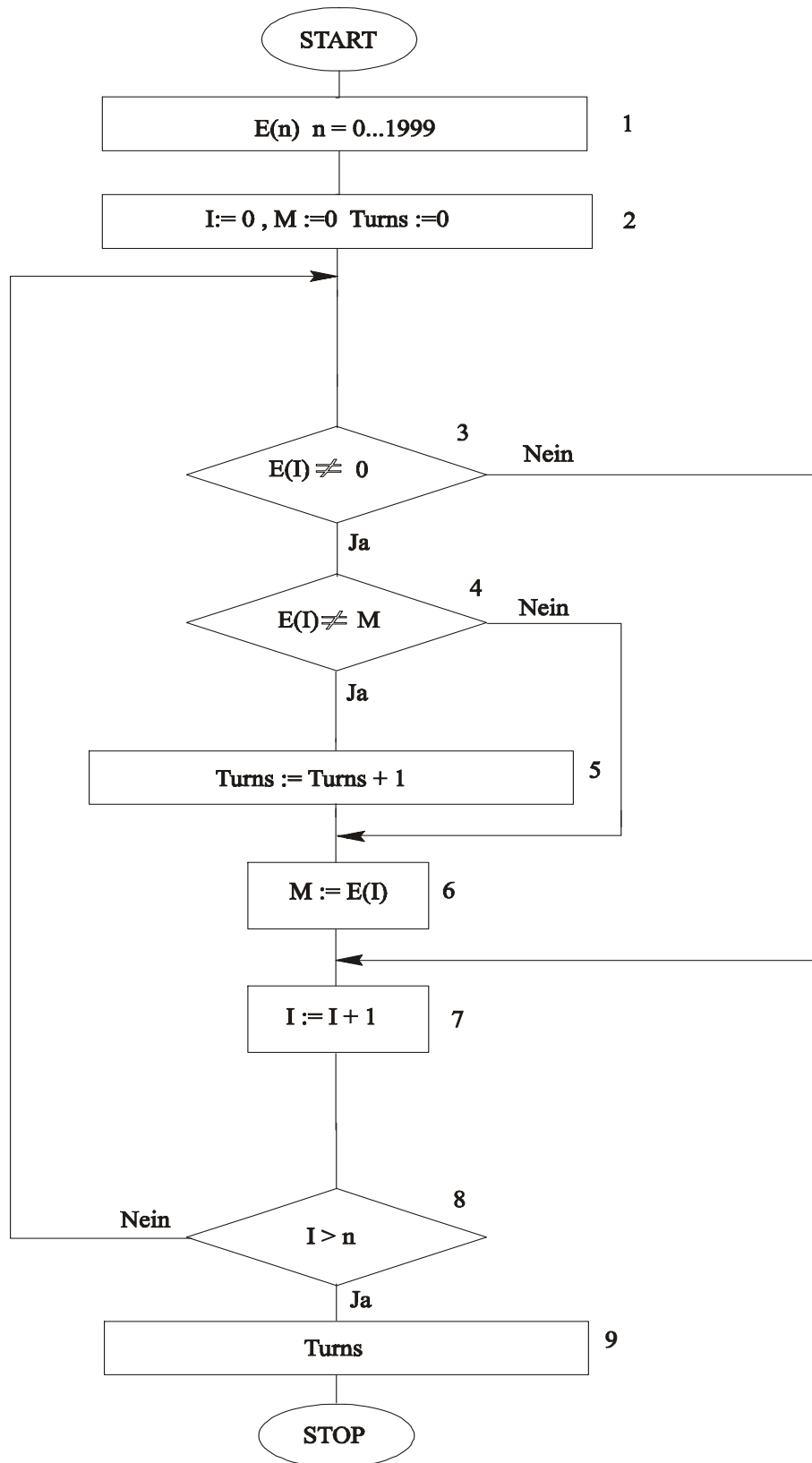
| <u>NECK DISSECTION (ND)</u> | <u>AUSGERÄUMTE LYMPHKNOTENREGIONEN</u> | <u>ERHALTENE STRUKTUREN</u> |
|-----------------------------|--|-----------------------------|
| <u>KOMPLETTE ND</u>         |  |                             |
| Radikal                     | I, II, III, IV, V                      | keine                       |
| Modifiziert radikal Typ I   | I, II, III, IV, V                      | NXI                         |
| Modifiziert radikal Typ II  | I, II, III, IV, V                      | NXI, VJI                    |
| Modifiziert radikal Typ III | I, II, III, IV, V                      | NXI, VJI, MS                |
| <u>SELEKTIVE ND</u>         |  |                             |
| Supraomohyoidal             | I, II, III                             | NXI, VJI, MS                |
| Anterolateral               | I, II, III, IV                         | NXI, VJI, MS                |
| Lateral                     | II, III, IV                            | NXI, VJI, MS                |
| Posterolateral              | II, III, IV, V                         | NXI, VJI, MS                |
| Submental                   | I                                      | NXI, VJI, MS                |
| Suprahyoidal                | I, II                                  | NXI, VJI, MS                |
| Anterior                    | IV                                     | NXI, VJI, MS                |

NXI = N. accessorius, VJI = V. jugularis interna, MS = M. sternocleidomastoideus.

Anlage 1: Klassifikation der Neck dissection (54).



Anlage 2: PAP 1 zum ersten Schritt der Bestimmung der Anzahl der Turns.



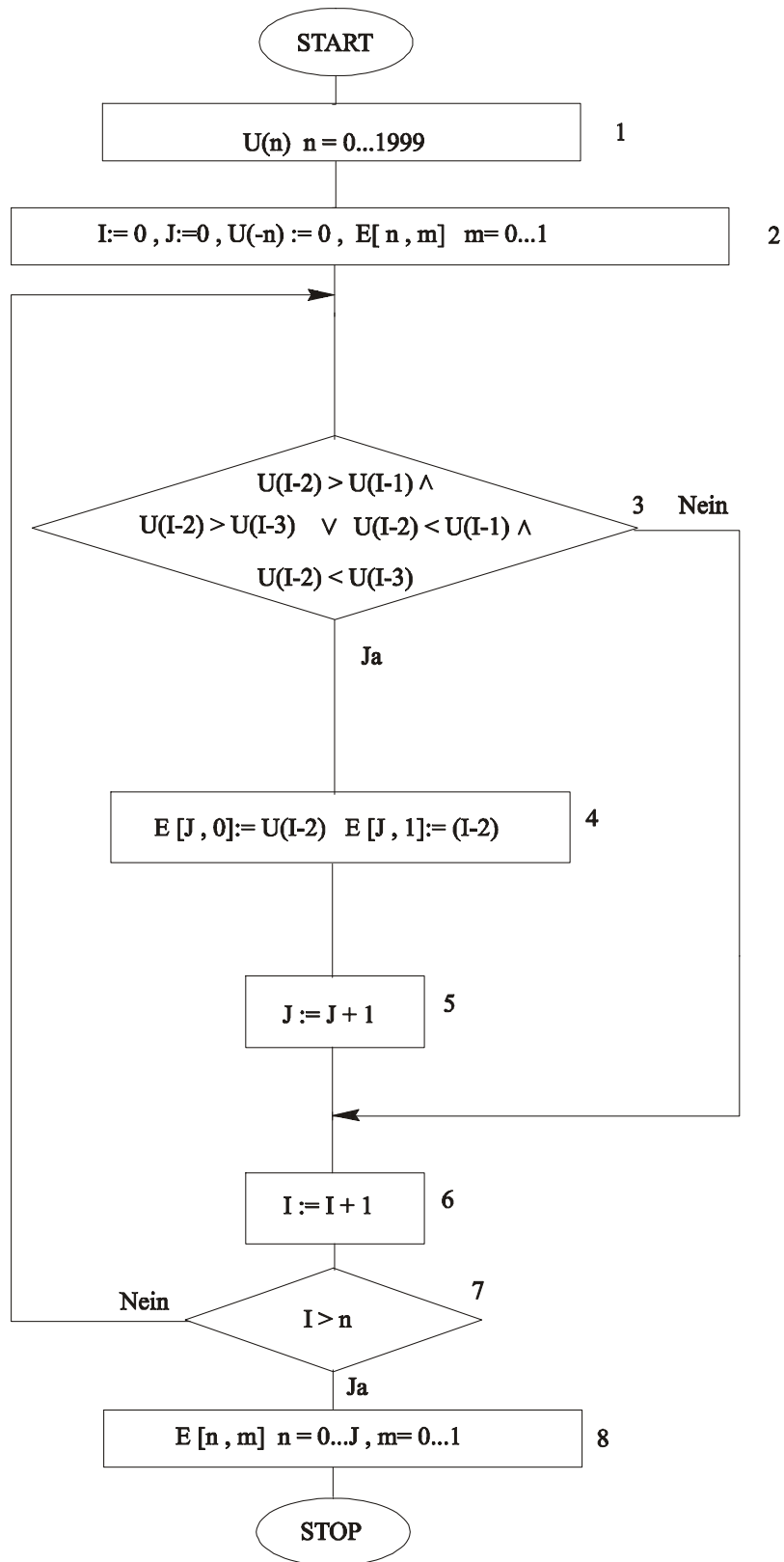
Anlage 3: PAP 2; zweiter Schritt zur Berechnung der Anzahl der Turns.

1. Eingabe der digitalisierten Spannungswerte als Zeitfenster von 1 Sekunde mit 2000 Werten.
2. Festlegung der Anfangswerte: Nullsetzen der Laufvariablen 1, des Summenspeichers und des Differenzspeichers. Wenn bei U negative Indizes auftreten, werden diese Werte zu Null gesetzt. Es wird ein Speicher für die Zwischenergebnisse E(n) definiert. Das Zwischenergebnis E(0) ist in jedem Zeitfenster 0.
3. Bildung der Differenz zweier aufeinanderfolgender Werte unter Berücksichtigung der Anfangsbedingungen.
4. Die unter Punkt 3 gebildeten Differenzen werden zur Summe im Speicher addiert.. Die Differenz kann positive oder negative Werte annehmen.
5. Der absolute Betrag wird mit einem Schwellenwert verglichen, welcher festgelegt wird auf 100  $\mu$ V. Ist der absolute Betrag nicht größer als der Schwellenwert, dann Verzweigen nach Punkt 7.
6. Der absolute Betrag der Summe ist größer als 100  $\mu$ V. Wenn die Summe negativ ist, dann Verzweigen nach Punkt 9.
7. Das Zwischenergebnis ist gleich Null.
8. Das Zwischenergebnis ist gleich 1.
9. Das Zwischenergebnis ist gleich -1.
10. Der Summenzähler wird Null gesetzt
11. Laufvariable um 1 erhöhen.
12. Testen der Abbruchbedingungen. Wenn I größer als n ist, wird Schleife verlassen.
13. Ausgabe der Zwischenergebnisse E (0) bis E (1999).

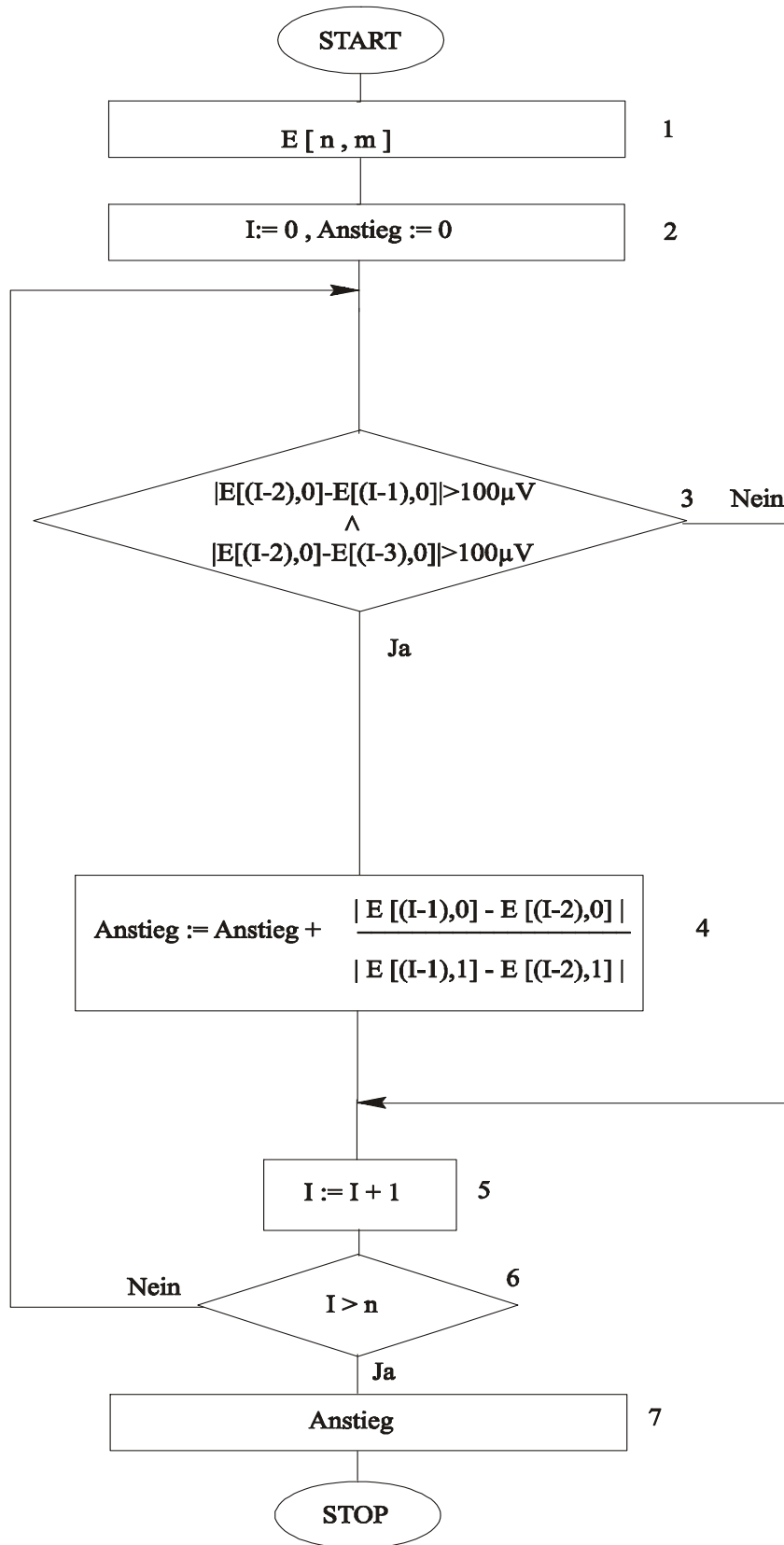
Anlage 4: Erläuterung zu PAP 1; erster Schritt zur Berechnung der Turnanzahl.

1. Eingabe der Zwischenergebnisse von Punkt 13 PAP1.
2. Festlegung der Anfangswerte. Laufvariable I=0, Speicher M=0, Zähler für Turns=0.
3. Wenn E(I) = 0 dann weiter bei Punkt 7.
4. Wenn E(I) gleich dem Wert im Speicher M ist, dann weiter bei Punkt 6.
5. Turnzähler um 1 erhöhen.
6. E(I) wird gespeichert in M.
7. Laufvariable um 1 erhöhen.
8. Testen der Abbruchbedingungen. Wenn I größer als n ist, wird die Schleife verlassen.
9. Ausgabe des Ergebnisses: Anzahl der Turns im gewählten Zeitfenster.

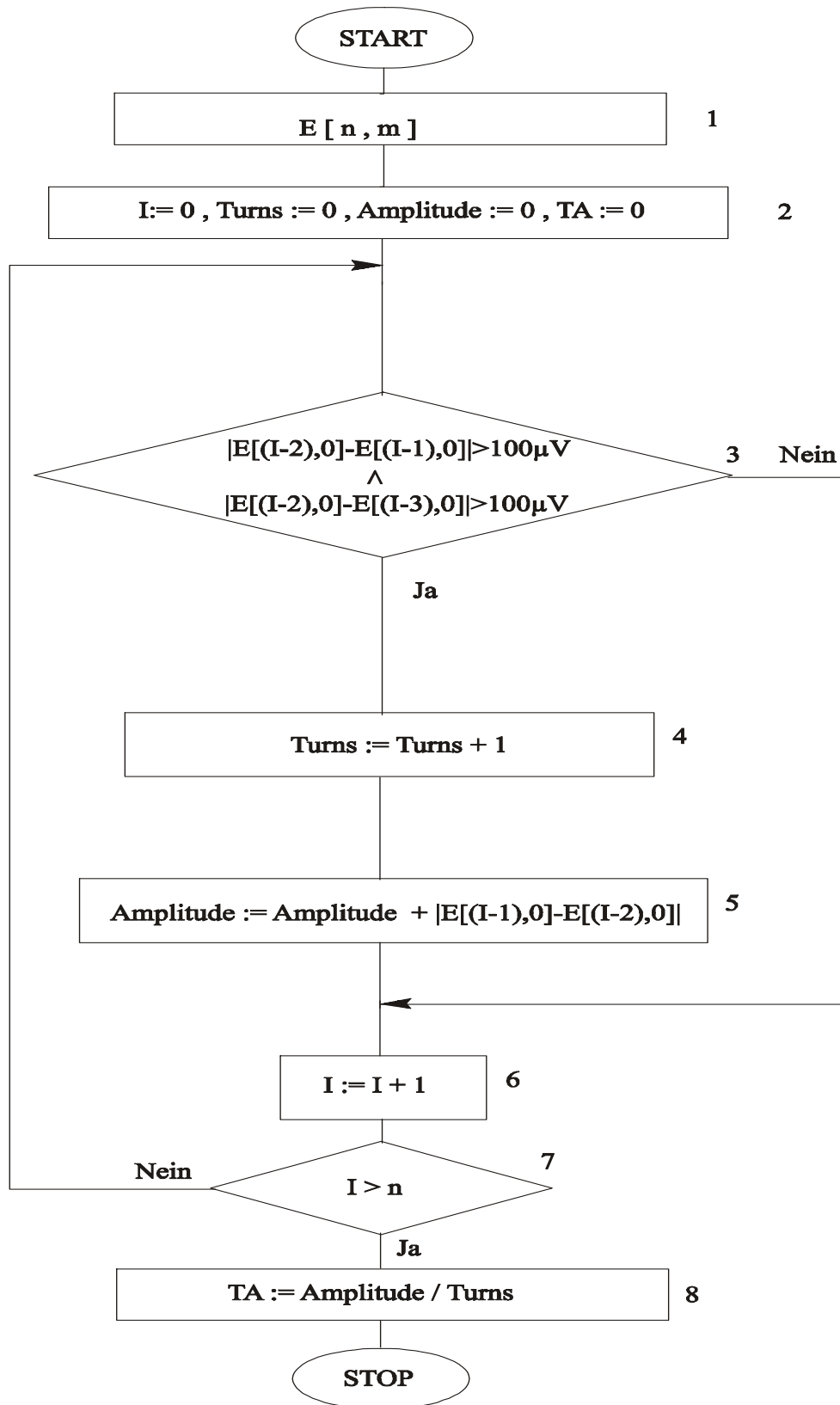
Anlage 5: Erläuterung zu PAP 2; zweiter Schritt zur Berechnung der Turnanzahl.



Anlage 6: PAP 3 zur Erfassung der Turnamplituden ( erster Schritt) vor Berechnung des Anstieges und der Amplitude der Turns( Erkennung potentieller Turns).



Anlage 7: PAP 4 zur Berechnung des mittleren Turnanstiegs.



Anlage 8: PAP 5 zur Berechnung der mittleren Turnamplitude.

1. Eingabe der digitalisierten Spannungswerte als Zeitfenster von 1 Sekunde mit 2000 Werten.
2. Festlegung der Anfangswerte: Nullsetzung der Laufvariablen I und J. Wenn bei U negative Indizes auftreten, werden diese Werte zu Null gesetzt. Es wird eine Speichermatrix für die Zwischenergebnisse E [n,m] definiert.
3. Entscheidung, ob ein Richtungswechsel im Spannungsverlauf vorliegt ( Turn). Die 100  $\mu$ V Schwelle wird nicht berücksichtigt. Wenn kein Richtungswechsel vorliegt, weiter bei 6.
4. In die Ergebnismatrix wird der Schwellenwert ( Amplitude) des Umkehrpunktes und die dazugehörige Zeit geschrieben.
5. Der Index J für die Ergebnismatrix wird um 1 erhöht.
6. Laufvariable I um eins erhöhen.
7. Testen der Abbruchbedingungen. Wenn I größer als n ist, wird die Schleife verlassen.
8. Ausgabe des Zwischenergebnisses: zweidimensionale Matrix E [n,m].

Anlage 9: Erläuterungen zu PAP 3; Erkennung von Turns

1. Eingabe des Zwischenergebnisses E[n,m].
2. Festlegung der Anfangswerte: Laufvariable I=0, Anstieg=0.
3. Untersuchung des Umkehrpunktes, ob der absolute Betrag der Spannungsdifferenz zum vorherigen und nachfolgenden Umkehrpunkt größer als 100  $\mu$ V ist. Wenn nein, dann weiter bei Punkt 5.
4. Zwischen zwei Umkehrpunkten wird der absolute Betrag des Anstieges berechnet und summiert.
5. Laufvariable um 1 erhöhen.
6. Testen der Abbruchbedingungen. Wenn I größer als n ist, wird die Schleife verlassen.
7. Ausgabe des Ergebnisses: Summe aller Anstiege im gewählten Zeitfenster.

Anlage 10: Erläuterung zu PAP 4; Turnanstieg.

1. Eingabe des Zwischenergebnisses E[n,m].
2. Festlegung der Anfangswerte: Laufvariable I=0, Anstieg=0.
3. Untersuchung des Umkehrpunktes, ob der absolute Betrag der Spannungsdifferenz zum vorherigen und nachfolgenden Umkehrpunkt größer als 100  $\mu$ V ist. Wenn nein, dann weiter bei Punkt 6.
4. Turnzähler um 1 erhöhen.
5. Der absolute Betrag der Amplitude zwischen den Umkehrpunkten wird berechnet und summiert.
6. Laufvariable um 1 erhöhen.
7. Testen der Abbruchbedingungen . Wenn I größer als n ist, dann wird Schleife verlassen.
8. Ausgabe des Ergebnisses: Summe aller Amplituden im gewählten Zeitfenster.

Anlage 11 : Erläuterung zu PAP 5; Turnamplitude.



## CONSTANT-MURLEY-SCORE NACH NECK DISSECTION

Name des Patienten: .....

geb. am: .....

Station: .....

Untersucher: .....

1. Ausgeübte Tätigkeit: .....

2. Händigkeit? Sind Sie

1 Rechtshänder ..... 2 Linkshänder .....

3. Haben Sie jetzt Beschwerden im Schulterbereich? (bitte zutreffendes ankreuzen)

1 keine ..... 2 Beschwerden bei Belastung ..... 3 Beschwerden bei Ruhe .....

4. Seit wann? .....

5. Welche Schulter ist betroffen?

1 rechts ..... 2 links .....

6. Sind Sie zur Zeit deswegen in Behandlung und falls ja, welcher Art ist diese Behandlung?

1 ja ..... - Krankengymnastik - Stromtherapie - Spritzen - Medikamente (Tabletten, Einreibungen) -  
2 nein ..... Eisbehandlung - andere (bitte beschreiben) .....

7. Können Sie sich mit beiden Händen gleichzeitig in den Nacken fassen?

1 ja ..... 2 nein .....

8. Können Sie mit den Handrücken beidseits gleichzeitig Ihren Rücken mittig in Höhe der Schulterblätter berühren?

1 ja ..... 2 nein .....

9. Besteht eine Kraftminderung des betroffenen Armes im Vergleich zur Gegenseite?

1 keine ..... 2 gering ..... 3 mäßig ..... 4 stark .....

10. Hat die Kraft des Armes seit der Vorstellung bei uns am .....

1 abgenommen ..... 2 zugenommen ..... 3 gleichgeblieben .....

11. Wie beurteilen Sie Ihren Schmerz?

1 keinen ..... 2 leicht ..... 3 mäßig ..... 4 stark .....

12. Wie schätzen Sie Ihre Arbeitsfähigkeit mit der Schulter ein?

1 normal ..... 2 leicht eingeschränkt ..... 3 stark eingeschränkt ..... 4 nicht arbeitsfähig .....

13. Wie schätzen Sie die Fähigkeit zur Freizeitaktivität / Sport ein?

1 normal ..... 2 leicht eingeschränkt ..... 3 stark eingeschränkt ..... 4 nicht möglich .....

14. Welche Sportart betreiben Sie? .....

15. Besteht eine Schlafbeeinflussung durch die Schulterbeschwerden?

1 ungestörter Schlaf ..... 2 Schlafstörung bis zum Erwachen mit Wiedereinschlafen ..... 3 Schlafunfähigkeit .....

16. Wie hoch können Sie die Hand heben und in dieser Position aktiv nutzen (z. B. Glühbirne wechseln, Staub wischen o.ä.)? bis zur .....

a) Rechts:

1 Gürtellinie ..... 2 Xiphoid ..... 3 Hals ..... 4 Scheitel ..... 5 über den Kopf hinaus .....

b) Links

1 Gürtellinie ..... 2 Xiphoid ..... 3 Hals ..... 4 Scheitel ..... 5 über den Kopf hinaus .....

17. Erreichen Sie mit dem Handrücken folgende Regionen?

a) rechte Hand

1 Außenseite des ..... 2 Gesäß ..... 3 zwischen ..... 4 Gürtellinie ..... 5 Wirbelsäule in Höhe ..... 6 Wirbelsäule  
Oberschenkels ..... Gürtellinie ..... und Steiß ..... unteres Ende des Brust- ..... zwischen den  
Schulterblättern

b) linke Hand:

|   |                              |   |       |   |                                |   |             |   |  |   |   |
|---|------------------------------|---|-------|---|--------------------------------|---|-------------|---|--|---|---|
| 1 | Außenseite des Oberschenkels | 2 | Gesäß | 3 | zwischen Gürtellinie und Steiß | 4 | Gürtellinie | 5 | Wirbelsäule in Höhe unteres Ende des Brustkorbes | 6 | Wirbelsäule zwischen den Schulterblättern |
|---|------------------------------|---|-------|---|--------------------------------|---|-------------|---|--|---|---|

18. Können Sie mit Ihrer *Handfläche* folgende Regionen erreichen?

a) rechte Hand:

|   |   |   |   |   |  |
|---|---|---|---|---|--|
| 1 | Nacken                                    | 2 | auf den Hinterkopf und Ellenbogen nach vorn | 3 | auf den Hinterkopf und Ellenbogen zur Seite                |
| 4 | auf den Scheitel und Ellenbogen nach vorn | 5 | auf den Scheitel und Ellenbogen zur Seite   | 6 | Hebung des Armes vom Scheitel aus mit Handfläche nach vorn |

b) linke Hand:

|   |   |   |   |   |  |
|---|---|---|---|---|--|
| 1 | Nacken                                    | 2 | auf den Hinterkopf und Ellenbogen nach vorn | 3 | auf den Hinterkopf und Ellenbogen zur Seite                |
| 4 | auf den Scheitel und Ellenbogen nach vorn | 5 | auf den Scheitel und Ellenbogen zur Seite   | 6 | Hebung des Armes vom Scheitel aus mit Handfläche nach vorn |

19. Wie hoch können Sie den gestreckten Arm nach vorn heben? Ab wann treten Schmerzen ein (S)? a) rechter Arm:

|   |              |   |                 |   |                        |   |           |
|---|--------------|---|-----------------|---|------------------------|---|-----------|
| 1 | keine Hebung | 2 | Höhe Bauchnabel | 3 | Höhe unteres Brustbein | 4 | waagrecht |
| 5 | Augenhöhe    | 6 | über den Kopf   | 7 | senkrecht              |   |           |

b) linker Arm:

|   |              |   |                 |   |                        |   |           |
|---|--------------|---|-----------------|---|------------------------|---|-----------|
| 1 | keine Hebung | 2 | Höhe Bauchnabel | 3 | Höhe unteres Brustbein | 4 | waagrecht |
| 5 | Augenhöhe    | 6 | über den Kopf   | 7 | senkrecht              |   |           |

20. Wie hoch können Sie den Arm zur Seite heben? Ab wann treten Schmerzen ein?

a) rechter Arm:

|   |              |   |                 |   |                        |   |           |
|---|--------------|---|-----------------|---|------------------------|---|-----------|
| 1 | keine Hebung | 2 | Höhe Bauchnabel | 3 | Höhe unteres Brustbein | 4 | waagrecht |
| 5 | Augenhöhe    | 6 | über den Kopf   | 7 | senkrecht              |   |           |

b) linker Arm:

|   |              |   |                 |   |                        |   |           |
|---|--------------|---|-----------------|---|------------------------|---|-----------|
| 1 | keine Hebung | 2 | Höhe Bauchnabel | 3 | Höhe unteres Brustbein | 4 | waagrecht |
| 5 | Augenhöhe    | 6 | über den Kopf   | 7 | senkrecht              |   |           |

21. Tasche tragen

|   |    |   |      |
|---|----|---|------|
| 1 | ja | 2 | nein |
|---|----|---|------|

22. Medikamente

|   |    |   |      |
|---|----|---|------|
| 1 | ja | 2 | nein |
|---|----|---|------|

Wenn ja welche? .....

23. Kopfdrehung?

nach rechts

|       |     |       |     |       |     |
|-------|-----|-------|-----|-------|-----|
| < 20° | = 1 | < 45° | = 2 | > 45° | = 3 |
|-------|-----|-------|-----|-------|-----|

nach links

|       |     |       |     |       |     |
|-------|-----|-------|-----|-------|-----|
| < 20° | = 1 | < 45° | = 2 | > 45° | = 3 |
|-------|-----|-------|-----|-------|-----|

24. Schultertiefstand

|   |        |   |        |   |       |   |           |
|---|--------|---|--------|---|-------|---|-----------|
| 1 | keinen | 2 | rechts | 3 | links | 4 | beidseits |
|---|--------|---|--------|---|-------|---|-----------|

25. Schulterhebekraft (kg):

Links

|     |   |   |   |   |    |    |
|-----|---|---|---|---|----|----|
| < 2 | 2 | 4 | 6 | 8 | 10 | 12 |
| 1   | 2 | 3 | 4 | 5 | 6  | 7  |

Rechts

|     |   |   |   |   |    |    |
|-----|---|---|---|---|----|----|
| < 2 | 2 | 4 | 6 | 8 | 10 | 12 |
| 1   | 2 | 3 | 4 | 5 | 6  | 7  |

Unterschrift:

Datum:

Anlage 12: Constant-Murley-Score.

## **10 THESEN**

1. Die Neck dissection (ND) ist ein etabliertes Verfahren zur Entfernung maligner Kopf-Hals-Lymphknotenmetastasierungen. Sie kann Schulterfunktionsstörungen nach sich ziehen, welche eine Einschränkung der Lebensqualität für die Patienten bedeuten können.
2. Diese Schulterfunktionsstörungen sollten in der vorliegenden Arbeit mittels der simultanen Oberflächenelektromyographie-/Schulterhebekraft-Messung (OEMG-/SHK-Messung) und des Constant-Murley-Scores (CMS) erfasst und interpretiert werden.
3. Ziel der Studie war die Evaluierung verschiedener Oberflächenelektromyographie-Merkmale (OEMG-Merkmale) bei der simultanen OEMG-/SHK-Messung zur Einschätzung einer Trapeziusfunktionsstörung. Dies sollte in Abhängigkeit vom Vorhandensein einer Trapeziusparese und nach verschiedenen Operationstechniken der ND vorgenommen werden.
4. Zur Erfassung der gesamten Schulterfunktion nach der ND wurde erstmals der CMS verwendet. Der CMS ist in der Literatur bereits bei anderen Krankheitsbildern etabliert.
5. Die simultane OEMG-/SHK-Messung bewertet die muskuläre Aktivität aufgrund der gebildeten OEMG-/Kraft-Beziehung.
6. Der CMS beurteilt die für eine Schulterfunktionsstörung ausschlaggebenden Faktoren.
7. Bei allen sieben OEMG-Merkmalen stiegen die Werte im anfänglichen Verlauf der Messung aufgrund der rampenförmigen Kraftsteigerung an.
8. Bei der Root Mean Square (RMS) stiegen die Werte kontinuierlich. Sie zeigen die zunehmende Rekrutierung des M. trapezius.

9. Die Werte der Median Frequency (MF) und Median Power Frequency (MPF) fielen nach einem anfänglichen Anstieg, aufgrund der aufkommenden Ermüdung, ab.
10. Das Frequenzverhältnis (FV) nahm im gesamten Verlauf der MWK zu.
11. Die Werte der Turnanalyse nach Willison (Number of Turns (NT), Mittlere Amplitude pro Turn (MAT) und Mittlerer Anstieg pro Turn (MST)) stiegen alle an. Sie sind ein Maß für die Rekrutierung.
12. Die OEMG-/SHK-Werte der „radikalen Neck dissection“-Gruppe (RND-Gruppe) zeigten eine niedrigere Muskelaktivität aufgrund der geringeren Rekrutierung im Verlaufe der rampenförmigen Kontraktion als die „modifiziert radikalen Neck dissection“- Gruppen (MRND-Gruppen).
13. Die OEMG-/SHK-Werte der Parese-Gruppe weisen eine niedrigere Muskelaktivität aufgrund der geringeren Rekrutierung im Verlaufe der rampenförmigen Kontraktion als die Gruppe ohne Parese.
14. Der CMS zeigte aufgrund der ausgeprägteren Schulterfunktionsstörungen geringere Punktwerte bei der RND-Gruppe.
15. Der CMS weist aufgrund der ausgeprägteren Schulterfunktionsstörungen geringere Punktwerte bei der Parese-Gruppe vor.
16. Die Werte der MRND-Gruppen unterschieden sich bei fast allen OEMG-Merkmalen sowie auch beim CMS nur sehr wenig voneinander. Die postoperativen Schulterfunktionsstörungen waren ähnlich ausgeprägt.
17. Die simultane SHK-/OEMG-Messung ist eine objektive und nicht-invasive Beurteilungsmethode für Schulterfunktionsstörungen nach einer ND. Vor allem ermöglicht sie das leichte und objektive Erkennen einer Trapeziusparese.

18. Der CMS ist eine schnelle, evaluierte und wenig aufwendige Methode zur Bewertung von Schulterfunktionsstörungen nach einer ND.

## **LEBENS LAUF**

### **Persönliche Daten**

Name: Gesa Beatrice Mühleib  
Anschrift: Hansegracht 13  
47051 Duisburg  
Geburtstag und –ort: 28.06.1976 in Mülheim an der Ruhr  
Familienstand: ledig

### **Schulbildung**

1982-1986 Städt. Gemeinschaftsgrundschule am Krähenbüschken  
in Mülheim an der Ruhr  
1986-1995 Städt. Gymnasium Broich  
in Mülheim an der Ruhr  
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

### **Hochschulstudium**

1995-2000 Studium der Zahnmedizin  
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
Zahnärztliche Vorprüfung: im März 1998  
Zahnärztliche Prüfung: im Oktober 2000

### **Berufsausbildung**

11/2000-10/2002 Vorbereitungsassistentin  
in der väterlichen Zahnarztpraxis in Duisburg

### **Berufserfahrung**

seit 11/2002 angestellte Zahnärztin  
in der väterlichen Zahnarztpraxis in Duisburg

seit 1/2003 Gemeinschaftspraxis in Duisburg

## **SELBSTÄNDIGKEITSERKLÄRUNG UND ERKLÄRUNG ÜBER FRÜHERE PROMOTIONSVERSUCHE**

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Frühere Promotionsversuche meinerseits bestehen nicht. Die vorliegende Arbeit wurde weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgestellt.

Duisburg, den 20. Juni 2002

Gesa Beatrice Mühleib

## **DANKSAGUNG**

Die vorliegende Arbeit entstand in der Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Für die Überlassung des Themas und die Bereitstellung des Arbeitsumfeldes danke ich Herrn Prof. Dr. A. Berghaus, Direktor der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Besonderen Dank schulde ich meinem Betreuer Dr. P. A. Mirsalim, Oberarzt in der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde der Charité der Humboldt Universität zu Berlin, für die wissenschaftliche und methodische Unterstützung.

Prof. Dr. H.-D. Pauer, Herrn H. Lehnich und Herrn Priv.-Doz. Dr. G. Kaltenborn, Zentrum für medizinische Grundlagenforschung der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, danke ich für die Unterstützung bei der Durchführung der Messungen und der Datenauswertung.

Ich danke besonders Frau I. Haufe vom Rechenzentrum der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg für die tatkräftige Unterstützung bei der statistischen Bewertung.

Frau Dr. Ch. Lautenschläger vom Institut für medizinische Epidemiologie, Biometrie und Informatik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg danke ich für Anmerkungen in statistischen Fragen.

Mein Dank gilt nicht zuletzt den Patienten und Patientinnen, die bereit waren, an dieser Studie teilzunehmen und sie dadurch ermöglichten.