

**Aus der Universitätsklinik für Allgemein-, Viszeral- und
Transplantationschirurgie Tübingen
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. A. Königsrainer
Sektion für Minimal Invasive Chirurgie
Sektionsleiter: Professor Dr. Bueß**

**Evaluation von verschiedenen Monitorpositionen in der
laparoskopischen Chirurgie hinsichtlich Arbeitsleistung
und muskulärer Beanspruchung**

- eine auf Elektromyographie basierende Studie -

**DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin**

**Vorgelegt der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität zu Tübingen**

**von
Katharina Gerhild Kehl**

2004

Dekan:

Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter:

Professor Dr. G. Bueß

2. Berichterstatter:

Privatdozent Dr. E. F. Solomayer

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

	<u>Seite</u>
1. Einleitung	8
1.1 Laparoskopie	8
1.1.1 Definition und Technik der Laparoskopie	8
1.1.2 Vor- und Nachteile der Laparoskopie	9
1.2 Ergonomie	11
1.2.1 Definition	11
1.2.2 Ergonomie in der Medizin	12
1.2.3 Monitorposition in der Laparoskopie	13
1.2.4 Ergonomie bei Bildschirmarbeitsplätzen – ein Vergleich	14
1.3 EMG – Elektromyographie	15
1.3.1 Anwendung des Elektromyogramms in der Ergonomie	16
1.3.2 Analyse des Elektromyogramms zur Identifikation von Muskelermüdung	19
1.3.3 EMG und Myalgie	22
2. Fragestellung	22
3. Material und Methodik	23
3.1 Probandenkollektiv	23
3.2 Allgemeiner Versuchsaufbau	24
3.3 Monitore und deren Positionen	24
3.4 Versuchsablauf	26
3.4.1 Die Messungen	26
3.4.2 Die Aufgabe	27
3.4.3 Beobachtung und Überprüfung der Messungen durch den Versuchsleiter	27
3.4.4 Subjektive Einschätzung	28
3.4.5 Anmerkungen der Probanden	29

3.5	Registrierung des Elektromyogramms	30
3.5.1	Die Ableitungen der Muskelaktivitäten	30
3.5.2	Die computergestützt Auswertung	32
3.5.2.1	Kennwerte der Amplitude	33
3.5.2.2	Kennwerte der Frequenz	34
3.5.3	Normalisierung der Ableitungen	35
3.5.3.1	Maximalkraftbestimmung der Ableitungen 1 + 2	35
3.5.3.2	Maximalkraftbestimmung der Ableitungen 3 + 4	35
3.5.3.3	Maximalkraftbestimmung der Ableitungen 5 + 6	35
3.5.4	Kombinierte Auswertung von Kennwerten der Amplituden und Frequenzspektra	37
3.6	Statistische Auswertung	38
4.	Ergebnisse	40
	Allgemeines zu den Messungen	40
4.1	Anzahl der gefädelten Perlen bei den verschiedenen Positionen	41
4.2	Subjektive Einschätzung der Probanden	42
4.2.1	Schmerzangaben	42
4.2.2	Subjektive Entspannungen	45
4.2.3	Angaben der Präferenzen	46
4.3	Auswertung der Elektromyographie	47
4.3.1	Verlaufsdarstellung der Amplituden während der Messungen	47
4.3.1.1	Übersicht	48
4.3.1.2	RMS-Werte der Gesamtmuskulatur	49
4.3.1.3	RMS-Werte der beidseitigen Aktivität des M. Trapezius	50
4.3.1.4	RMS-Werte der beidseitigen Aktivität der Nackenmuskulatur auf Höhe C ₄ C ₆	51
4.3.1.5	RMS-Werte der Aktivität des linken M. Sternocleidomastoideus	52
4.3.1.6	RMS-Werte der Aktivität des rechten M. Sternocleidomastoideus	53

4.3.1.7	RMS-Werte der einzelnen Positionen, nach Muskelgruppen getrennt,	54
	[A]: RMS-Werte bei Position „Augenhöhe“, nach Muskelgruppen getrennt	54
	[B]: RMS-Werte bei Position „Handhöhe“, nach Muskelgruppen getrennt	55
	[C]: RMS-Werte bei Position „Seite“, nach Muskelgruppen getrennt	55
4.3.2	Verlaufsdarstellung der Frequenzen während der Messungen	56
4.3.2.1	Übersicht	57
4.3.2.2	MPF-Werte der Gesamtmuskulatur	58
4.3.2.3	MPF-Werte der beidseitigen Aktivität des M. Trapezius	59
4.3.2.4	RMS-Werte der beidseitigen Aktivität der Nackenmuskulatur auf Höhe C ₄ C ₆	60
4.3.2.5	MPF-Werte der Aktivität des linken M. Sternocleidomastoideus	61
4.3.2.6	MPF-Werte der Aktivität des rechten M. Sternocleidomastoideus	62
4.3.2.7	MPF-Werte der einzelnen Positionen, nach Muskelgruppen getrennt,	63
	[A]: MPF-Werte bei Position „Augenhöhe“, nach Muskelgruppen getrennt	63
	[B]: MPF-Werte bei Position „Handhöhe“, nach Muskelgruppen getrennt	64
	[C]: MPF-Werte bei Position „Seite“, nach Muskelgruppen getrennt	64
	[AM]: MPF-Werte bei der Messung „alle Monitore“, nach Muskelgruppen getrennt	65
4.4	Kombinierte Analyse der zeitlichen Verläufe der Frequenz und der Amplitude (Joint Analysis of Spectrum and Amplitude, JASA, orientiert an Luttmann et al.)	66
4.4.1	JASA für den M. Trapezius bds.	67
4.4.2	JASA für die Nackenmuskulatur bds.	68
4.4.3	JASA für den M. Sternocleidomastoideus links	69
4.4.4	JASA für den M. Sternocleidomastoideus rechts	70

5.	Diskussion	72
5.1	Allgemeines	72
5.1.1	Biomechanik des Kopf-Nacken-Systems	
5.1.2	Einfluss der Blickrichtung auf kognitive und manuelle Tätigkeiten	74 74
5.2	Diskussion der Methodik	76
5.2.1	Probandenkollektiv	76
5.2.2	Versuchsaufbau	77
5.2.3	Simulationsaufgabe	79
5.2.4	Videoüberwachung	80
5.2.5	Versuchsablauf: Messungen unter Laborbedingungen	82
5.2.6	Subjektive Einschätzung	83
5.2.6.1	Subjektive Entspannungen und muskuläre Präferenz	84
5.2.6.2	Schmerzangaben	85
5.2.7	Elektromyographie	86
5.2.7.1	Widerstand zwischen den Elektroden	86
5.2.7.2	Seitendifferente Muskelermüdung	87
5.2.7.3	Muskelaktivität durch kognitive Aufmerksamkeit	87
5.2.7.4	Position und Anzahl der Elektroden	88
5.2.7.5	Normalisierung der Kennwerte der Amplituden	90
5.2.7.6	Erste Schlussfolgerung	92
5.3	Erkennen von muskulärer Ermüdung im EMG	93
5.3.1	Belastungsgrenze	93
5.3.2	Ermüdung im Elektromyogramm	94
5.3.2.1	Physiologische Ursachen der EMG-Veränderungen	95
5.3.2.2	Kennwerte der Amplituden: Root Mean Square (RMS) und Elektrische Aktivität (EA)	97
5.3.2.3	Kennwerte der Frequenz: Mittenfrequenz (MF) und Schwerpunktsfrequenz (MPF)	
5.4	Einfluss der Monitorposition auf die Kraftentwicklung (Amplitude) und die Feuerungsrate (Frequenz) der untersuchten Muskeln	97 99
5.4.1	Vergleich der frontalen Positionen auf Augenhöhe [A] und auf Handhöhe [B]	99

5.4.2	Die derzeitige Situation: die seitliche Position des Monitors [C]	101
5.4.3	Ein Vorschlag: Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren	101
5.5	Interpretation der Ergebnisse zur Erkennung von Muskelermüdung mittels der kombinierten Auswertung von Spektrum und Amplitude (Joint Analysis of Spectrum and Amplitude, JASA)	102
5.6	Ausblick	106
5.7	Schlussfolgerung: Nutzen der Studie	108
5.7.1	Verminderung von Schulter-Nacken-Schmerzen nach minimal-invasiven Operationen?	108
5.7.2	Verbesserung der Arbeitsleistung?	109
5.8	Grenzen der Studie	111
6.	Zusammenfassung	112
7.	Literatur- und Abbildungsnachweis	113
7.1	Literaturverzeichnis	113
7.2	Abbildungsnachweis	123
8.	Anhang	124
8.1	Probankollektiv (Geschlecht, Alter, Körpergröße, Schmerzuordnung nach Gruppen, Reihenfolge des Versuches) und Wunschposition	124
8.2	Versuchsprotokoll	125
	Danksagung	127
	Lebenslauf	128

1. Einleitung

1.1 Laparoskopie

1.1.1 Definition und Technik der Laparoskopie

Das Wort Laparoskopie stammt aus dem Griechischen und setzt sich aus den Wortteilen ‚laparo‘ (gr. λαπάρη Flanke, Weiche) und ‚skopie‘ (gr. σκοπία Umschau, Spähen) zusammen. Es handelt sich dabei um die Inspektion der Bauchhöhle mit einem starren Endoskop (Laparoskop) [Pschyrembel 1994].

Hierzu wird nach einer kleinen Stichinzision CO₂ durch eine Hohlnadel (Verresnadel) in das Abdomen insuffliert, so dass die Bauchdecke von den Organen abgehoben wird. In dem so entstehenden künstlichen Raum kann der Chirurg das Endoskop und die über weitere Stichinzisionen eingeführten und durch Führungshülsen, sogenannte Trokare, gehaltenen Operationsinstrumente bewegen.

Der Dresdner GEORG KELLING (1866 - 1945) prägte den Begriff der "Coeliskopie" und führte erste Eingriffe durch, die wir heute zur Laparoskopie zählen. Heutzutage wird die Laparoskopie nicht nur als minimal invasive Untersuchungstechnik, sondern auch in der operativen Therapie eingesetzt. Der britische Urologe JOHN E.A. WICKHAM (geb. 1927) benutzte 1983 als erster den Begriff der "Minimal Invasiven Therapie" (MIT). Diese Methode ist für den Patienten derartig schonend und wenig belastend, dass sie auch für diagnostische Zwecke unter lokaler Anästhesie durchgeführt werden kann. Resezierende Operationen erfolgen unter Allgemeinnarkose.

Auch neue Techniken wie die elektronische Minikamera, die Bilder aus dem Inneren des Körpers in elektronische Impulse umwandelt und auf einen Monitor überträgt, beschleunigten die Verbreitung minimal invasiver Techniken. Das Geschehen konnte nun gemeinsam mit dem gesamten Team am Monitor verfolgt werden.

Seit dem Ende der 80er fand diese Technik immer größere Zustimmung und einige der etabliertesten Operationsmethoden in der Chirurgie (wie z.B. die der Cholecystektomie) werden seitdem zum großen Teil laparoskopisch durchgeführt.

1.1.2 Vor- und Nachteile der Laparoskopie

Besonders dem Patienten bringt die minimal invasive Chirurgie gegenüber der konventionellen offenen OP-Technik Vorteile. Dazu zählen ein besseres kosmetisches Ergebnis, geringere postoperative Schmerzen und ein kürzerer Krankenhausaufenthalt [Buess et al. 1992, Berguer 1998].

Für den minimal invasiv tätigen Chirurgen ergeben sich jedoch zahlreiche Nachteile, von denen folgender Auszug ein – zugegebenermaßen etwas überzogenes – Bild zeichnet: *„Der laparoskopische tätige Chirurg steht auf einem Bein auf einer Stufe zwischen mehreren Fußschaltern, den Rücken gekrümmt, eine Schulter und den Arm nach unten hängend verkrampft, ein Organteil mit einer Zange festhaltend; währenddessen mit weit ausholenden Bewegungen mit dem anderen nach oben gehobenen Arm, mit extrem abgewinkelten Handgelenken, die Finger in und um Griffe verbogen, feine Präparationsschritte an empfindlichen Regionen im Patienten durchführend. Während des ganzen Manövers start er in eine ganz andere Richtung, nämlich auf den Monitor und schiebt den Kopf in unnatürlicher Weise nach vorne, um dem Bild näher zu sein.“* [Zentralblatt Chirurgie, 2000].

Die Handhabung der in der Laparoskopie verwendeten langschäftigen Instrumente bereitet Schwierigkeiten, da es bei einer Bewegung des Instrumentengriffes nach rechts durch die Fixierung des Instrumentes im Hautniveau des Patienten zu einer Bewegung des Effektors nach links kommt. Wegen der Hebelwirkung sind zudem teilweise weit ausholende Bewegungen notwendig, um das Instrument im Patienten an die gewünschte Stelle zu dirigieren. Die Manipulationen an den Instrumentengriffen erlauben durch die fehlende direkte, taktile Zugänglichkeit kaum einen Rückschluss auf die Konsistenz des Gewebes. Damit ergibt sich insgesamt ein gewisses Risiko, dass iatrogene Schäden gesetzt oder Nebenbefunde übersehen werden [Nagelschmidt & Paul, 2002]. Außerdem führen inadäquates

Handgriffdesign und eine ineffektive Kraftübertragung von Griff zu Effektor häufig zu Müdigkeit, Diskomfort und Parästhesien an den Händen [Berguer, 1998].

Ein weiterer Nachteil der laparoskopischen Chirurgie ist die von vielen Operateuren beklagte Einschränkung ihrer Bewegungsfreiheit, die durch die Überfüllung der OP-Säle an Kabel, Schläuchen und Geräten erklärt werden kann [Berguer, 1995].

Nachteilig für die Laparoskopie erweist sich zudem ohne jeden Zweifel die lange Trainingszeit, der sich ein Operateur ausgesetzt sieht. Das Erlernen der minimal invasiven Technik verlangt somit nach neuen Ausbildungsformen [Buess et al., 1991].

In der konventionellen Chirurgie kann der Operateur mit Hilfe seiner Augen den Operationssitus, die Bewegungen seiner Instrumente und deren Effekte unverzerrt sowie dreidimensional direkt am Ort des Geschehens verfolgen. Unter laparoskopischen Bedingungen jedoch wird das operative Vorgehen indirekt, zweidimensional und vergrößert auf einem Monitor wiedergegeben, welcher als einzige optische Verbindung zwischen Operationsfeld und Chirurgen ein nur eingeschränktes Blickfeld bei der operativen Tätigkeit mit sich ständig verändernden Größenverhältnissen ermöglicht.

Wegen der beschriebenen Nachteile dauern minimal invasive Operationen bis zu 30% länger als gleichartige Eingriffe in der offenen Chirurgie [RCOG, 1994; Tendick et al., 1993, Curtis et al., 1995]. Es kommt zu einer höheren Muskelbelastung und Müdigkeit nach laparoskopischen Operationen: viele Berichte unterstützen die Hypothese, dass in der minimal invasiven Chirurgie größere ergonomische Probleme als bei der offenen OP-Technik vorgefunden werden [Berguer et al. 1997 & 1999, Patkin & Isabel 1995; Breedveld et al. 1999, Curtis et al. 1995].

1.2 Ergonomie

1.2.1 Definition

Die Ergonomie ist ein Zweig der Arbeitswissenschaft, der sich mit der Anpassung der Technik an den Menschen zur Erleichterung der Arbeit befasst [Knaurs, 1982].

Ergonomie ist ein Kunstwort, welches bereits 1857 erstmalig von dem Polen JASTRZEBOWSKI (1799 - 1882) benutzt wurde, der in der Zeitschrift "Natur und Industrie" den Vorschlag machte, *"...uns mit einem wissenschaftlichen Ansatz zum Problem der Arbeit zu beschäftigen und sogar zu ihrer (der Arbeit) Erklärung eine gesonderte Lehre zu betreiben..., damit wir aus diesem Leben die besten Früchte bei der geringsten Anstrengung mit der höchsten Befriedigung für das eigene und das allgemeine Wohl ernten und damit anderen und dem eigenen Gewissen gegenüber gerecht verfahren."* [Laurig, 2002].

Die Wurzeln des Wortes Ergonomie sind im Altgriechischen und in der neulateinischen Sprache zu finden: "Ergon" bedeutet Arbeit; "nomos" Regel, Gesetz – wörtlich übersetzt heißt Ergonomie also "Lehre von der menschlichen Arbeit". Im Angloamerikanischen bürgerte sich die Bezeichnung "human factors" bzw. "human engineering" ein, speziell im europäischen Raum auch "ergonomics" [Knaurs, 1982].

Der zentrale Gegenstand der Ergonomie ist, durch Analyse der Aufgabenstellung, der Arbeitsumwelt und der Mensch-Maschinen-Interaktion sowohl zur Verbesserung der Leistungsfähigkeit des gesamten Arbeitssystems als auch zur Minderung der auf den arbeitenden Menschen einwirkenden Belastungen beizutragen [Schmidtke, 1993].

1.2.2 Ergonomie in der Medizin

In der Medizin gibt es immer mehr Aufgabenfelder für die Ergonomie: sie reichen von der Intensivpflege des Pflegepersonals über den zahnärztlichen Arbeitsplatz bis hin zur endoskopischen Chirurgie.

Ergonomische Studien aus dem Bereich der laparoskopischen Chirurgie haben den Zusammenhang zwischen dem Arbeitsplatz-Design und der Leistungsfähigkeit gezeigt. Sie belegen, dass die muskuläre Belastung von Chirurgen teilweise höher ist als es bei Beachtung ergonomische Aspekte wie z.B. die Einnahme einer möglichst natürlichen Arbeitshaltung möglich wäre [Berguer 1995; Herron et al. 2001]. In der Fachpresse wird daher von Muskelermüdung und Myalgien durch Haltungsfehler [Luttmann et al. 1998, Rademacher et al. 1996] und von Druckstellen bis hin zu Nervenreizungen und –schädigungen durch die üblichen Ringgriffe berichtet [z.B. van Veelen & Meijer 1999, Kano et al. 1993].

Für eine leistungsfähige Chirurgie des 21. Jahrhunderts ist das Erkennen dieses Zusammenhangs wichtig. Da die technische Ausrüstung mit den dazugehörigen Kabel und Bedienungsgeräten in der Laparoskopie noch umfangreicher und somit der OP noch überfüllter und unübersichtlicher ist [Berguer 1996], wächst besonders hier der Bedarf an ergonomischen Studien. Ihr Ziel ist es, suboptimal ausgestattete OP-Säle in ergonomischer Hinsicht zu sanieren. Eine für die Körperhaltung ungünstig angeordnete Ausrüstung im OP kann mit ihrer Hilfe erkannt und deren Anordnung anhand der Studienergebnisse optimiert werden. So können beruflich bedingte Erkrankungen des Personals und technische Fehler durch übermüdete Chirurgen verringert oder sogar vermieden werden.

Wichtige Faktoren dieser Studien sind neben der ergonomischen Konzeption der Handgriffe auch die Position der Monitore.

1.2.3 Monitorposition in der Laparoskopie

Obwohl durch die Einführung der Monitore eine deutlich angenehmere Arbeitshaltung der Chirurgen gewonnen wurde [Luttmann et al. 1996, s. Abbildung 1] ist die Position der Monitore ein bestimmender Faktor der Arbeitshaltung des Chirurgen geblieben.



Abb. 1a



Abb. 1b

Abb. 1 a+b Arbeitshaltung bei der Laparoskopie ohne Monitor

Die heutigen OP-Säle sind in der großen Mehrzahl für die Anforderungen der konventionellen Chirurgie geplant und gebaut. Die zu große Anzahl der für die minimal invasiven Chirurgie notwendigen Geräte führt in diesen alten OP-Sälen zu Platzmangel und schließt eine optimale Anordnung der Geräte und vor allem der Monitore aus. Die Höhe des Monitors kann im Normalfall nicht variiert und somit nicht an die Größe des Operateurs angepasst werden. In der horizontalen und vertikalen Ebene wird zumeist in eine völlig andere Richtung geblickt als in die, in der das Operationsfeld liegt (siehe auch Abb. 2). Der Operateur agiert aus Sterilitätsgründen meist nicht frontal vom Monitor, da dieser nicht direkt über dem Sterilfeld des Operationssitus positioniert werden kann. Daraus folgt, dass die visuelle Achse von der Manipulationsachse oft in beträchtlicher Weise abweicht. Dazu kommt, dass der Monitor häufig weit vom Chirurgen entfernt platziert ist – diese Distanz zwischen Bildgebung und Ausführungsort ist ein weiterer erschwerender Faktor für den minimal invasiv operierenden Chirurgen (Abb. 2).



Abb. 2 Laparoskopische Operation

1.2.4 Ergonomie bei Bildschirmarbeitsplätzen – ein Vergleich

Das Problem der Monitorposition ist auch bei der Gestaltung von Bildschirmarbeitsplätzen bekannt, denen in der Ergonomie und Arbeitsmedizin viel Aufmerksamkeit zuteil wird.

Wie bei der Tätigkeit an Bildschirmarbeitsplätzen steht auch bei endoskopischen Arbeiten nicht die Aufbringung großer Muskelkräfte mit einer entsprechend hohen Beanspruchung der Muskulatur im Vordergrund. Stattdessen ist die Arbeit geprägt durch statische Muskelbelastung und die Ausführung repetitiver Bewegungen. Die aufzubringenden Muskelkräfte sind in der Regel klein; die Anforderungen an das muskuläre System sind gekennzeichnet durch feinmotorische Bewegungen hoher Genauigkeit (Unterarme, Finger) sowie durch langdauernde statische Belastung verschiedene Körperteile (Schulter, Nacken, Rücken, Beine). Die Studien zur Gestaltung von Bildschirmarbeitsplätzen basieren meist auf Auswertung elektromyographisch gewonnener Muskelableitungen [z.B. Villanueva et al. 1997, Aaras et al. 1997]. So soll die elektromyographisch unterstützte Untersuchung in unserer Studie die Frage der optimalen Monitorposition für die Laparoskopie beantworten.

1.3 EMG – Elektromyographie

Die Aufgabe der Elektromyographie ist die Erfassung der muskulären Aktivität durch die Messung der Amplitude und der Frequenz der Muskelaktionspotentiale.

Mit der Innervation des Muskels sind elektrische Aktivitäten verbunden, die noch an der Hautoberfläche über dem Muskel gemessen werden können. Bringt man entweder oberflächliche Klebe- oder Nadelelektroden an, die durch die Haut in die Muskelfaser gestochen werden, kann man die elektrischen Potentialunterschiede messen, die bei einer Kontraktion zwischen den Elektroden auftreten.

In der Arbeitsmedizin werden die Klebeelektroden vorgezogen, da sie nicht invasiv und damit nicht schmerzhaft für die Probanden sind und zudem eine vergleichbare Reproduzierbarkeit der Messergebnisse aufweisen [Giroux et al., 1990]. Es werden zwei Elektroden benötigt, zwischen denen die Potentialdifferenz abgeleitet werden kann: die Hauptelektrode wird auf dem Haupt-Muskelbauch platziert, dort wo die meisten Muskelfibrillen zu finden sind, die Referenzelektrode im Abstand von 2 cm, dem Faserverlauf folgend.

Eine sorgfältige Vorbereitung der Hautstellen, auf denen die Elektroden angebracht werden, ist notwendig, um die Impedanz zwischen Elektroden und Muskel möglichst gering zu halten. Dies bezieht den Gebrauch von feinem Schmirgelpapier mit ein, um Fettrückstände und Hautschuppen zu entfernen. In der Mitte der Silberelektrode liegt der eigentliche Ort der elektrischen Messung in einer kleinen Vertiefung, in die zur Minimierung des Widerstands eine Kontaktcreme gefüllt wird, bevor die Elektroden an den festgelegten Positionen auf die Haut geklebt werden. Da mit jeder Muskelanspannung eine Änderung der elektrischen Aktivität verbunden ist, kann man auf diese Weise ein Signal direkt vom Muskel ableiten. Das Abbild dieser Ableitungen ist das Elektromyogramm (EMG).

1.3.1 Anwendung des Elektromyogramms in der Ergonomie

Die Technik der Elektromyographie ist eine grundlegende Methodik der Bewegungsforschung. Vor einigen Jahrzehnten wurde es hiermit möglich, entscheidende neue Erfahrungen in der funktionellen Anatomie zu sammeln.

Die Methode wird einerseits zur Ermittlung der Beanspruchung einzelner Muskelgruppen oder Muskeln und andererseits zur Feststellung einer bei beruflicher Tätigkeit auftretenden Muskelermüdung angewendet. Durch die Bestimmung der Muskelbeanspruchung ist es im Rahmen von Positions- oder Bewegungsstudien möglich, Tätigkeiten oder Stellen des Tätigkeitsablaufes zu erkennen, die mit hoher oder in Relation gesehen höherer Muskelaktivität verbunden sind. Häufig ist es möglich, durch Umgestaltung des Arbeitsplatzes oder der Arbeitsgeräte muskel- und gelenkschonendere Bedingungen zu schaffen.

Nach Gleichrichtung des elektromyographischen Signals wird durch Integration seiner Fläche zunächst die *Amplitude* der Muskelaktivität analysiert (siehe auch Kap. 3.5.2.1: Registrierung des Elektromyogramms, Kennwerte der Amplitude). Als *elektrische Aktivität* steht die Amplitude für die Kraftentwicklung der Muskelfasern des gemessenen Muskelareals. Sie gibt indirekt Auskunft über die Anzahl der Aktionspotentiale je Zeiteinheit, die durch die Anzahl der rekrutierten motorischen Einheiten und durch die Folgefrequenz der Aktionspotentiale generiert wird.

Um die gemessenen Werte zwischen den Probanden einer Arbeitsgruppe, aber auch zwischen verschiedenen Studien vergleichen zu können, ist es sinnvoll, die Werte der Amplitude als Relation zu einem Bezugswert auszudrücken. Dabei kann die Aktivität, die bei einer festgelegten Bewegung generiert wird ebenso als Bezugswert dienen wie auch die Aktivität, die bei maximaler Kraftentwicklung des Muskels erzeugt wird.

Mit Hilfe der Spektralanalyse kann der *Frequenzgehalt* des Elektromyogramms ermittelt werden. Da es sich beim Oberflächenelektromyogramm stets um ein Interferenzmuster handelt, welches sich aus zeitlichen und räumlichen Überlagerungen von Erregungspotentialen zahlreicher motorischer Einheiten zusammensetzt, kann der Frequenzbereich üblicher Rohableitungen bis in den Bereich von 1 kHz gehen. Mit unterschiedlichen Methoden aus der Mathematik und der Technik werden Frequenzinhalt, anteilige Stärken einzelner Frequenzen und das Leistungsspektrum des Grundsignals analysiert. Durch Anwendung von Fast-Fourier-Transformationen (FFT) kann der Frequenzgehalt im Roh-EMG abgeschätzt werden, da man mit ihrer Hilfe seine grundlegenden Komponenten erhält: die Sinuswellen.

Es werden kurze Abschnitte des EMGs einzeln analysiert; die entstehenden Leistungsspektren des EMGs („power density spectrum“) [Basmajian & DeLuca 1985] geben Auskunft über die Verteilung der Leistung in den einzelnen Frequenzbereichen. Das Zustandekommen bzw. die Form des Leistungsspektrums wird im wesentlichen durch die Form und Dauer der Aktionspotentiale der erfassten motorischen Einheiten beeinflusst. Bei einem Anstieg der Aktionspotentialanzahl erhöht sich die Frequenz und man spricht von einer Rechtsverschiebung des Spektrums, eine Linksverschiebung steht für eine verringerte Anzahl der Aktionspotentiale, also eine erniedrigte Frequenz.

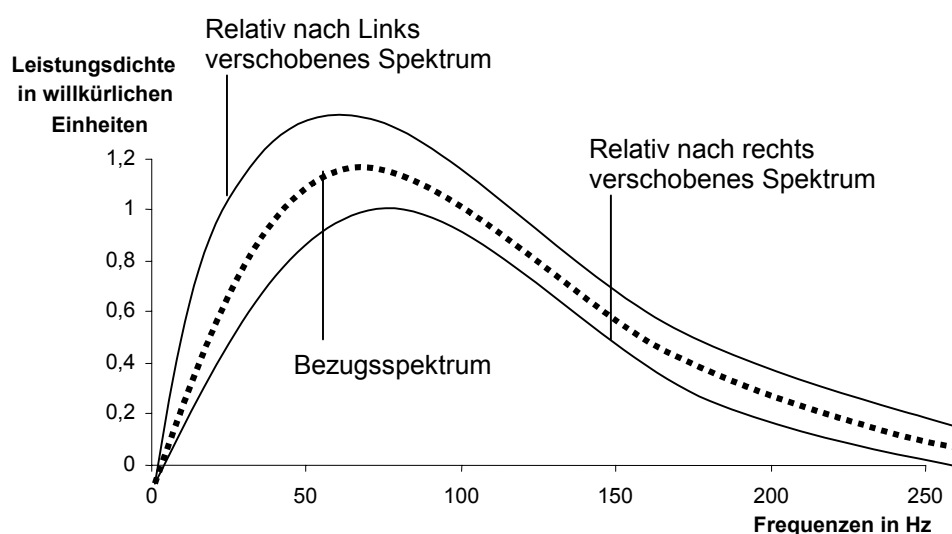


Abb. 3 Exemplarisches Leistungsdichtespektrum mit relativer Rechts- und Linksverschiebung

1.3.2 Analyse des Elektromyogramms zur Identifikation von Muskelermüdung

In der Elektromyographie gelten als Hinweise auf eine Muskelermüdung typische zeitliche Veränderungen der elektrischen Aktivität (EA) und der Frequenz.

Als „*unmittelbare Ermüdungsreaktion*“ wird die Kombination von Anstieg der Amplitude und der Frequenz bezeichnet [Luttmann et al., 1999]. Dies ist der Fall, wenn der Muskel durch zusätzliche Rekrutierung von Muskelfasern (Steigerung der elektrischen Aktivität) und einer Erhöhung der Aktionspotentialanzahl (Rechtsverschiebung des Frequenzspektrums) die Kontraktionskraft trotz Kraftreduktion des einzelnen Aktionspotentials aufrecht erhalten kann.

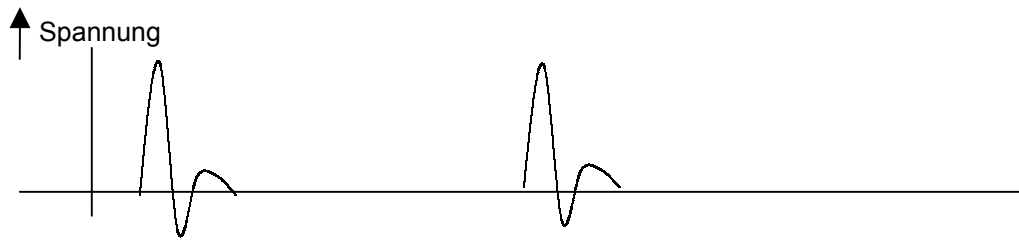
Davon grenzen Luttmann et al. (1999) die „*Begleiterscheinungen der Ermüdung*“ ab, die mit einer verlangsamten Ausbreitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale entlang der Muskelfaser einhergehen; der Frequenzwert wird verringert. Durch synchrone Aktivierung motorischer Einheiten bekommt jedoch das einzelne Aktionspotential eine längere Dauer, es „vergrößert“ sich. Dies ist Zeichen für eine Zunahme der Kraft pro Aktionspotential. (Vergleiche Tabelle 1).

Physiologische Reaktion	Frequenz	Amplitude
<u>„Unmittelbare Ermüdungsreaktionen“ zur Aufrechterhaltung der Kraft:</u> a. Rekrutierung zusätzlicher Muskelfasern b. Erhöhung der Aktionspotentialfrequenz	+	+
<u>„Begleiterscheinungen“ (tatsächliche Ermüdung):</u> a. synchrone Aktivierung motorischer Einheiten b. verlangsamte Ausbreitung der Aktionspotentiale	-	+

Tab. 1 Zusammenstellung von Veränderungen im EMG bei Muskelermüdung

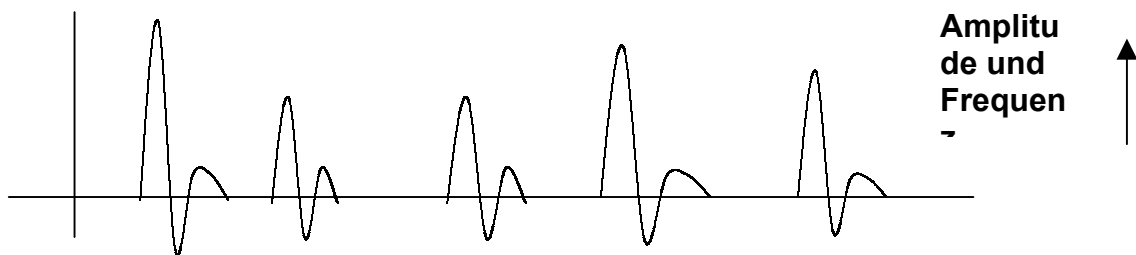
Anhand einer schematische Darstellung werden die vorgestellten Veränderungen bei Ermüdung nochmals zusammen gefasst. Es handelt sich um durch Oberflächenelektroden abgeleitete Aktivitäten einer einzelnen motorischen Einheit:

1. Vergleichsaktivität einer unermüdeten motorischen Einheit

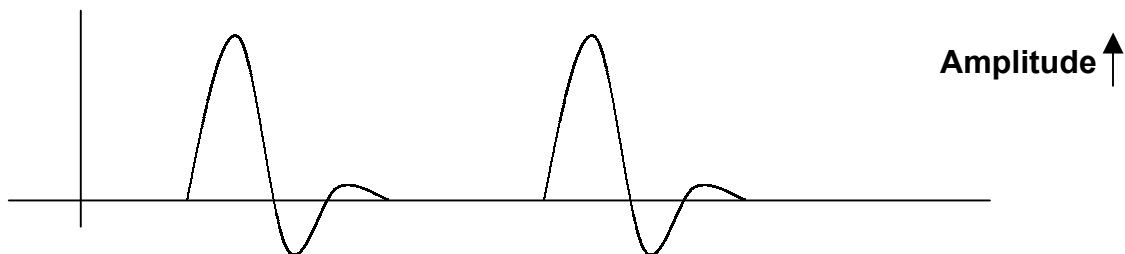


2. Ermüdungsbedingte Veränderungen im EMG

- a. Rekrutierung zusätzlicher Fasern
- b. Zunahme der Aktionspotentialfrequenz



- c. Synchrone Aktivierung motorischer Einheiten



- d. Verlangsamte Ausbreitung der Aktionspotentiale



Bei der Interpretation derartiger Veränderungen im EMG ergibt sich jedoch ein weiteres Problem, da die EMG-Amplitude und das EMG-Spektrum (Frequenz) nicht nur vom Ermüdungszustand, sondern auch in erheblichem Maße von der erzeugten Kraft des untersuchten Muskels abhängen.

Durch eine kombinierte Analyse der zeitlichen Veränderungen der Amplitude einerseits und des Frequenzspektrums andererseits (*Joint Analysis of EMG Spectrum and Amplitude; JASA*) haben Luttmann et al. (1996) eine Möglichkeit aufgezeigt, ein EMG gezielt auf Muskelermüdung hin zu analysieren. Damit ist es möglich, die Ursachen von gemessenen EMG-Veränderungen in die Kategorien „Ermüdung“ (s.o.), „Erholung“, „Kraftzunahme“ oder „Kraftabnahme“ einzuordnen. Hierbei werden die physiologische Reaktionen:

- 1) Kraft pro Aktionspotential (Elektrische Aktivität) und
- 2) Aktionspotentialfrequenz miteinander kombiniert dargestellt (siehe Tabelle 2 und Kapitel 3.6).

Physiologische Reaktion	Spektrum	Amplitude
„Ermüdung“ (s.o.)	+	-
„Erholung“ a. Verringerung der Anzahl der rekrutierten Muskelfasern b. Erhöhung der Aktionspotentialfrequenz	-	+
„Kraftzunahme“ a. Rekrutierung zusätzlicher Muskelfasern b. Erhöhung der Aktionspotentialfrequenz	+	+
„Kraftabnahme“ a. Verringerung der Anzahl der rekrutierten Muskelfasern b. Erniedrigung der Aktionspotentialfrequenz	-	-

Tab. 2 Kombinierte Analyse der Amplituden- und Frequenzwerte zur Differenzierung zwischen „Ermüdung“, „Erholung“, „Kraftzunahme“ und „Kraftabnahme“

1.3.3 EMG und Myalgie

Muskelbeschwerden in der Nackenregion sind häufig beruflich ausgelöst. Für diese sind zahlreiche Risikofaktoren bekannt, wie z.B. extreme Gelenkstellungen wie starke Kopfbeugung [Villanueva 1997], repetitive Bewegungen [Hagberg 1981 (a)], statische Belastung [Hagberg 1981 (b)] und auch der Mangel an Pausen [Hagberg 1981 (c)].

In der Literatur findet man keine direkte Korrelation zwischen EMG-Parametern und Muskelbeschwerden. Problematisch ist das Erkennen einer solchen Korrelation durch große interindividuelle Unterschiede und auch durch unterschiedlich großen psychosozialen Stress, der ebenso wie Muskelbelastung als Risikofaktor für Muskelverspannungen gesehen werden kann, jedoch von der Elektromyographie nicht erfasst wird [Jensen et al. 1993, Vasseljen et al. 1995].

Eine Prognose für zukünftige Beschwerden geben zu wollen ist somit nicht möglich. Die EMG-basierte Auswertung kann jedoch Charakteristika der jeweiligen Arbeitshaltung aufzeigen, so wie beispielsweise den Absolutwert der Belastung und seine Veränderung im Verlauf länger dauernder Arbeiten [Jensen et al. 1993, Winkel/Westgaard 1992]. Auch wenn nur inkonsistente Beziehungen zwischen EMG und Muskelbeschwerden zu erkennen sind, ist die Minderung der Muskelbeanspruchung in jeder Arbeitssituation sinnvoll.

2. Fragestellung

Minimal invasive Operationen belasten den Chirurgen mit großen Anforderungen an seine Geschicklichkeit und zudem mit längeren OP-Zeiten als bei der offenen Chirurgie. So ist es umso wichtiger, unter ergonomisch günstigen Bedingungen zu arbeiten.

Ergonomische Studien auf dem Gebiet der Chirurgie mit dem Ziel, eine übermäßige Ermüdung und dadurch Fehler zu vermeiden dienen somit sowohl dem Chirurgen als auch dem Patienten.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Beantwortung der Frage nach einer optimalen Monitorposition in der minimal invasiven Chirurgie. Heutzutage können voluminöse Bildbetrachtungssysteme mit notwendigen Kühlelementen in den nicht speziell für die Laparoskopie geplanten Operationssälen aus Sterilitätsgründen oft nicht frontal des Chirurgen platziert werden. Die daraus folgende Abweichung der visuellen von der Manipulationsachse verursacht ungünstige Belastung der Nacken- und Schultermuskulatur und erschwerte Manipulationsbedingungen.

Auf der Suche nach der idealen Platzierung des Monitors werden im folgenden die muskuläre Beanspruchung und die laparoskopische Geschicklichkeit bei drei verschiedenen Monitorpositionen analysiert. Verglichen wird in Anlehnung an die meist übliche Situation im OP die Arbeit mit einem auf der Seite positionierten Monitor mit zwei frontalen Positionen (auf Kopf- und auf Handhöhe).

3. Material und Methode

3.1 Probandenkollektiv

Die in die Auswertung eingehenden Daten stammen von 18 Probanden (acht weibliche, zehn männliche). Das Alter lag zwischen 22 und 38 Jahren. Die mittlere Körpergröße war 178 cm, die Maße variierten von 160 cm bis 193 cm. Zwei männliche Probanden waren Linkshänder.

Zehn Probanden (fünf männliche und fünf weibliche) gaben an, häufiger an Schmerzen im Schulter-Nacken-Bereich zu leiden, sechs davon konsultieren bei Bedarf einen Arzt oder Physiotherapeuten. Sie wurden in die Gruppe „Schmerzproband“ eingeteilt („Schmerzproband“ = 10 Probanden, „schmerzfreier Proband“ = 8 Probanden). Die Einteilung in die Gruppe „Schmerzproband“ erfolgte, wenn die Probanden angaben, dass die Schmerzen eine Einschränkung im täglichen Leben darstellen.

Neun der 18 Probanden sind im medizinischen Bereich tätig, drei Probanden waren mit der Technik der Laparoskopie vertraut.

Jeder Proband wurde über den Versuchsaufbau, seine Durchführung und seinen Verwendungszweck aufgeklärt und gab sein schriftliches Einverständnis zur Mitarbeit in dieser Studie und zur Weiterverarbeitung seiner Daten.

3.2 Allgemeiner Versuchsaufbau

Den Mittelpunkt des Versuchsaufbaus bildete ein Simulationstrainer für die laparoskopische Chirurgie. Dieser wurde mit Hilfe eines in der Höhe verstellbaren Operationstisches („Alphastar Europa“ mit Fahrtrieb und IR-Sender; Firma Maquet, Rastatt, Germany; Fabrikationsnummer: 788, Artikelnummer: 1132.01A3G) derartig positioniert, dass sich die Trokareinstichstellen immer im oberen Oberschenkeldrittel des stehenden Probanden befanden. Diese Einstichstellen wurden so gewählt, dass die zwei gebrauchten Instrumente (26167 FN, Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland) in der Anfangsposition einen Winkel von 60° zwischen sich bildeten.

Die simulierte Bauchdecke dieses Trainers bestand aus schwarzem Weichgummi (Durchmesser: 3mm), so dass allein eine fest montierte 30°-Optik (26033 BPA, Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland) visuelle Informationen aus dem Inneren des Trainers lieferte. Die Entfernung zwischen dem Endoskop und dem Manipulationsort im Trainer betrug 100 mm. Dieses Setting geht auf Arbeiten von Hanna et al. [1997], Emam et al. [1999] und Berguer [Lap Surg update 1997] zurück und es wird inzwischen standardmäßig für ergonomische Studien in der Laparoskopie verwendet.

3.3 Monitore und deren Positionen

Es wurden drei verschiedene Monitorpositionen verglichen:

[A]: Frontal auf Augenhöhe

[B]: Frontal auf Handhöhe (=Höhe des Operationsfeldes)

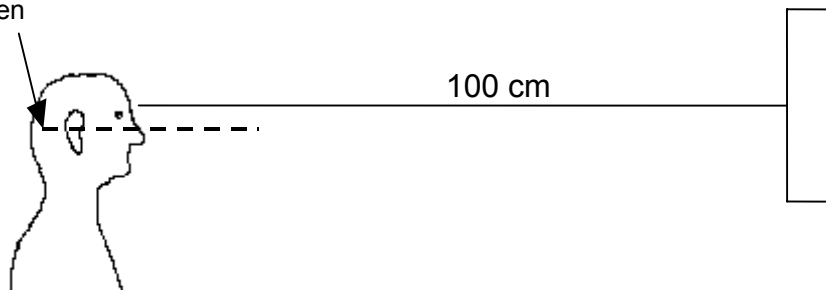
[C]: Links auf Augenhöhe (Winkel von 45°)

Alle Monitore (Sony Triniton Color Video Monitor) hatten eine Bildschirmfläche von 27cm x 20 cm (540 cm², 33,6 Zoll). Die Stellung der Monitore wurde im Laufe der Studie nicht verändert. Der Abstand zwischen Auge und Monitor betrug in jeder Position 100 cm.

Die Augenhöhe des Probanden wurde, wenn notwendig mittels Erhöhung der Standfläche durch Holzbretter (50 x 100 cm²) von einem cm Dicke, am Mittelpunkt

des Monitorbildschirms der Position [A] orientiert, so dass die Probanden eine aufrechte Haltung einnahmen. Die Verbindungsgerade zwischen unterem Orbitarand und Tragus (FRANKFURT LINIE) lag dabei in der Horizontalen. Die Höhe des Monitors der Position [C] war identisch mit der bei [A]. Bei Position [B] war der untere Bildrand des Monitors auf Höhe der Brustoberfläche des Simulationstrainers, der Monitor war um 45° von der Vertikalen nach hinten geneigt. Die Kopfneigung des Probanden bei Position [B] wurde nicht vorgeschrieben – die FRANKFURT-LINIE lag bei den verschiedenen Probanden zwischen -10 und -20° (siehe Abb. 4).

FRANKFURT-LINIE in der Horizontalen



$\alpha = -10$ bis -20°

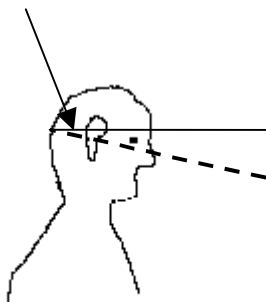


Abb. 4 Der Kopfneigungswinkel wurde mit Hilfe der FRANKFURT-LINIE bestimmt (— — —): bei der Positionen auf Augenhöhe (frontal [A] und seitlich [C]) lag diese in der Horizontalen. Bei der Position auf Handhöhe variierte sie zwischen -10° und -20° unterhalb der Horizontalen. Der Abstand aller Monitore war 100 cm vom Auge (hier nur auf Augenhöhe eingezeichnet)

3.4 Versuchsablauf

3.4.1 Die Messungen

Mit Hilfe elektromyographischer Ableitungen von drei Muskelgruppen (beidseits) wurden die drei Monitorpositionen verglichen. Ein Versuch umfasste vier Messungen von je 15 Minuten. Bei der ersten, zweiten und dritten Messung war jeweils nur ein Monitor angeschaltet. Die Probanden wurden angehalten die Blickrichtung über die 15 Minuten nicht zu ändern. Kurze Blickänderungen zum Zwecke der Entspannung waren erlaubt. Auch wurden die Probanden bei jeder Messung angehalten, eventuell auftretende Verspannungen mittels Muskellockerung und kurzfristiger Änderungen der Körperhaltung zu lösen.

Es gibt sechs Möglichkeiten, die Reihenfolge der Monitorpositionen zu randomisieren: (1) A-B-C

(2) A-C-B

(3) B-C-A

(4) B-A-C

(5) C-B-A

(6) C-A-B

Bei der Gesamtanzahl der Probanden in dieser Studie (18) ergibt sich, dass immer jeweils drei Probanden mit einer dieser Reihenfolgenkombination vermessen wurden. Bei der immer an vierter Stelle durchgeführte Messung waren alle Monitore aktiv und die Entscheidung für den Blick auf den einen oder anderen Monitor lag beim Probanden. Hierbei durfte die Blickrichtung auch mehrmals geändert werden.

Zwischen den Messungen wurde jeweils eine Pause von 10 Minuten eingehalten, in der der Proband zur aktiven Muskellockerung aufgefordert wurde. Nach Empfehlung von Sundelin und Hagberg (1989) wurden Entspannungsübungen der am meisten belasteten Regionen durch Beschreibung von Kreisen mit Kopf, Schulter und/oder Arme durchgeführt.

3.4.2 Die Aufgabe

Zur Simulation einer laparoskopischen Tätigkeit wurden die Probanden aufgefordert, während der Messungen mit Hilfe zweier Nadelhalter Perlen auf den Faden einer gebogenen chirurgischen Nadel (Ethicon VICRYL 3/0, 2 metric, SH-1 plus) zu fädeln. Die Anzahl der gefädelten Perlen wurde am Ende einer jeden Messung gezählt und notiert.

Der äußeren Durchmesser der Kunststoffperlen betrug 4 mm, der des Fädelloches 2 mm. Die Perlen wurden zu Anfang jeder Messung mit Fädelöffnung nach oben auf eine rutschfeste, runde, ca. 16 cm² große Manipulationsfläche gelegt. Die Probanden bekamen vor der ersten Messung einmal 15 Minuten und nach einer Pause von 10 Minuten nochmals 10 Minuten Zeit, um sich mit dem Versuchsaufbau, der Handhabung der Instrumente und der eigentlichen Aufgabe vertraut zu machen. Sie arbeiteten dabei mit dem Monitor der Position [A].

3.4.3 Beobachtung und Überprüfung der Messungen durch den Versuchsleiter

Zur Überprüfung der Kopf- und Körperhaltung der Ausgangsposition sowie zur Kontrolle von etwaigen Haltungsänderungen wurde während aller Messungen mit 3 Kameras (Panasonic BP 130, siehe Abb. 5) gefilmt, die wie folgt in den drei Raumebenen positioniert waren:

- a. vertikal direkt über dem Scheitel des Probanden an der Decke
- b. hinter dem Probanden auf Höhe des Schädels
- c. lateral links auf Höhe des Schädels

Durch die Aufteilung eines weiteren Monitors in vier Quadranten, dessen Bildschirm nur vom Versuchsleiter gesehen werden konnte, war es möglich, die Bilder der drei Kameras und das Bild der 30°-Optik auf einem einzigen Bildschirm zu verfolgen und diese in Abhängigkeit von den Messwerten des EMGs zu interpretieren. Alle Daten befanden sich in einer Datei, so dass durch eine zeitliche Verknüpfung eine Kontrolle auffälliger Zeitabschnitte des Elektromyogramms anhand der Videoaufzeichnungen durchgeführt werden konnte.



Abb. 5 Kamera

3.4.4 Subjektive Einschätzung

Nach jeder Messung wurden die Probanden nach ihrer subjektiven Einschätzung der gerade angewandten Monitorposition befragt:

- Wurden zwischenzeitlich Verspannungen festgestellt und der Versuch unternommen, diese zu lösen? Wenn ja, wie häufig?
- Traten bei der Messung Muskelschmerzen auf? Haben Sie jetzt Muskelschmerzen?
- Wo waren diese lokalisiert?
 - a. Schulter/Nacken
 - b. Oberarme

Schmerzen von Händen, Brust- und Lendenwirbelbereich und unterer Extremität wurden nicht in die statistische Auswertung miteinbezogen, da diese nicht in Zusammenhang mit der Fragestellung gebracht werden können.

Die Einschätzung der Stärke der Schmerzen erfolgte wie auch bei Jensen et al. (1993) mittels einer Skala von null bis sechs mit Untereinheiten von 0.5, wobei galt:

- 0 = keine Schmerzen
- 3 = mittelstarke Schmerzen
- 6 = starke Schmerzen

Nach Beendigung der ersten drei Messungen wurde nach einem eventuell festgestellten Unterschied zwischen den Positionen gefragt und die Probanden

wurden aufgefordert, die Positionen nach steigender Muskelbelastungen zu ordnen. Hierbei wurden die Probanden gebeten, auch die empfundene Beanspruchung der Augen und der Augenmuskulatur mit einzubeziehen. Dabei bekam die bevorzugte Position Rang eins, die Position mit der subjektiv stärksten Muskelbelastung Rang drei.

Nach der vierten Messung (mit allen Monitoren) wurde nach der endgültigen Präferenz der Monitorposition gefragt. Diesmal war neben der Muskelbelastung allein auch diese in Kombination mit der empfundenen Leichtigkeit des Perlenfädelns (im folgenden der Einfachheit halber als „Handling“ bezeichnet) Entscheidungskriterium („Wunschposition“). Hier konnten die Probanden aufgrund einer als leichter eingestuften Manipulation einer Position den Vorzug geben, die sie wegen größerer Muskelbeanspruchung auf einem hinteren Rang platziert hätten.

3.4.5 Anmerkung der Probanden

Die Probanden wurden aufgefordert sowohl Anmerkungen zu den verschiedenen Positionen zu machen als auch Kritik und Verbesserungsvorschläge anzubringen. Alle Bemerkungen, die die Probanden während des Versuchsdurchlaufs äußerten, wurden notiert.

3.5 Registrierung des Elektromyogramms

3.5.1 Die Ableitungen der Muskelaktivitäten

Das Elektromyogramm wurden mit Hilfe von sechs Oberflächen-Elektrodenpaaren (Abb. 6) gewonnen, die die Aktivität von sechs Muskelgruppen wiedergaben.



Abb. 6 Elektrodenpaar

Im einzelnen wurde jeweils beidseits abgeleitet vom:

- a. MusculusTrapezius, pars descendens
(„TPS-Ableitungen“: Kanäle 1 + 2)
- b. Musculus Erector Spinae in Höhe von C₄ bis C₆
(M. splenius capitis ; „C₄C₆-Ableitungen“: Kanäle 3 + 4)
- c. Musculus Sternocleidomastoideus
(„SC-Ableitungen“: Kanäle 5 + 6)

Dabei waren die Kanäle 1,3 und 5 die linksseitigen und die Kanäle 2,4 und 6 die rechtsseitigen Ableitungen.

Positioniert wurden die Elektroden wie folgt (s. Abb. 7 und 8)

[a] : (Abb. 7: ○) zwei cm lateral des Mittelpunktes zwischen Acromion und Dornfortsatz von C₇ (empfohlen von Jensen et al. 1993)

[b] : (Abb. 7: ●) einen cm lateral der Wirbelsäule auf dem Muskelbauch

[c] : (Abb. 8: X) mittig zwischen Warzenfortsatz und Sternoclaviculargelenk auf dem Muskelbauch

Die zweite Elektrode jedes Elektrodenpaares wurde zwei cm lateral dieser Position angebracht. Die Masse-Elektrode wurde auf dem rechten Schlüsselbein befestigt, wo kein Unterhautmuskelgewebe und kaum Unterhautfettgewebe anzutreffen ist (Abb. 8: O) .

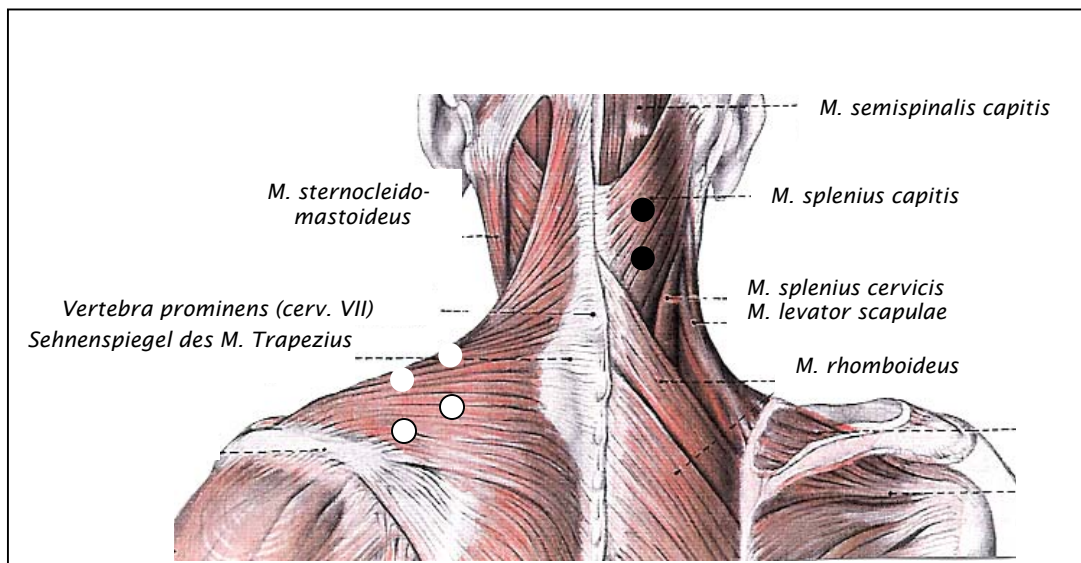


Abb. 7 Elektrodenpositionen der Ableitungen 1+2 [a] und 3+4 [b]

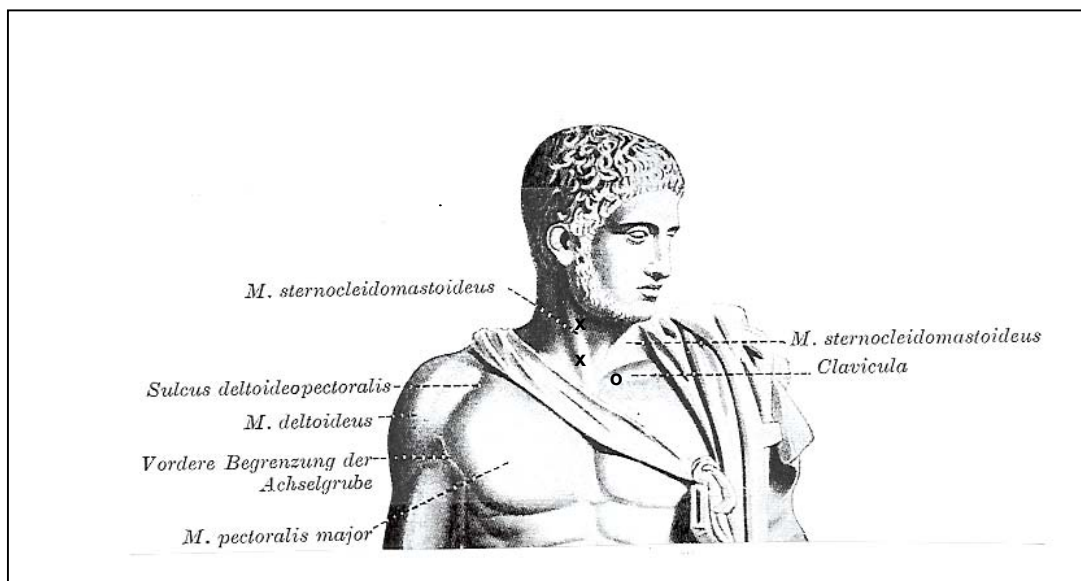


Abb. 8 Elektrodenpositionen der Ableitungen 5+6 [c; X] und der Masseelektrode (O) an der Statue des Diomedes (nach Gaupp-Duval 1914)

Vor Anbringen der Elektroden wurde die Haut mittels Schmirgelpapiers von Fettrückständen und Hautschuppen befreit. Wenn notwendig wurde die Hautstelle vorher rasiert.

Vor und nach jeder Messung wurde die Impedanz jedes Elektrodenpaares bestimmt. Nur wenn diese weniger als fünf Kilo-Ohm ($5\text{ k}\Omega$) betrug, wurde die Messung gestartet.

3.5.2 Die computergestützte Auswertung

Jeder der 6 Elektrodenpaaren erhielt einen Kanal für die computergestützte Aufzeichnung. Diese erfolgte mit dem LabView[®] Programm [Berguer et al., 1997; Smith et al. 1998]. Die EMG Messung erfolgte 500 Mal pro Sekunde.

Aus dem entstehenden Rohsignal wurde durch den Offset-Abgleich der Gleichspannungsanteil herausgefiltert und von der Kurve abgezogen.

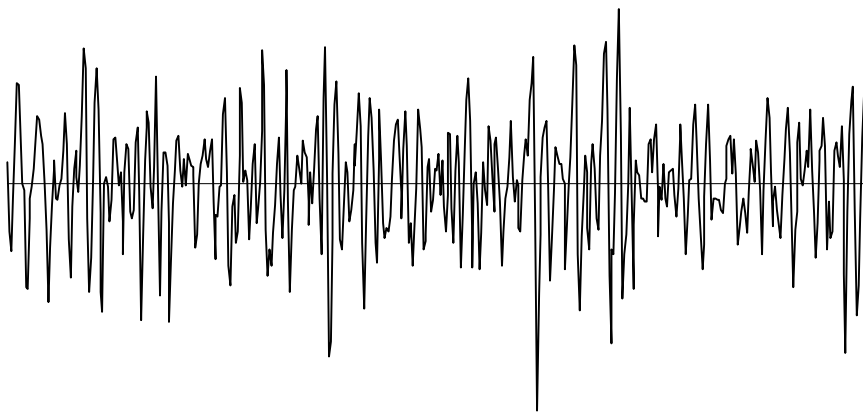


Abb. 9 Exemplarischer Ausschnitt eines Rohsignal nach dem Offset-Abgleich

Aus diesem EMG-Signal wurden jeweils für Intervalle von fünf aufeinanderfolgende Sekunden folgende Werte zur Auswertung des Rohsignals ermittelt:

3.5.2.1 Kennwerte der Amplitude:

1. der Effektivwert (*Root Mean Square, RMS*):

Er stellt die Quadratwurzel der durchschnittlich ausgeübten Kraft (Amplitude) des myoelektrischen Signals in einem festgelegten Intervall dar. Die Integration erfolgt nach der zum Zwecke der Gleichrichtung durchgeführten Quadrierung des Rohsignals.

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_t^{t+T} \text{EMG}^2(t) dt}$$

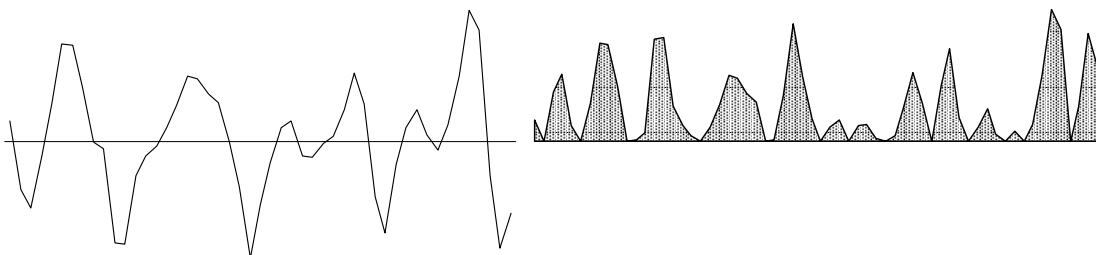
2. die Elektrische Aktivität (*EA*):

Er ergibt sich durch die Gleichrichtung und Integration des Elektromyogramms über das Zeitfenster der Länge t (in der vorliegenden Studie fünf Sekunden);

$$\text{EA} = \frac{1}{T} \int_t^{t+T} |\text{EMG}(t)| dt$$

Für diese beide Werte wurde also die Fläche des Rohsignals integriert. Dafür wurde die Fläche unterhalb der Nulllinie „hochgeklappt“, um stets mit positiven Werten arbeiten zu können (siehe Abb. 10). Dies geschah für den RMS-Wert mittels Quadrierung, für den EA-Wert mittels Gleichrichtung (Verwendung des Betrages).

Abb. 10 Integration der Fläche für die Kennwerte der Amplitude (Exemplarische



Ausschnittsvergrößerung eines Rohsignals nach Offset-Abgleich)

Die beiden Werte sind sehr ähnlich, mit dem Unterschied, dass durch die Quadrierung bei der Errechnung des RMS-Wertes größere Werte des Rohsignals stärker ins Gewicht fallen als kleinere Werte (ein Wert <1 wird durch Quadrierung kleiner, ein Wert >1 jedoch größer). Bei der Bestimmung der elektrischen Aktivität wird der Betrag der Rohsignal-Werte genommen. Somit fallen alle Werte für die Berechnung des EA-Wertes gleich stark ins Gewicht.

3.5.2.2 Kennwerte der Frequenz:

Der Frequenzbereich liegt für das Oberflächen-EMG typischerweise zwischen 10 und 250 Hertz. Die Anwendung von Algorithmen der Fast Fourier Transformation bedarf der formalen Voraussetzung, dass die Messfrequenz den Vorgaben des Abtasttheorems nach Nyquist genügen muss: Das besagt, dass die Abtastrate, mit der das Signal erfasst wird, mindestens doppelt so hoch sein muss wie die höchste Frequenz. Sie lag bei der vorliegenden Studie bei 500 Hertz. Aus dem Leistungsspektrum werden folgende Werte zur weiteren Analyse berechnet.

1. die Mittenfrequenz (*MF*):

Er gibt den Frequenzwert an, bei dem das Leistungsdichtespektrum (*Power Spectral Density, PSD*) eines EMGs in zwei Teile mit gleicher Fläche geteilt wird;

$$MF = \int_0^{MF} PSD(f)df = \int_{MF}^{\infty} PSD(f)df$$

2. die Schwerpunktsfrequenz (*Mean Power Frequency, MPF*):

Er bezeichnet den Frequenzwert, über dem der Flächenschwerpunkt des Leistungsdichtespektrums liegt.

$$MPF = \frac{\int_0^{\infty} f \cdot PSD(f)df}{\int_0^{\infty} PSD(f)df}$$

Im folgenden (Abbildung 11) ist ein exemplarisches Leistungsspektrum mit den beiden Kennwerten der Frequenz dargestellt:

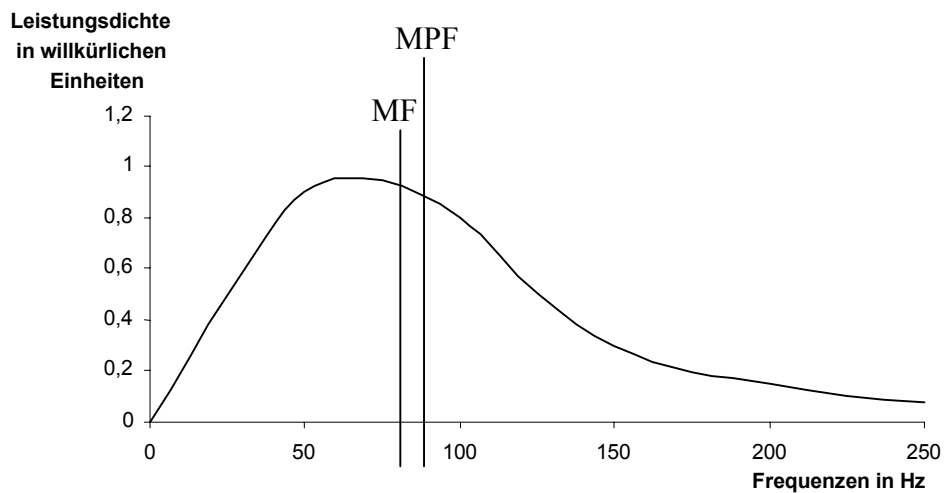


Abb. 11 Beispiel eines Leistungsspektrums mit den beiden Kennwerten der Frequenz

Alle diese Werte wurden für jeden Kanal einzeln berechnet. Für die statistische Auswertung wurden Kanäle 1+2 und die Kanäle 3+4 zusammengefasst, um eine beidseitige Betrachtung des M. Trapezius und der Nackenmuskulatur zu erhalten. Der M. Sternocleidomastoideus (Kanäle 5+6) wurde wegen seiner Funktion als Kopfdreher und damit bei der Position [C] unterschiedlich belasteter Muskel seitentrennt analysiert.

3.5.3 Normalisierung der Ableitungen

Um die Messungen der verschiedenen Probanden miteinander vergleichen zu können, wurden die Kennwerte der Amplitude mit Hilfe eines erzeugten Maximalwertes als prozentuale Anteile dieses Wertes ausgedrückt (= %RMS_{max}). Diese Maximalwerte wurden vor und nach der gesamten Messreihe anhand dreier Kurzmessungen bestimmt. Der höhere Wert dieser zwei Messungen eines jeden Muskels wurde für die Normalisierung verwandt.

3.5.3.1 Maximalkraftbestimmung der Ableitungen 1 + 2:

Die Maximalkraft des Trapezmuskels wurde durch Abduktion der Arme gegen Widerstand bestimmt. Die Arme befanden sich bei Beginn der Kraftentwicklung um 90° abduziert. Diese Methodik ist von Schüldt und Harms-Ringdahl (1988) und Westgaard (1988) empfohlen. Bei dieser Messung abduzierte der Proband beide Arme gleichzeitig gegen eine Kraft in entgegengesetzter Richtung, die durch den Versuchsleiter ausgeübt wurde.

3.5.3.2 Maximalkraftbestimmung der Ableitungen 3 + 4:

Vom Musculus Erector Spinae des Nackens wurde die Maximalkraft durch Extension des Kopfes gegen Widerstand bestimmt, wie von Schüldt und Harms-Ringdahl (1988) empfohlen. Hierbei lagen die Probanden auf dem Bauch und hoben gegen die Schwerkraft ihren Kopf an. Sie selbst leisteten dabei mit verschränkten Händen auf Höhe des Hinterkopfes zusätzlichen Widerstand.

3.5.3.3 Maximalkraftbestimmung der Ableitungen 5 + 6:

Diese Werte wurden in einer gemeinsamen Messung durch Flexion des Kopfes gegen Widerstand ermittelt. Bei dieser Messung lagen die Probanden auf dem Rücken und hoben gegen die Schwerkraft ihren Kopf an. Sie selbst leisteten dabei erneut mit verschränkten Händen auf Höhe der Stirn zusätzlichen Widerstand.

3.5.4 Kombinierte Auswertung von Kennwerten der Amplituden und Frequenzspektra

Es wurde eine kombinierte Analyse von EMG-Spektrum und –Amplitude angewandt, mit der es nach Luttmann et al. (1996) möglich ist, Veränderungen im EMG in die Kategorien „Ermüdung“, „Erholung“, „Kraftzunahme“ oder „Kraftabnahme“ eizuordnen: die *Joint Analysis of EMG Spectrum and Amplitude*, JASA.

Dafür wurden aus den vorher berechneten Kennwerten Elektrische Aktivität [EA] und Mittenfrequenz [MF] Regressionsgeraden erstellt und deren Steigungen errechnet. Für jede EMG-Registrierung erhält man dann aus den Steigungen der Regressionsgeraden für die elektrische Aktivität und der Mittenfrequenz ein Wertepaar, das sich in einem x-y-Diagramm darstellen lässt. Die aufgezeigten prinzipiellen Zusammenhänge zwischen EMG-Amplitude und –Spektrum einerseits und Kraftentwicklung und Ermüdungszustand andererseits sind in der Abbildung 12 zusammengefasst: Auf der Abszisse ist die zeitliche Veränderung der EMG-Amplitude (dargestellt anhand der Elektrischen Aktivität [EA]) und auf der Ordinate die zeitliche Veränderung der EMG-Spektrums (dargestellt anhand der Mittenfrequenz [MF]) angegeben.

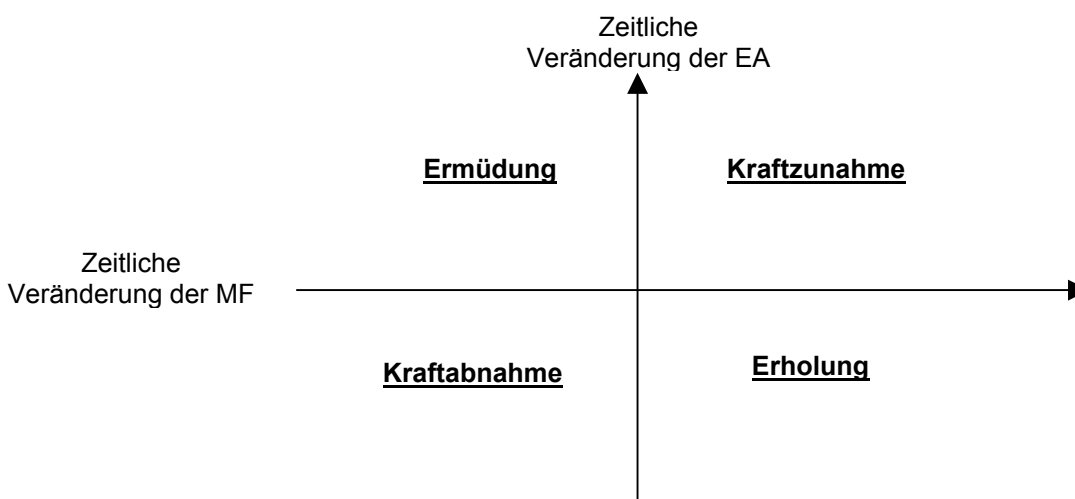


Abb. 12 Joint Analysis of Spectrum and Amplitude

3.6 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung wurde das *Statistical Analysis System (SAS 6.9 und 6.12; SAS Institute Corp., Cary, North Carolina)* benutzt. Im speziellen wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholungen (*Repeated Measures Analysis of Variance*) durchgeführt, wobei das Programm PROC GLM (*General Linear Models Procedure*) das wesentliche Hilfsmittel darstellte. Dabei wurde der Einfluss von bis zu drei Faktoren innerhalb eines Probanden (*within factors*) inklusive ihrer Wechselwirkungen untersucht.

1. Faktor : *Monitorposition* ([A], [B], [C])

Der immer an vierter Stelle gemessene Versuch mit Auswahlmöglichkeit zwischen den Positionen blieb außen vor, da zum einen keine vorgegebene Position vorlag und er zum anderen nicht in die Reihenfolgenkombination mit einging.

2. Faktor : Kennwerte der elektromyographischen Aktivität der verschiedenen *Muskelgruppen*

Die seitengetreunt aufgezeichnete Aktivität des Musculus Trapezius (Ableitungen 1 + 2) und die der Nackenmuskulatur auf Höhe C₄ – C₆ (Ableitungen 3 + 4) wurden für die statistische Auswertung zusammengefasst. Ableitungen [5] und [6] gingen getrennt in die Analyse ein.

3. Faktor : Zeit

Für die Auswertung wurden alle ermittelten Werte auf einen Wert pro Minute zusammengefasst (1 - 15).

Da erfahrungsgemäß elektromyographisch gewonnene Daten rechtsschief verteilt sind, wurde eine logarithmische Transformation der Werte durchgeführt, mit der eine symmetrische Verteilung und Varianzhomogenität erhalten wurde. Diese Voraussetzungen sind im linearen Modell erforderlich.

Bei signifikanten Wechselwirkungen bzw. Unterschieden zwischen den Faktoren, die im Rahmen von kollektiven Analysen (Berücksichtigung aller drei Faktoren) erkannt worden sind, wurden teilkollektive Analysen durchgeführt (Berücksichtigung von nur zwei Faktoren).

Das Signifikanzniveau lag bei $\alpha = 5\%$.

Zusätzlich wurden hinsichtlich folgender Faktoren mögliche Auswirkungen zwischen den Probanden (*between factors*) untersucht (jeder Faktor einzeln):

- a. Geschlecht (männlich: 10, weiblich: 8 Probanden)
- b. Gruppeneinteilung „Schmerzproband“ / „schmerzfreier Proband“
- c. Reihenfolgenkombination

Faktoren, die auf dem 5%-Niveau keinen Einfluss zeigten, wurden im weiteren vernachlässigt.

4. Ergebnisse

Allgemeines zu den Messungen

Der Winkel der Nackenbeugung bei der Monitorposition auf Handhöhe [B] war laut Versuchsaufbau nicht vorgeschrieben und betrug bei den Probanden für die FRANKFURT-LINIE zwischen -10 und -20° unterhalb der Horizontalen (s. Kapitel 5.1.2).

Für die Messung mit der Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren wurde beobachtet, dass kein Proband während der Messung mit allen Monitoren auf den seitlichen Monitor schaute. Von den 18 Probanden arbeiteten 14 mit beiden frontalen Positionen, davon verfolgten zehn Probanden die Tätigkeit über die Hälfte der Zeit mit dem Monitor frontal auf Handhöhe, die verbleibenden vier schauten vermehrt auf den Monitor auf Augenhöhe. Vier Probanden wechselten den Blick zwischen den beiden frontalen Monitoren so regelmäßig, dass sie, alle Anteile der Arbeit mit einem Monitor addiert, jeweils eine Hälfte der Zeit mit dem Monitor auf Handhöhe, die andere Hälfte mit dem auf Augenhöhe arbeiteten (vergleiche Abb. 13).

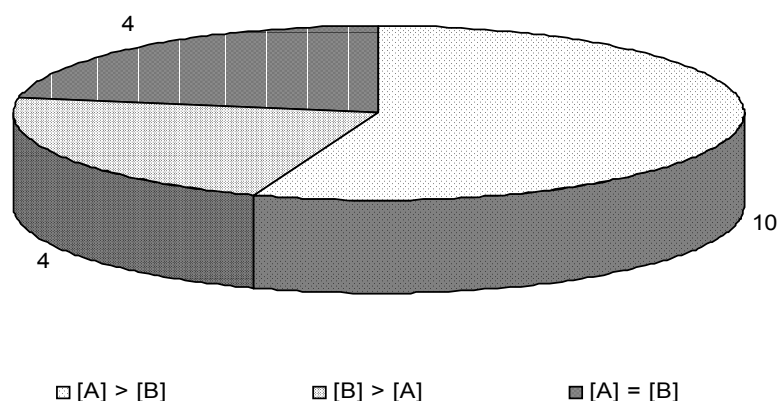


Abb. 13 Aufteilung der Arbeit bei der Messung mit der Auswahlmöglichkeit zwischen den Monitoren

Im folgenden werden die Daten, die nicht anhand elektromyographischer Ableitungen gewonnen wurden, als Säulendiagramme vorgestellt. Aufgrund der teilweise recht großen Standardabweichungen wurden diese nicht graphisch in die Diagramme miteinbezogen, sondern als Zahlwerte beigefügt.

4.1 Anzahl der gefädelten Perlen bei den verschiedenen Positionen

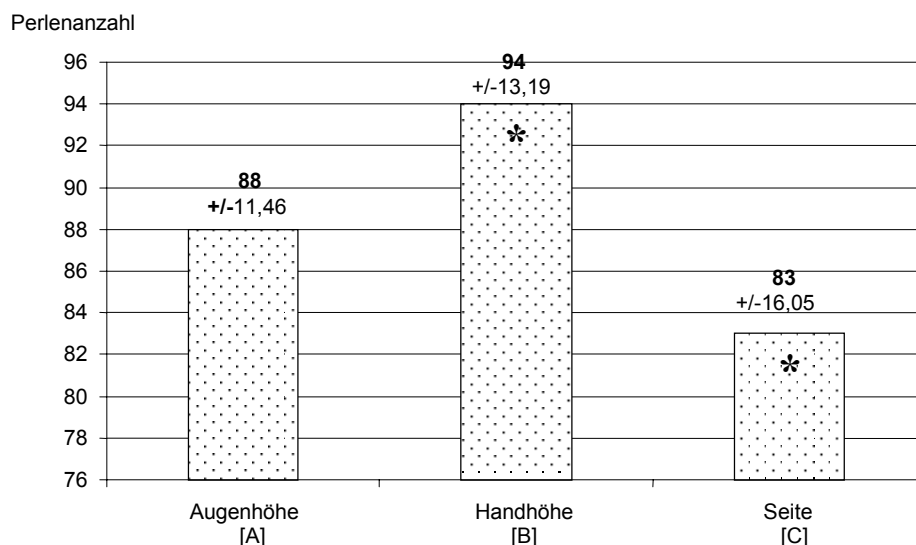


Abb. 14 Gemittelte Anzahl (fettgedruckt) mit Standardabweichung (+/-x) gefädelter Perlen von 18 Probanden in den verschiedenen Positionen ($\alpha=0,05$, mit * gekennzeichneten Säulen: signifikant unterschiedlich mit $p=0,0008$)

Als Variablen ging bei dieser Auswertung neben der Zielgröße (die Anzahl der pro 15-minütiger Messung gefädelten Perlen) als „within-factor“ nur die Monitorposition ein. Im Diagramm ist die Zielgröße von allen 18 Probanden addiert, die errechneten Mittelwerte gerundet und als Säule graphisch dargestellt.

Die Anzahl der gefädelten Perlen zeigte weder vom Geschlecht, noch von der Gruppenzuteilung hinsichtlich chronischer Schmerz („Schmerzproband“ oder „schmerzloser Proband“), noch von der Reihenfolge, in der die Messungen durchgeführt worden sind, eine Abhängigkeit („between factors“).

Die Werte der drei verschiedenen Positionen sind hoch signifikant unterschiedlich ($p=0,001$). Bei der Betrachtung der Unterschiede zwischen nur zwei Positionen sind die Vergleiche der Position frontal auf Augenhöhe (Pos. [A] mit der Position frontal auf Handhöhe [B] ($p=0,0575$) sowie zwischen den Positionen [A] und [C] ($p=0,0508$) grenzwertig nicht signifikant. Hoch signifikant unterschiedlich mit $p=0,0008$ ist die Position [B] im Vergleich der Position [C].

4.2 Subjektive Einschätzung der Probanden

4.2.1 Schmerzangaben

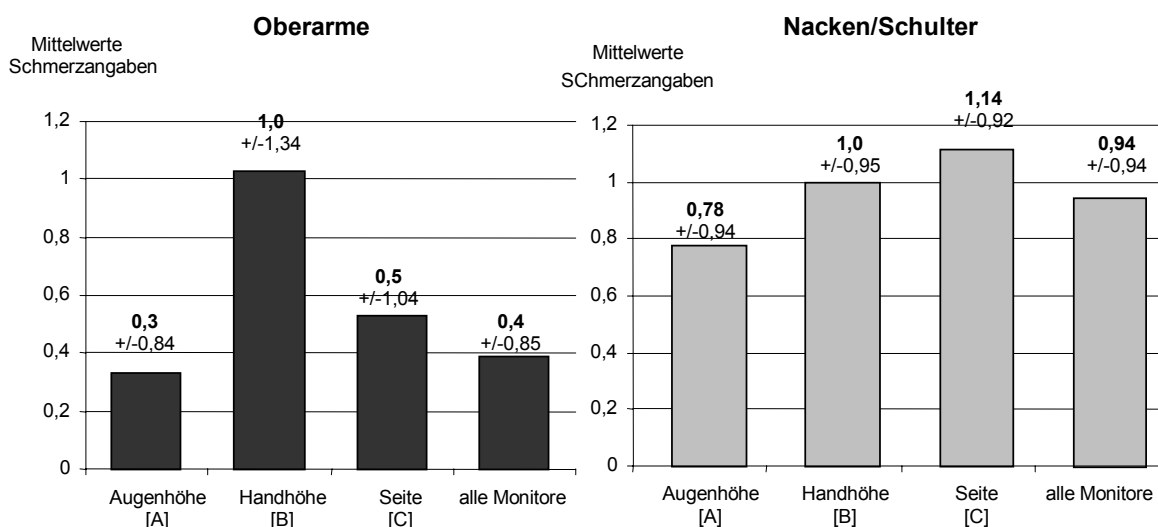


Abb. 15 und 16 Gemittelte Werte (fettgedruckt) mit Standardabweichung (+/- x) der Schmerzangaben für den Oberarme (Abb. 15) und der Nacken-Schulter-Bereich (Abb. 16) bei 18 Probanden; für beide Diagramme gilt: $\alpha < 0,05$; $p = 0,0751$

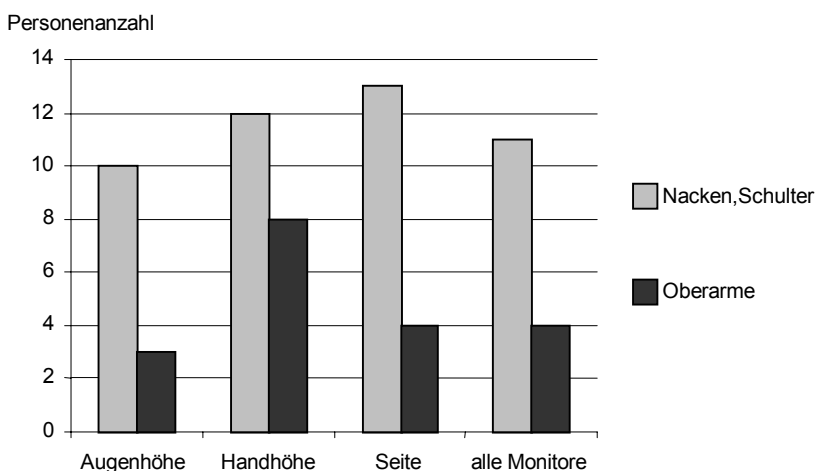


Abb. 17 Anzahl der Personen, die Schmerzen angaben

Auch hier wurde bei der statistischen Auswertung die Zielgröße (Schmerzäußerungen) nur hinsichtlich des Einflusses der „between factors“ und des Faktors „Monitorposition“ untersucht. Die Diagramme zeigen, als Säulen dargestellt, die gemittelten Werte der während den Messungen auftretenden Schmerzen (Abb. 15 und 16) und die Anzahl der Personen, die Schmerz äußerten, in Abhängigkeit der Monitorposition (Abb. 17).

Die Schmerzangaben zeigten von der Reihenfolge, in der die Messungen durchgeführt worden sind, keine Abhängigkeit. Auch bestand weder bei den Angaben von Schmerzen in den Oberarmen, noch bei denen im Nacken-Schulter-Bereich eine Abhängigkeit zwischen den Gruppenzugehörigkeiten „schmerzloser Proband“ oder „Schmerzproband“.

Bei einer geschlechterspezifischen Untersuchung der Schmerzangaben stellte sich jedoch ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den gemittelten männlichen und weiblichen Schmerzangaben heraus ($p=0.005$). Dies ist besonders für die Oberarme deutlich, für die nur ein männlicher Proband nur für die Position auf Handhöhe [B] leichte Schmerzen angab. Die Schmerzangaben für den Nacken-Schulter-Bereich sind zwischen den Geschlechtern einheitlicher, wobei jedoch wiederum die weiblichen Probanden tendenziell in allen Positionen mehr Schmerzen angaben als die Männlichen (besonders bei der Monitorposition auf Handhöhe). Diese Tendenz ist aufgrund der hohen Standardabweichung jedoch nicht signifikant.

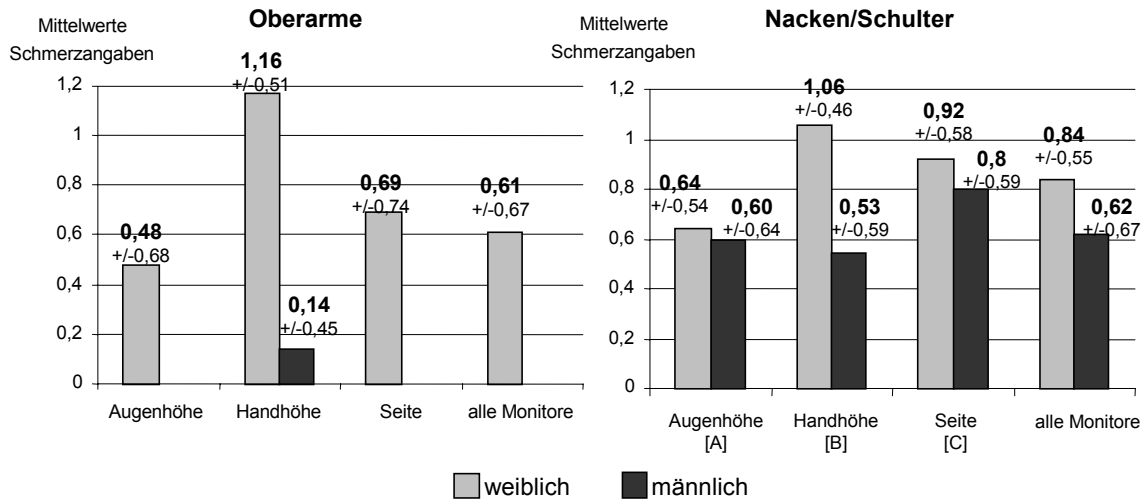


Abb. 18 und 19 Gemittelte Werte (fettgedruckt) mit Standardabweichung (+/- x) der Schmerzangaben für den Nacken-Schulter-Bereich (Abb. 18) und der Oberarme (Abb. 19) nach Geschlechtern getrennt (10 männliche, 8 weibliche Probanden); für beide Diagramme gilt: $\alpha < 0,05$

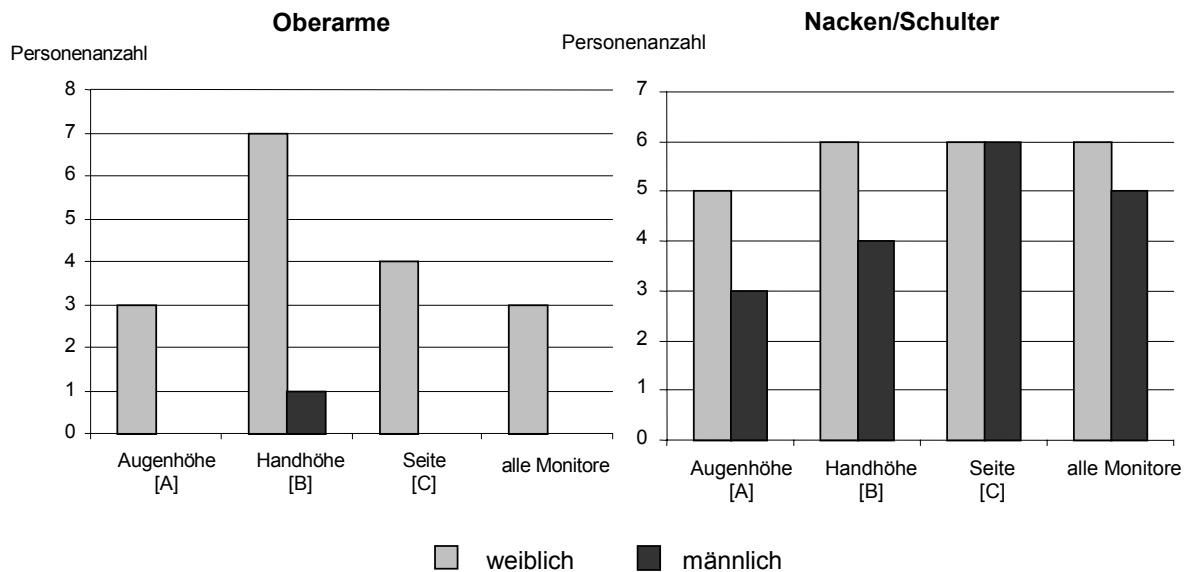


Abb. 20 und 21 Geschlechtsspezifisch getrennte Anzahl der weiblichen (insgesamt 8) und männlichen (insgesamt 10) Probanden, die Schmerzen in den unterschiedlichen Positionen angaben

Es wurden signifikant ($p=0.0192$) stärkere Schmerzen im Nacken als in den Armen angegeben.

Es bestanden hinsichtlich der Schmerzangaben aufgrund der großen Standardabweichungen weder im Nacken-Schulter-Bereich noch in den Oberarmen signifikante Unterschiede zwischen den Positionen. Tendenziell gaben jedoch bei der Position „Augenhöhe“ am wenigsten Personen Schmerzen an. Die Nacken-Schulter-, wie auch die Oberarmschmerzen waren hier am geringsten. Die Seitposition war bezüglich der Nacken-Schulter-Schmerzen die schmerzvollste Position, bei der am meisten Personen Schmerzen angaben. Hinsichtlich der Oberarmen wurde jedoch die Position auf Handhöhe [B] tendenziell als schmerzvollste Position bewertet.

Auch bei der Gesamtanzahl der Personen, die bei den verschiedenen Positionen Schmerzen empfanden, zeigt sich besonders bei der Schmerzlokalisierung in den Oberarmen, dass wesentlich mehr weibliche Probanden Schmerzen angaben. Für den Schulter-Nacken-Bereich ist auch hier der Unterschied weniger deutlich.

4.2.2 Subjektive Entspannungen

Anzahl der
subjektiven
Entspannungen

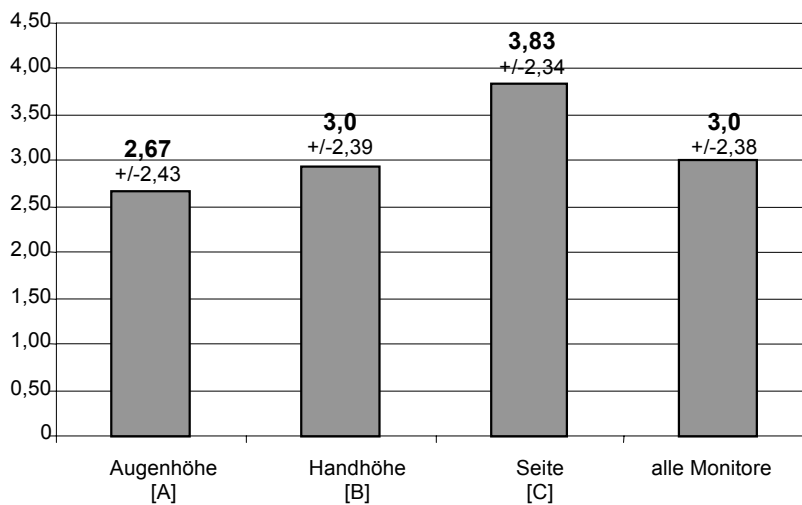


Abb. 22 Mittelwerte (fettgedruckt) der subjektiven Entspannungen (Muskellockerungen) mit Standardabweichungen (+/-x) während der Messungen; keine Signifikanz für $\alpha < 0,05$

Es wurde die Anzahl der Körperbewegungen gezählt, die von den Probanden mit dem Ziel der Muskellockerung („subjektive Entspannungen“) während der einzelnen Messung durchgeführt wurden. Dies wurde in der Auswertung neben den „between factors“ wiederum hinsichtlich des within-factors „Monitorposition“ untersucht. Das Diagramm zeigt die gemittelten Werte in Abhängigkeit der Position.

Die Anzahl der subjektiven Entspannungen (Muskellockerungen) zeigte weder vom Geschlecht, noch von der Reihenfolge, in der die Messungen durchgeführt worden sind, eine Abhängigkeit. Auch zeigten chronische Nackenschmerzen keinen Einfluss.

Die Probanden führten die Muskellockerungen bei Position frontal auf Augenhöhe [A] weniger häufig durch als bei den Positionen [B] und [C]. Am häufigsten lockerten sich die Probanden bei der seitlichen Monitorposition [C]. Die Häufigkeitsunterschiede der Verspannungen sind aufgrund recht großer Standardabweichungen nicht signifikant ($p=0.0723$). Die Spannweite der Muskellockerungen reicht dabei von Probanden, die während der Messungen kein einziges Mal eine Verspannung verspürt haben, bis hin zu Probanden, die bei den Messungen bis zu 10 mal versucht haben Verspannungen zu lösen.

4.2.3 Angaben der Präferenzen

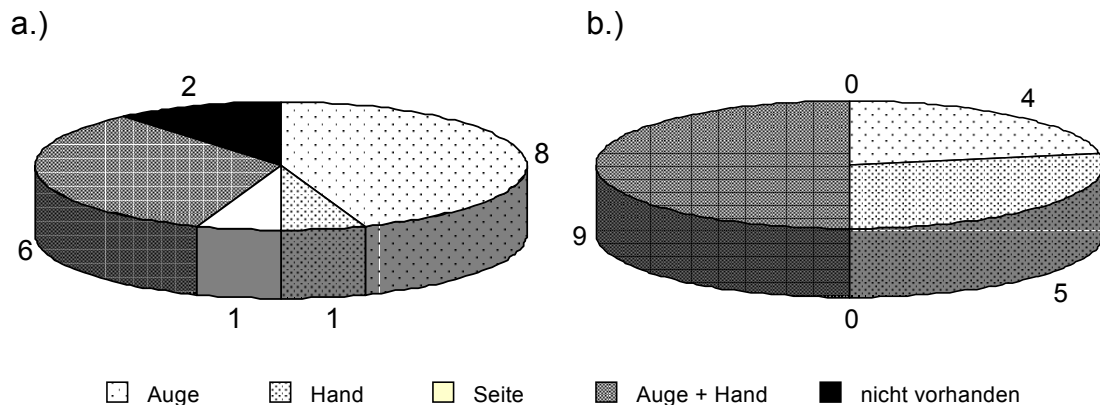


Abb. 23 Angaben der Präferenz: a. bezogen auf muskuläre und okuläre Beanspruchung
b. bezogen auf muskuläre und okuläre Beanspruchung in Verbindung mit dem ‚Handling‘ („Wunschposition“)

Die Probanden wurden nach den Messungen nach ihren Präferenzen befragt. Diese Aussagen wurden statistisch nicht ausgewertet; graphisch sind sie in Abhängigkeit der Monitorposition dargestellt.

Es kam zunächst allein auf die subjektiv empfundene muskuläre und okuläre Beanspruchung an. Bei dieser alleinigen Betrachtung bevorzugten acht der 18 Probanden die Position [A], sechs die Kombination aus [A] und [B]. Nur jeweils ein Proband präferierte Position [B] bzw. [C]. Bei zwei Probanden war ‚keine Präferenz vorhanden‘. Diese Probanden stellten keinen Unterschied zwischen den Positionen hinsichtlich der Beanspruchung fest.

Bei der Frage nach der „Wunschposition“, also der Position, die eine geringe muskuläre und okuläre Beanspruchung mit dem einfachsten Handling der Handgriffe vereinbart, entschieden sich die Hälfte der Probanden für die Kombination von Position [A] und [B], fünf wünschen sich einen Monitor auf Handhöhe und vier einen auf Augenhöhe.

4.3 Auswertung der Elektromyographie

4.3.1 Verlaufsdarstellung der Amplituden während der Messungen

Aus den elektromyographischen Rohsignalen wurden zwei Kennwerte der Amplitude ermittelt, die Elektrische Aktivität (EA) und der RMS-Wert (root mean square, siehe Kap. 3.5.2.1). Die Elektrische Aktivität wird bei der kombinierten Analyse für Spektrum und Amplitude (JASA) analysiert (Kapitel 4.4).

Die RMS-Werte werden im folgenden als prozentuale Anteile der Maximalaktivität des jeweiligen Muskels ausgedrückt (% RMS_{max}). Anhand von Diagrammen werden die Größenordnung der RMS_{max} -Werte und ihr zeitlicher Verlauf auf Unterschiede zwischen den drei Positionen (frontal auf Augenhöhe [A], frontal auf Handhöhe [B], seitlich auf Augenhöhe [C]) dargestellt. Die immer zuletzt durchgeführte Messung „alle Monitore“ geht nicht in die folgende Betrachtung ein (siehe Kapitel 3.4.1).

Von der Aktivität des Trapezmuskels und der Nackenmuskulatur wurden aus Werten der rechten und der linken Seite Mittelwerte gebildet und so beide Seiten gemeinsam untersucht. Der M. Sternocleidomastoideus wurde seitengetrennt analysiert:

1. „beidseitige Aktivität des M. Trapezius“: Mittelwerte der Kanäle 1+2
2. „beidseitige Aktivität der Nackenmuskulatur“: Mittelwerte der Kanäle 3+4
3. „Aktivität des linken M. Sternocleidomastoideus“: Werte des Kanals 5
4. „Aktivität des rechten M. Sternocleidomastoideus“: Werte des Kanals 6

Dargestellt und statistisch ausgewertet wurden jeweils 15 Werte pro Messung (ein Wert pro Minute). In die statistische Auswertung gingen neben den „between factors“ alle drei „within-factors“ ein (Monitorposition, Muskelaktivität, Zeit).

Auf die RMS_{max} -Werte hatte weder die Reihenfolge der Messungen, noch die Gruppenzuteilung aufgrund chronischer Nacken-Schulter-Schmerzen, noch das Geschlecht der Probanden einen signifikanten Einfluß (between-Factors).

4.3.1.1 Übersicht

Zur besseren Übersicht werden in diesem Kapitel die zeitlichen Verläufe aller Muskelgruppen in Diagrammen mit gleichem Maßstab der y-Achse (0-6% RMS_{max}) dargestellt. Die x-Achse gibt die Zeit an (15 Minuten). Es werden jeweils die Kapitel angegeben, in denen auf die Diagramme genauer eingegangen wird.

Für alle Diagramme gilt: — Augenhöhe, ····· Handhöhe, — Seite

Ableitungen 1-6

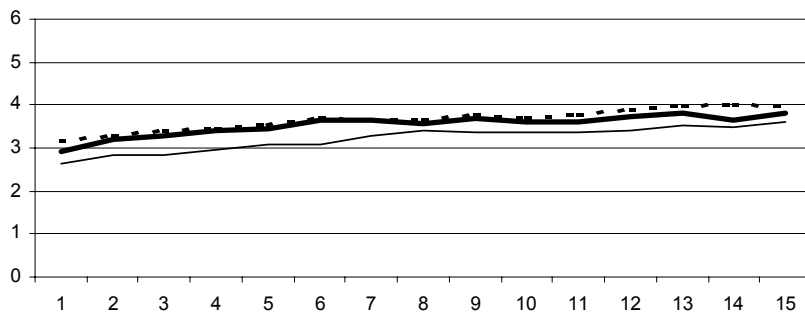


Abb. 24 Gemittelte RMS-Werte (% RMS_{max}) aller Ableitungen (1-6), vergl. Kap. 4.3.1.2

Ableitungen 1+2

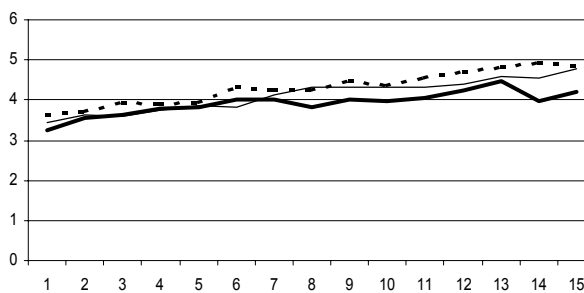


Abb. 25 Gemittelte RMS-Werte der Ableitungen 1+2 (TPS-Aktivität), vergl. Kap. 4.3.1.3

Ableitungen 3+4

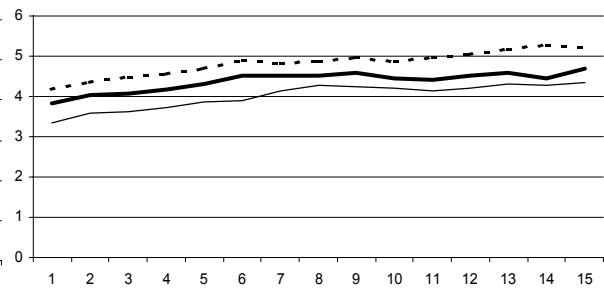


Abb. 26 Gemittelte RMS-Werte der Ableitungen 3+4 (C_4C_6 -Aktivität), vergl. Kap. 4.3.1.4

Ableitung 5

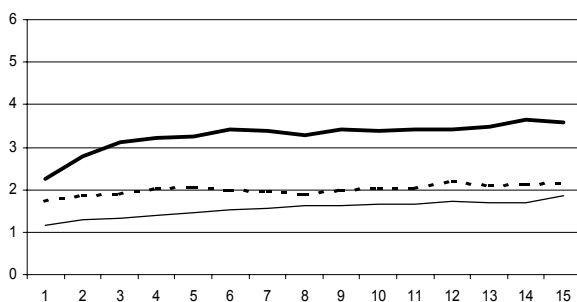


Abb. 27 Gemittelte RMS-Werte der Ableitung 5 (Aktivität links), vergl. Kap. 4.3.1.5

Ableitung 6

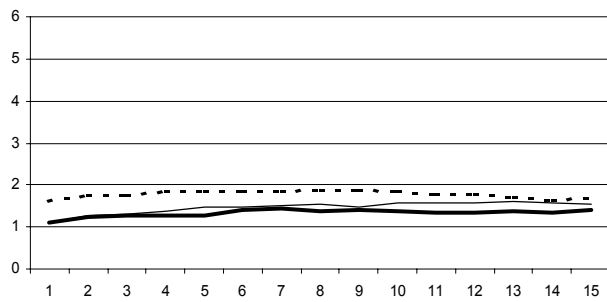


Abb. 28 Gemittelte RMS-Werte der Ableitung (SC-6 (SC-Aktivität rechts), vergl. Kap. 4.3.1.6

4.3.1.2 RMS-Werte der Gesamtmuskulatur

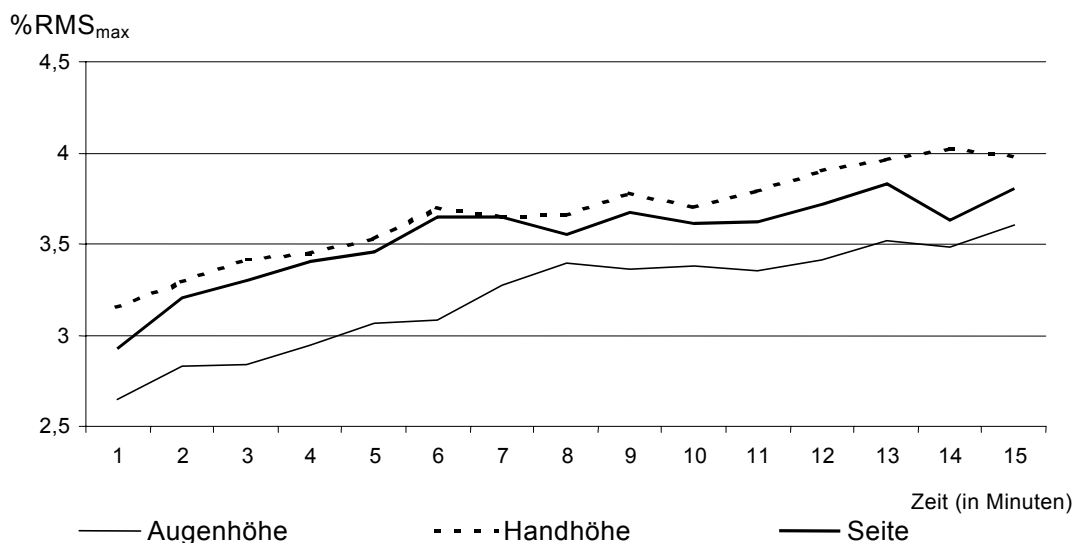


Abb. 29 Gemittelte RMS-Werte (% RMS_{max}) aller Ableitungen; drei Positionen

Bei der Betrachtung der prozentualen RMS_{max}-Werte (%RMS_{max}) der Kanäle 1 bis 6 findet man durchgehend die kleinsten Werte bei der Position frontal in Augenhöhe[A]. Diese Unterschiede sind signifikant zwischen Position [A] und der Position auf Handhöhe [B] ($p=0,0276$) und zwischen [A] und der seitlichen Position [C] ($p=0,0032$). Die Positionen auf Handhöhe [B] und seitlich auf Augenhöhe [C] unterschieden sich nicht signifikant ($p=0,4609$). Der Durchschnittswert der gemessenen Muskelaktivitäten liegt bei Position [A] zwischen 2.6 am Anfang und 3.7 bei Ende, bei Position [B] steigen die Werte von 3.2 auf 4.1 %RMS_{max} an.

Für die beiden Positionen auf Augenhöhe, die frontale [A] als auch die seitliche [C] ist in der ersten Hälfte der Messung (bis ca. Minute 8) eine deutlichere Steigung zu erkennen, als bei der Position mit gebeugten Nacken [B], bei der ein stetiger Anstieg über die gesamten 15 Minuten zu erkennen ist. Dieser Unterschied im zeitlichen Verlauf ist signifikant mit $p=0,0122$.

4.3.1.3 RMS-Werte der beidseitigen Aktivität des M. Trapezius

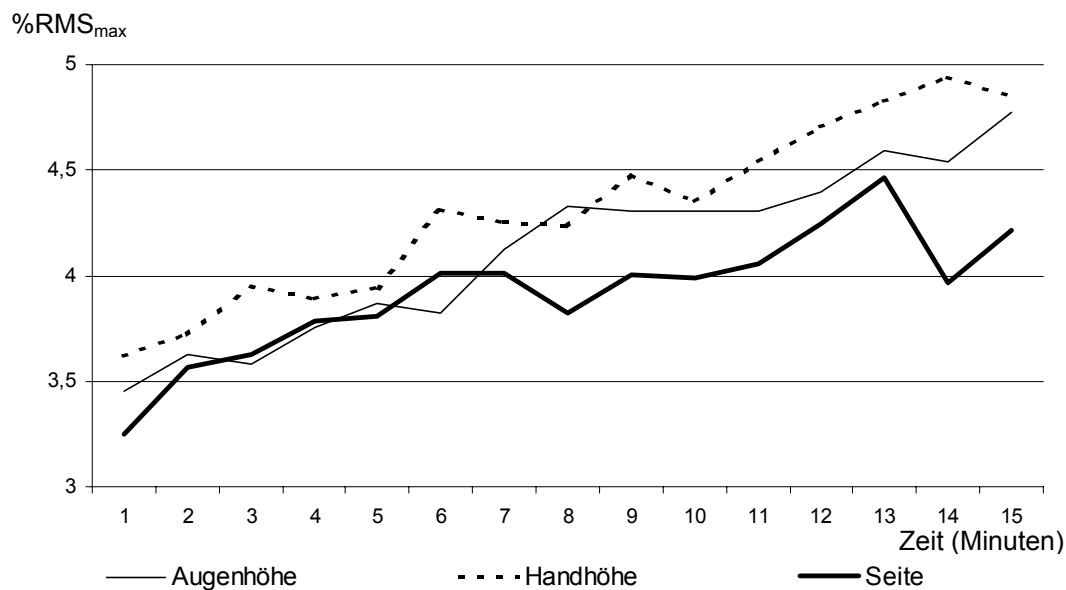


Abb. 30 Gemittelte RMS-Werte (% RMS_{max}) der Ableitungen 1+2 (TPS-Aktivität); drei Positionen

Hinsichtlich der Größenordnungen der Trapezius-Aktivität (Kanäle 1+2) war kein signifikanter Unterschied zwischen den Positionen zu erkennen ($p=0.3450$).

Es sind besonders bei der Monitorposition auf Handhöhe [B] und auch bei der seitlichen Position [C] deutliche Schwankungen im Kurvenverlauf zu erkennen. Bei der seitlichen Position [C] fällt zudem während der ersten 7 Minuten des Versuchs ein deutlicherer Anstieg im Vergleich zur zweiten Hälfte der Messung auf.

4.3.1.4 RMS-Werte der beidseitigen Aktivität der Nackenmuskulatur auf Höhe C₄-C₆

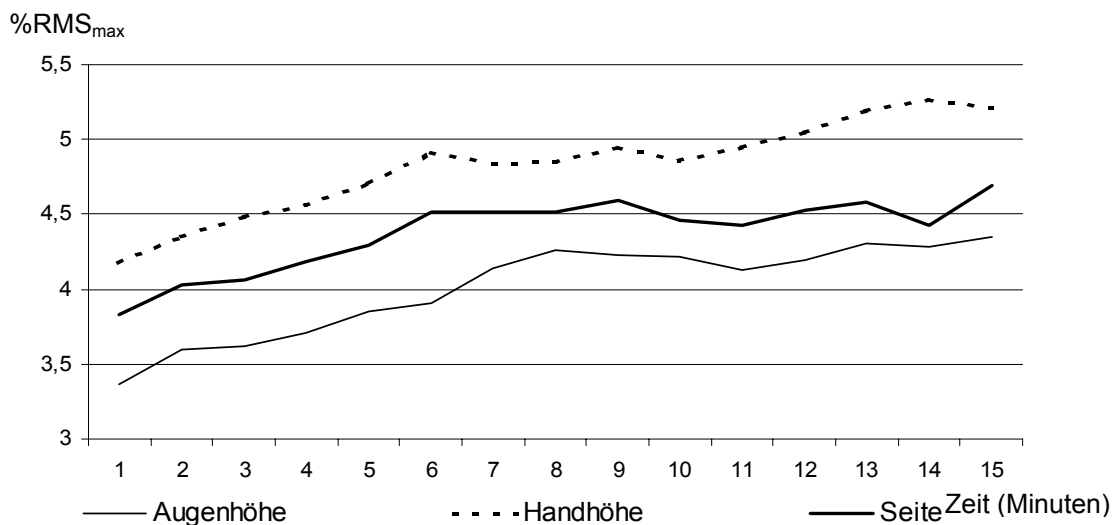


Abb. 31 Gemittelte RMS-Werte (% RMS_{max}) der Ableitungen 3+4 (C₄C₆-Aktivität); drei Positionen

Bei der Nackenmuskulatur (gemittelte Werte der Kanäle 3 und 4) ist ein deutlicher Unterschied der prozentualen RMS_{max}-Werte zwischen den Positionen zu erkennen (p=0,0009).

Die geringste der Aktivität der Nackenmuskulatur ergibt sich bei konstantem Blick auf einen Monitor in Augenhöhe (Werte zwischen 3,4 und 4,3 %RMS_{max}). In Handhöhe ist die Aktivität der Nackenmuskulatur am höchsten (Werte von 4,2 bis 5,3 %RMS_{max}).

Noch deutlicher als bei der TPS-Aktivität ist auch hier die Steigung der Muskelaktivität bei der seitlichen Position in der ersten Hälfte der Messung größer. Die Steigungen der frontalen Positionen [A] und [B] sind nahezu identisch.

4.3.1.5 RMS-Werte der Aktivität des linken M. Sternocleidomastoideus

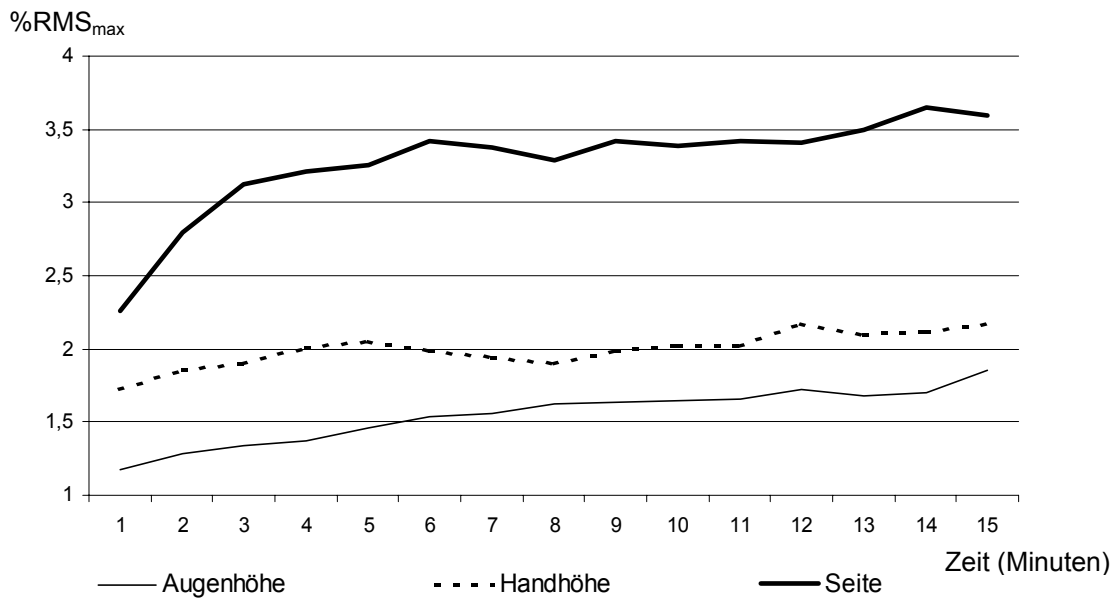


Abb. 32 Gemittelte RMS-Werte (% RMS_{max}) der Ableitung 5 (SC-Aktivität links); drei Positionen

Bei der seitlichen Monitorposition führt die konstante Kopfdrehung nach rechts zu einer deutlich größeren Aktivierung des linken M. Sternocleidomastoideus als bei den anderen beiden Positionen. Der Muskel zeigt 200% mehr Aktivität als bei Blick auf den Monitor in Augenhöhe und 100% mehr als in Handhöhe. Im Vergleich zur Position [A] oder [B] ist der Größenunterschied zwischen den Positionen hochsignifikant ($p=0,0001$).

Eine sehr deutliche Aktivitäts-Steigerung bei Position [C] ist zu Anfang zu erkennen, die sich jedoch nach der fünften Minute den Steigungen der Positionen [A] und [B] angleicht. So zeigt der zeitliche Verlauf insgesamt keinen signifikanten Unterschied ($p=0,0732$).

4.3.1.6 RMS-Werte der Aktivität des rechten M. Sternocleidomastoideus

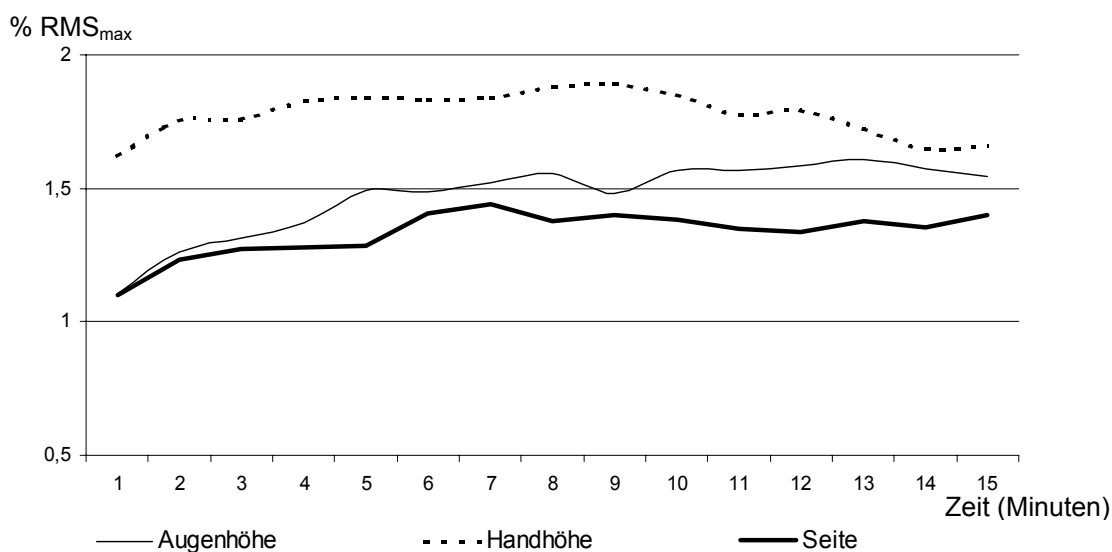


Abb. 33 Gemittelte RMS-Werte (% RMS_{max}) der Ableitung 6 (SC-Aktivität rechts); drei Positionen

Bei der Aktivität des rechten M. Sternocleidomastoideus zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Positionen. Tendenziell lag die Aktivität bei der Position auf Handhöhe [B] leicht oberhalb der Aktivitäten der Positionen [A] und [C]. Die rechtsseitige SC-Aktivität ist als einzige Ableitung bei der frontalen Position [A] minimal höher als bei der seitlichen Position der Monitors [C].

Der rechten M. Sternocleidomastoideus zeigt bei Position des Monitors auf Handhöhe [B] keine Aktivitätssteigerung über die 15 Minuten. Die Kurve steigt zwar leicht bis zur achten Minute an, fällt dann jedoch auf ihren Ausgangswert wieder ab.

Die Aktivität des rechtsseitigen M. Sternocleidomastoideus war bei allen Positionen signifikant niedriger als die des Linksseitigen ($p=0,0051$). Für beide Seiten jedoch gilt, dass nur sehr geringe Aktivitäten gemessen wurden. Sie betragen mit Ausnahme der linken Seite bei Kopfdrehung zum seitlichen Monitors nach rechts nicht mehr als 2,5 %RMS_{max}.

4.3.1.7 RMS-Werte der einzelnen Positionen, nach Muskelgruppen getrennt

Hier zeigte sich bei allen Positionen ein hoch signifikanter Unterschied der Größenordnungen der Aktivitäten von vier Muskelgruppen ($p=0.0001$).

Diese Muskelgruppen waren wie folgt aufgeteilt:

„TPS bds.“: Mittelwerte der Kanäle 1+2, ein Wert pro Minute

„C₄C₆ bds.“: Mittelwerte der Kanäle 3+4, ein Wert pro Minute

„SC li.“: Werte des fünften Kanals, ein Wert pro Minute

„SC re.“: Werte des sechsten Kanals, ein Wert pro Minute.

[A]: RMS-Werte bei Position „Augenhöhe“, nach Muskelgruppen getrennt

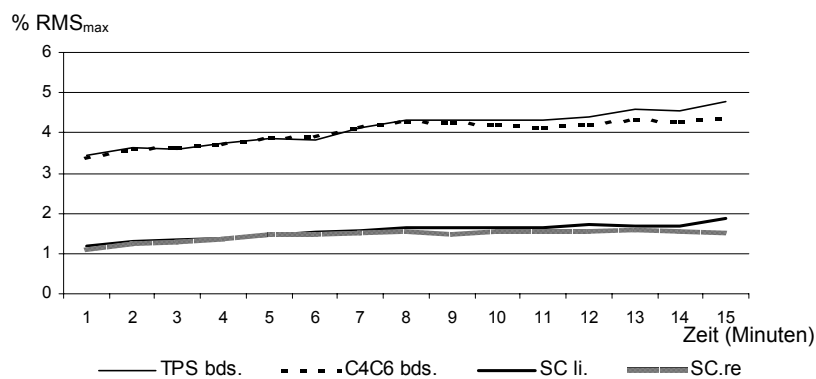


Abb. 34 Gemittelte RMS-Werte (% RMS_{max}) bei Position frontal auf Augenhöhe [A], getrennte Muskelgruppen

Es bilden sich zwei Gruppen: der TPS und die Nackenmuskulatur einerseits mit höherer Aktivität und die geringeren SC-Aktivitäten rechts und links andererseits. Dies wird noch betont durch eine größere Aktivitätssteigerung der erstgenannten Muskelgruppen.

[B]: RMS-Werte bei Position „Handhöhe“, nach Muskelgruppen getrennt

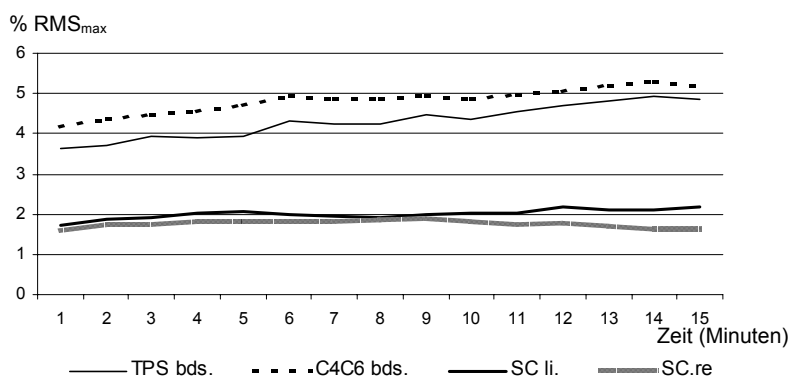


Abb. 35 Gemittelte RMS-Werte (% RMS_{max}) bei Position auf Handhöhe [B], getrennte Muskelgruppen

Bei dieser Position wird die Nackenmuskulatur im Vergleich zu den anderen Muskeln am stärksten belastet. Die TPS- und die linksseitige SC-Aktivität ist mit der bei Position Augenhöhe [A] vergleichbar und zeigt einen leichten Anstieg mit der Zeit. Die rechtsseitige SC-Aktivität liegt minimal unterhalb der linksseitigen und lässt im Vergleich zu dieser keine Steigung erkennen.

[C]: RMS-Werte bei Position „Seite“, nach Muskelgruppen getrennt

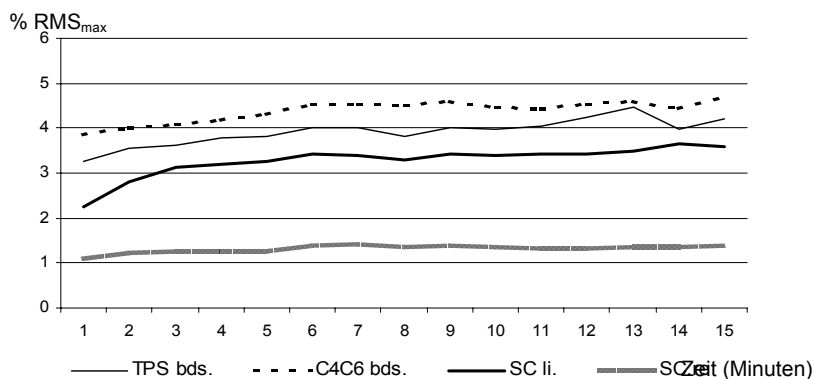


Abb. 36 Gemittelte RMS-Werte (% RMS_{max}) bei Position seitlich auf Augenhöhe [C], getrennte Muskelgruppen

Bei dieser Position fällt die größere Aktivität des linksseitigen Musculus Sternocleidomastoideus auf. Sie nähert sich der TPS-Aktivität an, die eine ähnliche Steigung wie bei den anderen beiden Positionen, jedoch ein niedrigeres Aktivitätslevel aufweist. Die Nackenmuskulatur ist wie bei Position auf Handhöhe [B] im Vergleich zu den anderen abgeleiteten Muskelgruppen am stärksten aktiviert. Mit Abstand die niedrigste Aktivität zeigt die rechtsseitige Musculus Sternocleidomastoideus mit einer nur geringen Steigerung im Verlauf der Zeit.

4.3.2 Verlaufsdarstellung der Frequenzen während der Messungen

Wir haben zwei Frequenzwerte aus den elektromyographischen Rohsignalen errechnet: die Mittenfrequenz (MF) und die Schwerpunktsfrequenz (mean power frequency, MPF). Der erstgenannte Wert wird bei der kombinierten Analyse von Spektrum und Amplitude verarbeitet (JASA, siehe Kapitel 4.4).

Die Schwerpunktsfrequenz wird im folgenden in Diagrammen dargestellt und es wird insbesondere der zeitliche Verlauf der MPF-Werte der untersuchten Muskeln in den unterschiedlichen Positionen miteinander verglichen.

Die immer zuletzt durchgeführte Messung „alle Monitore“ ist zum Vergleich in der graphischen Darstellung mit aufgeführt, jedoch blieb sie von der statistischen Auswertung ausgeschlossen, da sie nicht in die Reihenfolgenvariation mit ein ging (s.o.). Angaben von Signifikanzen beziehen sich somit stets nur auf die Monitorpositionen [A], [B] und [C].

Wie bei den RMS-Werten wurden auch bei der Schwerpunktsfrequenz die MPF-Werte der rechten und der linken Seite des Trapezmuskels und der Nackenmuskulatur gemittelt und so beide Seiten gemeinsam untersucht. Der M. Sternocleidomastoideus wurde seitengetrennt analysiert:

1. „beidseitige Aktivität des M. Trapezius“: Mittelwerte der Kanäle 1+2
2. „beidseitige Aktivität der Nackenmuskulatur“: Mittelwerte der Kanäle 3+4
3. „Aktivität des linken M. Sternocleidomastoideus“: Werte des Kanals 5
4. „Aktivität des rechten M. Sternocleidomastoideus“: Werte des Kanals 6

Dargestellt und statistisch ausgewertet wurden jeweils 15 Werte pro Messung (ein Wert pro Minute). In die statistische Auswertung gingen neben den „between factors“ alle drei „within-factors“ ein (Monitorposition, Muskelaktivität, Zeit).

Auf die MPF-Werte hatte weder die Reihenfolge der Messungen, noch die Gruppenzuteilung aufgrund chronischer Nacken-Schulter-Schmerzen, noch das Geschlecht der Probanden einen signifikanten Einfluß (between-Factors).

4.3.2.1 Übersicht

Es werden zur besseren Übersicht auch die MPF-Werte aller Muskelgruppen in Diagrammen mit gleichem Maßstab der y-Achse (40 – 80 Hertz) dargestellt. Die x-Achse gibt die Zeit in Minuten an. Es werden jeweils die Kapitel angegeben, in denen auf die Diagramme genauer eingegangen wird.

Für alle Diagramme gilt:

— Augenhöhe, Handhöhe, — Seite, alle Monitore

Ableitungen 1-6

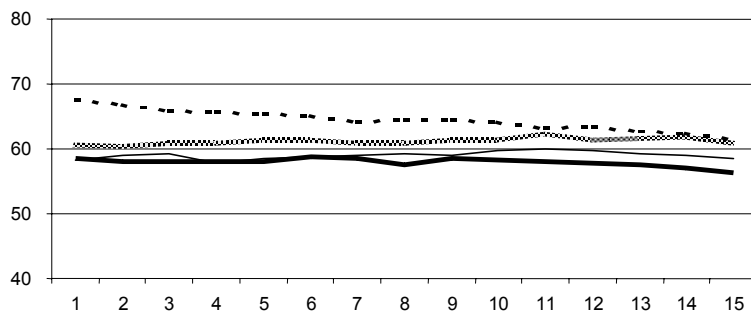


Abb. 37 Gemittelte MPF-Werte aller Ableitungen (1-6), vergl. Kap. 4.3.2.2

Ableitungen 1+2

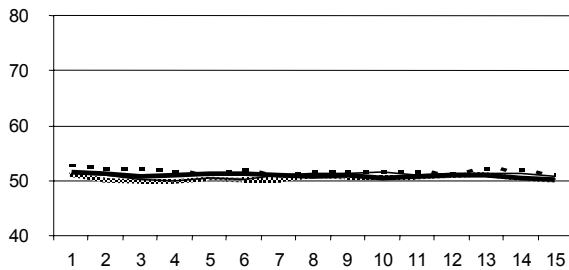


Abb. 38 Gemittelte MPF-Werte der Ableitungen 1+2 (TPS-Aktivität), vergl. Kap. 4.3.2.3

Ableitungen 3+4

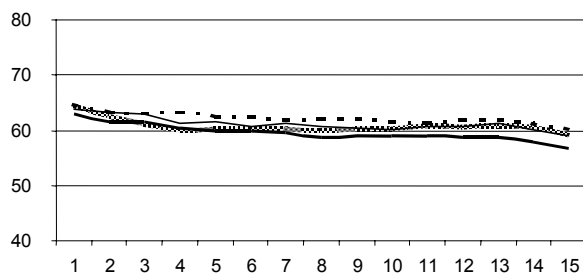


Abb. 39 Gemittelte MPF-Werte der Ableitungen 3+4 (C₄C₆-Aktivität), vergl. Kap. 4.3.2.4

Ableitung 5

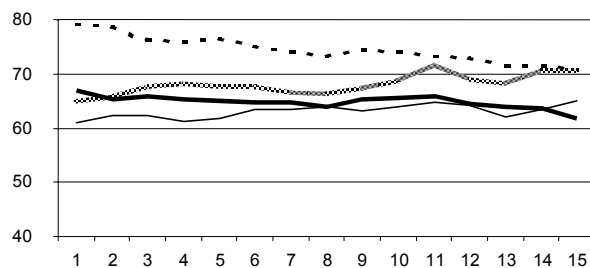


Abb. 40 Gemittelte MPF-Werte der Ableitung 6 (links), vergl. Kap. 4.3.2.5

Ableitung 6

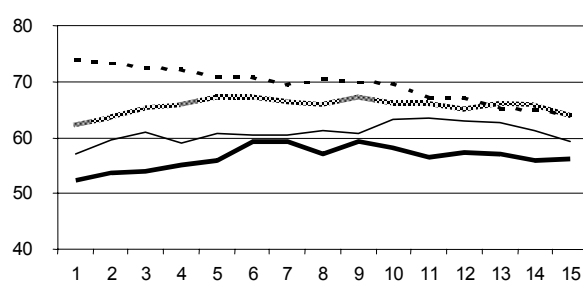


Abb. 41 Gemittelte MPF-Werte der Ableitung 6 (SC-Aktivität rechts), vergl. Kap. 4.3.2.6

4.3.2.2 MPF-Werte der Gesamtmuskulatur

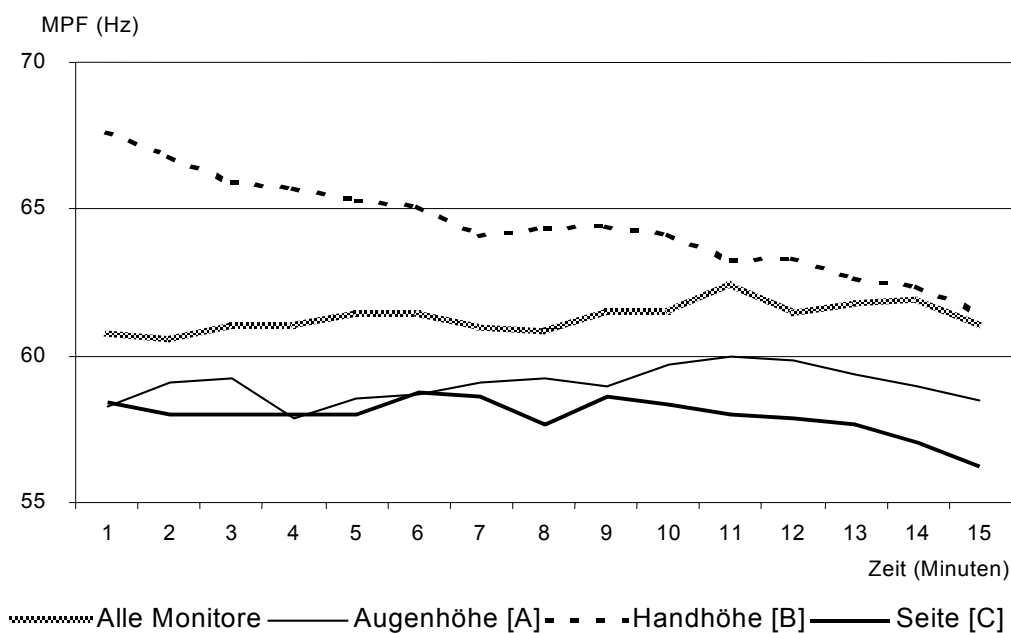


Abb. 42 Gemittelte MPF-Werte aller Ableitungen (Kanäle 1-6); vier Messungen

Bei der Betrachtung des Diagramms fällt auf, dass bei der Position des Monitors auf Handhöhe [B] zum einen die höchsten Frequenzwerte (> 60 Hz) sowie der stärkste Abfall der Frequenz auftreten. Die seitliche Position des Monitors [C] führt zu niedrigeren Frequenzwerten (< 60 Hz) und nur zu einem geringen Abfall des Frequenzwertes. Dieser Unterschied im zeitlichen Verlauf zur Position [B] ist hoch signifikant bei $p = 0,0069$.

Bei Position des Monitors frontal auf Augenhöhe [A] finden sich die größten Schwankungen der Werte, die der Kurve ein unruhiges Bild geben. Ausgangs- und Endfrequenz nach Mittelung aller Kanäle sind bei dieser Position jedoch nahezu identisch. Der zeitliche Verlauf der MPF-Werte der Position [A] zeigt somit nur im Vergleich zu der Position des Monitors auf Handhöhe einen signifikanten Unterschied ($p = 0,0001$).

Ein leichter Anstieg der Frequenzwerte findet sich nur bei der Messung mit der Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren.

4.3.2.3 MPF-Werte der beidseitigen Aktivität des M. Trapezium

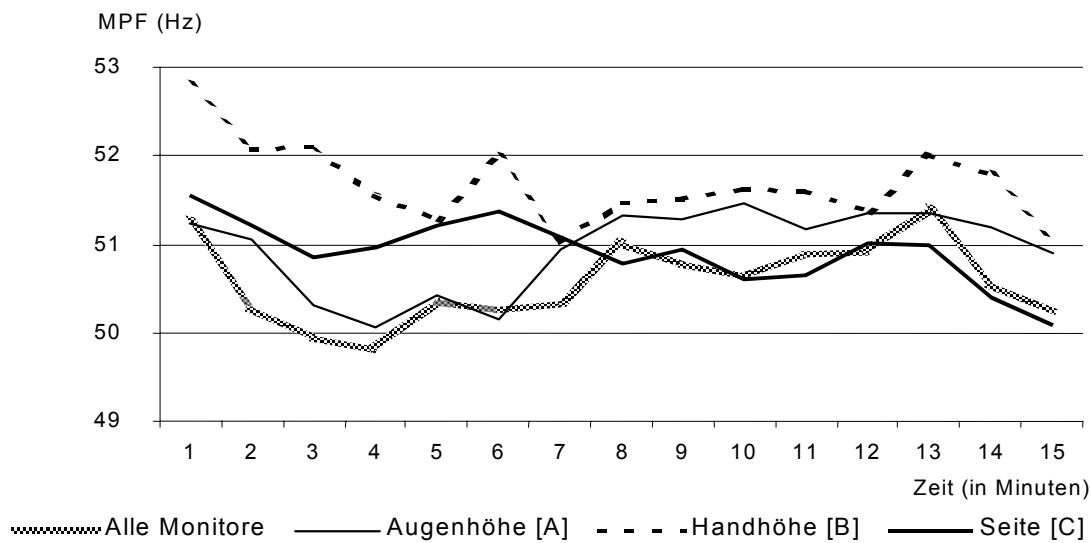


Abb. 43 Gemittelte MPF-Werte der Ableitungen 1+2 (TPS-Aktivität); vier Positionen

Die Frequenzwerte des Trapezmuskels liegen am niedrigsten im Vergleich zu den anderen abgeleiteten Muskelgruppen. Der zeitliche Verlauf zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messungen ($p=0,1614$).

Ein abfallende Tendenz erkennt man dennoch bei der seitlichen Position des Monitors und bei der Position auf Handhöhe. Im Gegensatz dazu findet man bei der Position [A] bis zur siebten Minute einen Abfall der Frequenz, der von einem Anstieg bis zum Ausgangswert in der 13. Minute gefolgt wird.

Wiederum zeigt allein die Messung mit der Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren nach einem Abfall während der ersten drei Minuten, einen Anstieg der Frequenzwerte.

4.3.2.4 MPF-Werte der beidseitigen Aktivität der Nackenmuskulatur auf Höhe C₄C₆

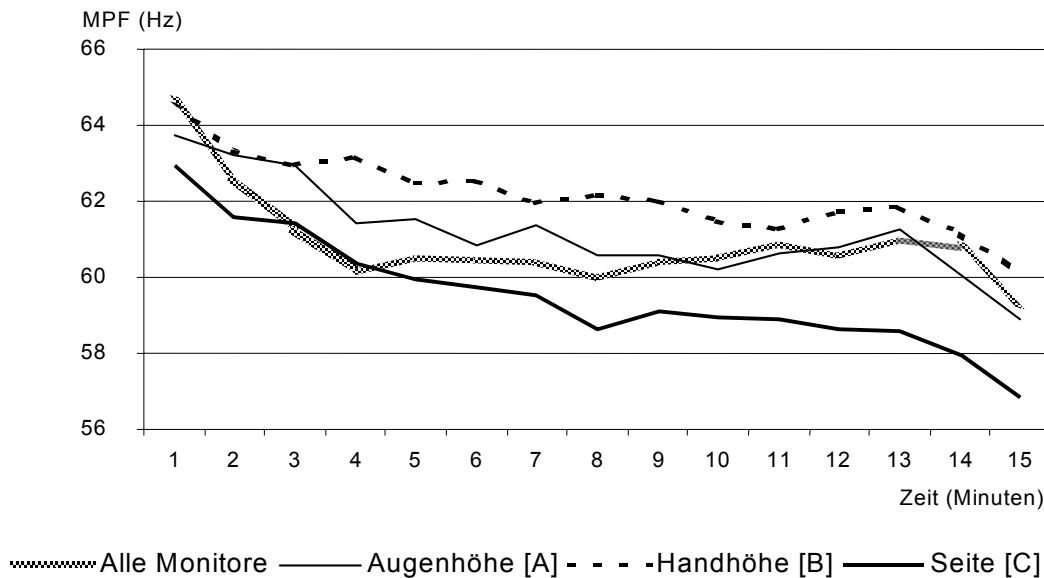


Abb. 44 Gemittelte MPF-Werte der Ableitungen 3+4 (C₄C₆-Aktivität); vier Positionen

Die Nackenmuskulatur zeigt bei allen Positionen einen gleichmäßigen und sehr ähnlichen Frequenzabfall über die Zeit (nicht signifikant unterschiedlich zwischen den Positionen). Die Werte liegen bei Position auf Handhöhe wiederum am höchsten, bei der seitlichen Position am niedrigsten. Die Werte unterliegen hier wesentlich weniger Schwankungen als beim Trapezmuskel.

Der zeitliche Verlauf bei der Messung bei allen Monitoren unterscheidet sich erneut von den Messungen der Positionen [A], [B] und [C]: Nach einem deutlicheren Abfall als bei den anderen Positionen in den ersten drei Minuten folgt ein leichter Anstieg der Frequenz bis zur vorletzten Minute. Die letzte Minute ist wieder von einem Frequenzabfall gekennzeichnet.

4.3.2.5 MPF-Werte der Aktivität des linken M. Sternocleidomastoideus

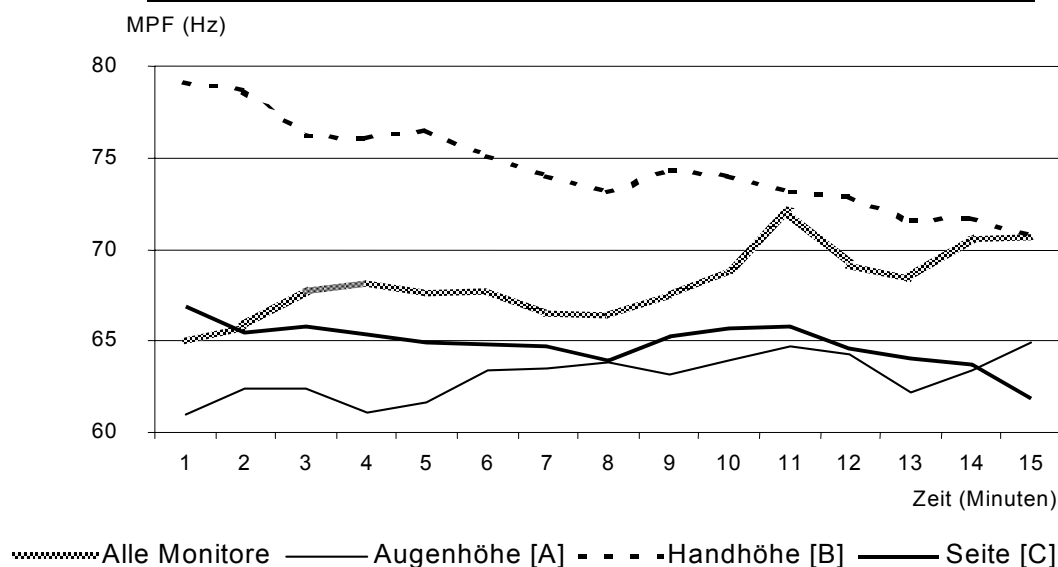


Abb. 45 Gemittelte MPF-Werte der Ableitung 5 (SC-Aktivität links); vier Positionen

Die Frequenzwerte des linken (wie auch des rechten, s.u.) M. Sternocleidomastoideus liegen in Relation zu Trapez- und Nackenmuskeln in einem höheren Frequenzbereich (bis 80 Hz, Trapezmuskel bis 50 Hz, Nackenmuskel bis 65 Hz).

Trotz der Aktivierung des linken M. Sternocleidomastoideus bei Kopfdrehung zu dem an der rechten Seite positionierten Monitor [C] zeigt sich bei dieser Position ein nur geringer Abfall der Frequenz über die Zeit. Wesentlich deutlicher ist der MPF-Abfall bei der Monitorposition auf Handhöhe. Bei dieser Position finden sich auch bei diesem Muskel im Vergleich zu den anderen Monitorpositionen die höchsten Frequenzwerte im gesamten Verlauf der Messung. Einen leichten Anstieg zeigt trotz auftretender Schwankungen der zeitliche Verlauf der Frequenzwerte bei der frontalen Position den Monitors auf Augenhöhe. Der Unterschied im zeitlichen Verlauf zwischen den Positionen ist signifikant mit $p=0,0164$.

Den deutlichsten Anstieg der MPF-Werte zeigt auch bei diesem Muskel die Messung mit der Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren. Mit Ausnahme eines hohen Wertes in der 11. Minute ist dieser Anstieg recht regelmäßig.

4.3.2.6 MPF-Werte der Aktivität des rechten M. Sternocleidomastoideus

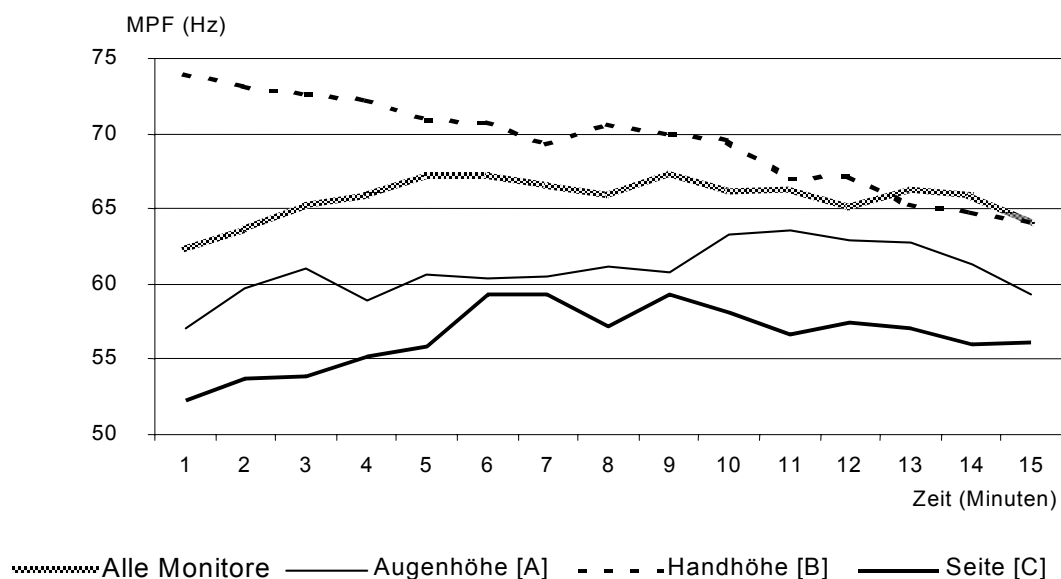


Abb. 46 Gemittelte MPF-Werte der Ableitung 6 (SC-Aktivität rechts); vier Positionen

Der rechte M. Sternocleidomastoideus zeigt als einziger Muskel einen Anstieg der Frequenz bei allen Messungen mit Ausnahme der Messung mit Position des Monitors auf Handhöhe [B]. Hierbei ist der Abfall der Frequenzwerte regelmäßig und unterliegt kaum Schwankungen. Der Anstieg ist bei der seitlichen Position deutlicher in der ersten Hälfte der Messung, wobei die Frequenzwerte bei der frontalen Position des Monitors auf Augenhöhe ihren Höchstpunkt in der zweiten Hälfte der Messung aufweisen. Der Unterschied im zeitlichen Verlauf zwischen den Positionen ist signifikant mit $p=0,001$.

Die Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren zeigt bei den ermittelten Frequenzwerten des rechten „Kopfdrehers“ nur in den ersten fünf Minuten einen Anstieg. Danach zeigen diese Werte kaum Bewegung, eine tendenzieller Abfall ist erkennbar.

4.3.2.7 MPF-Werte der einzelnen Positionen, nach Muskelgruppen getrennt

Die Muskelgruppen waren wie folgt aufgeteilt:

„TPS bds.“: Mittelwerte der Kanäle 1+2, ein Wert pro Minute

„C₄C₆ bds.“: Mittelwerte der Kanäle 3+4, ein Wert pro Minute

„SC li.“: Werte des fünften Kanals, ein Wert pro Minute

„SC re.“: Werte des sechsten Kanals, ein Wert pro Minute.

[A]: MPF-Werte bei Position „Augenhöhe“, nach Muskelgruppen getrennt

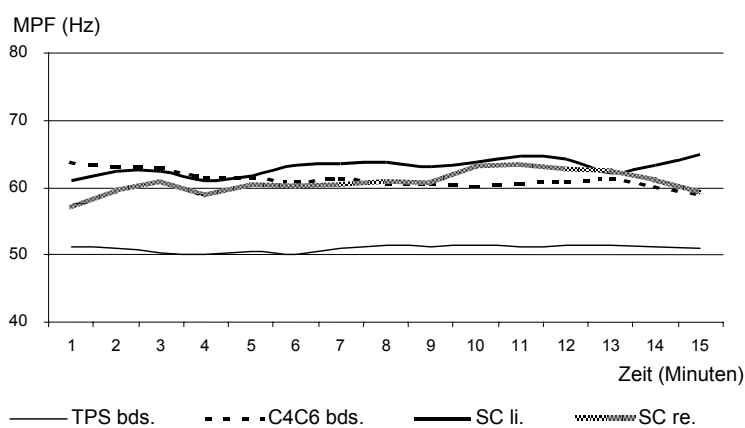


Abb. 47 Gemittelte MPF-Werte bei Position frontal auf Augenhöhe [A], getrennte Muskelgruppen

Alle abgeleiteten Muskelgruppen zeigen bei Position des Monitors frontal auf Augenhöhe einen recht gleichmäßigen Verlauf, mit Ausnahme der Nackenmuskulatur ist ein tendenzieller Anstieg der MPS-Werte erkennbar. Die Nackenmuskulatur zeigt hingegen eine Tendenz des Abfalls. Diese Tendenzen der unterschiedlichen Steigungen sind statistisch nicht nachweisbar, so dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Muskelgruppen gefunden wird.

[B]: MPF-Werte bei Position „Handhöhe“, nach Muskelgruppen getrennt

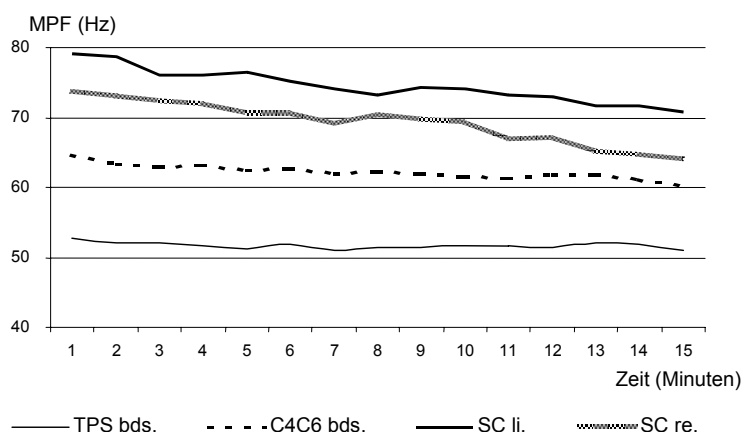


Abb. 48 Gemittelte MPF-Werte bei Position frontal auf Handhöhe [B], getrennte Muskelgruppen

Bei der Monitorposition auf Handhöhe fällt bei jeder der abgeleiteten Muskelaktivitäten die Schwerpunktsfrequenz ab. Dieser Abfall ist bei den Mm. Sternocleidomastoidei deutlicher als bei der Nackenmuskulatur, die Frequenzwerte des Trapezmuskels zeigen den schwächsten Abfall (signifikanter Unterschied mit $p=0,0084$). Die letztgenannten Muskelgruppen weisen zudem niedrigere Frequenzwerte als die sogenannten „Kopfdreher“ auf.

[C]: MPF-Werte bei Position „Seite“, nach Muskelgruppen getrennt

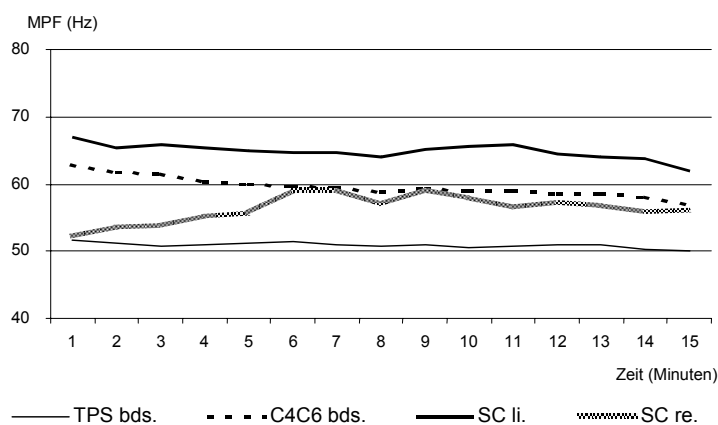


Abb. 49 Gemittelte MPF-Werte bei Position seitl. auf Augenhöhe [C], getrennte Muskelgruppen

Hier zeigt sich ein unregelmäßigeres Bild der zeitlichen Verläufe der MPF-Werte: die Nackenmuskulatur weist wie der linke M. Sternocleidomastoideus einen tendenziellen Abfall auf. Die Werte des Trapezmuskels zeigen hingegen kaum Bewegung und die gemittelte Schwerpunktsfrequenz des rechten M. Sternocleidomastoideus steigt im Verlaufe der Messung an. Diese Unterschiede im zeitlichen Verlauf sind hoch-signifikant mit $p=0,0001$.

[AM]: MPF-Werte bei der Messung „alle Monitore“, nach Muskelgruppen getrennt

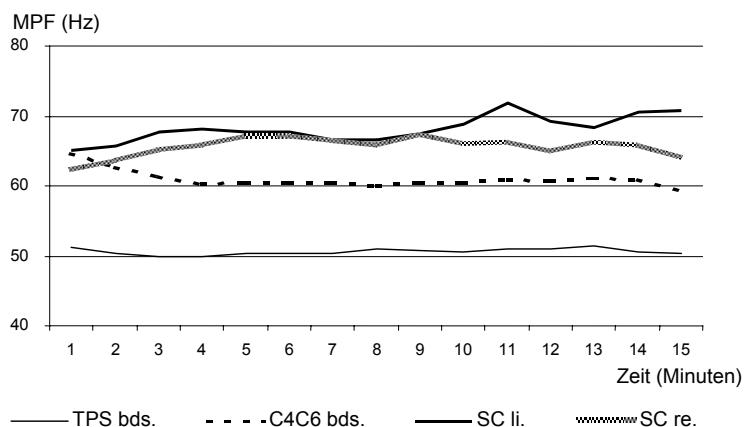


Abb. 50 Gemittelte MPF-Werte bei der Messung „alle Monitore“, getrennte Muskelgruppen

Bei der Messung mit der Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren zeigt nur der Frequenzwert der Nackenmuskulatur einen leichten Abfall mit der Zeit. Der MPF-Wert des Trapezmuskels zeigt kaum Bewegung in den gemessenen 15 Minuten. Beide Mm. Sternocleidomastoidei weisen eine tendenziell ansteigende Schwerpunktsfrequenz auf, wobei linksseitig der Anstieg deutlicher als rechts ist.

4.4 Kombinierte Analyse der zeitlichen Verläufe der Frequenz und der Amplitude (Joint Analysis of Spectrum and Amplitude, JASA, orientiert an Luttmann et al.)

Es wurden für jeden Probanden (18) für alle vier Messungen (frontal auf Augenhöhe („Augenhöhe“), frontal auf Handhöhe („Handhöhe“), seitlich auf Augenhöhe („Seite“) und die Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren („Alle Monitore“) alle 60 Sekunden ein Kennwert der Amplitude (Elektrische Aktivität, EA) und ein Kennwert der Frequenz (Mittelfrequenz, MF) von folgenden Muskelgruppen bestimmt:

„M. Trapezius bds.“: Mittelwerte der Kanäle 1+2

„Nackermuskulatur bds.“: Mittelwerte der Kanäle 3+4

„M. Sternocleidomastoideus li.“: Werte des fünften Kanals

„M. Sternocleidomastoideus re.“: Werte des sechsten Kanals

Von diesen Werten konnte die Steigung einer durch sie gelegten Regressionsgerade bestimmt werden. Die Steigungen der Frequenz- und der Amplitudenkennwerte eines jeden Probanden bilden Wertepaare, die in einem x/y-Diagramm dargestellt werden können (im folgenden ist die Steigung der Frequenz am x-Wert, die Steigung der Amplitude am y-Wert abzulesen).

Hierbei werden die Werte in Relation zueinander beurteilt - das Hauptinteresse liegt in der Unterteilung zwischen positiver und negativer Steigung. Zur einfacheren Darstellung wurden daher die Steigungen der Elektrischen Aktivität und der Mittelfrequenz einer jeden Muskelgruppe auf den größten dieser Werte normiert, der gleich ‚1‘ gesetzt wurde.

Die vier Quadranten der Diagramme entsprechen den vier verschiedenen Kombinationsmöglichkeiten von positiver und negativer Steigung der zwei Faktoren (EA und MF):

1. Frequenz -, Amplitude + : Muskelermüdung
2. Frequenz und Amplitude + : Kraftzunahme
3. Frequenz + , Amplitude - : Muskelerholung
4. Frequenz und Amplitude - : Kraftabnahme

4.4.1 JASA für den M. Trapezius beidseits

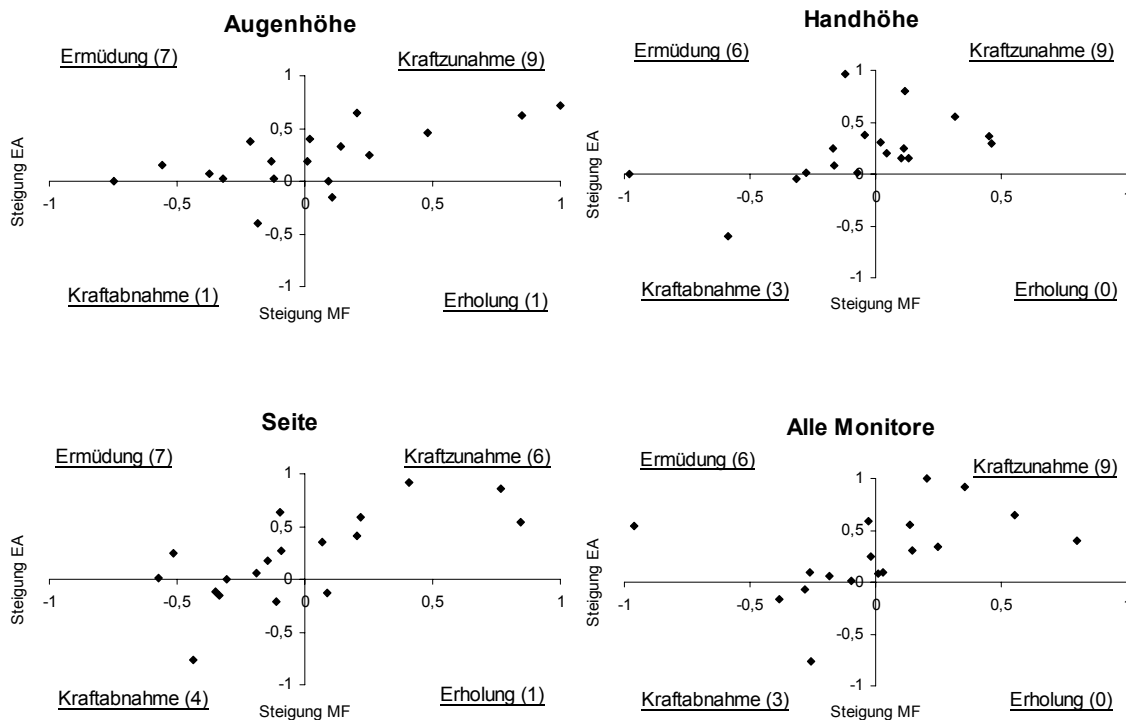


Abb. 51 Kombinierte Analyse von Spektrum und Amplitude, M. Trapezius bds.

Wie schon bei der alleinigen Betrachtung zeigt auch die kombinierte Analyse von Spektrum und Amplitude bei dem Trapezmuskel kaum Unterschiede zwischen den Positionen. Bei allen Positionen *ermüden* 6-7 Probanden. Bis auf die seitliche Position ist eine Steigung der Aktivität besonders auf die *Zunahme der Kraft* zurückzuführen – bei der Seit-Position tritt die positive Steigung der EA-Werte vermehrt durch die *Ermüdungsreaktion* des Muskels auf. Jedoch zeigt die seitliche Position (13 Probanden) im Vergleich zu den anderen Positionen (15-16 Probanden) bei weniger Probanden einen Anstieg der elektrischen Aktivität.

4.4.2 JASA für die Nackenmuskulatur beidseits

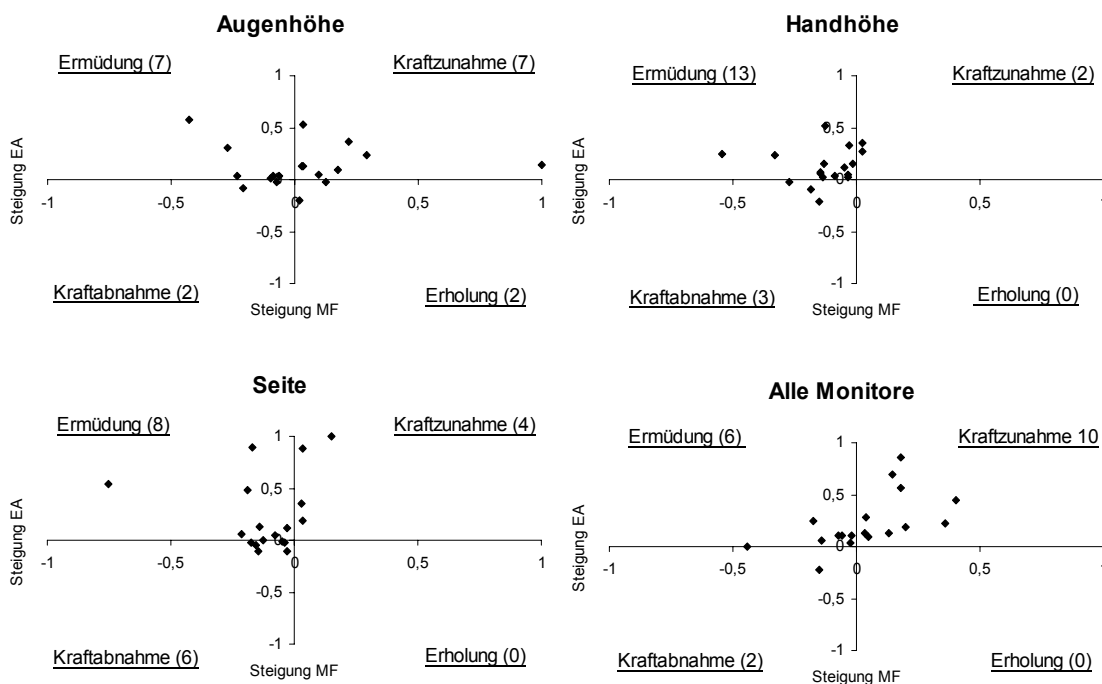


Abb. 52 Kombinierte Analyse von Spektrum und Amplitude, Nackenmuskulatur auf Höhe von C₄C₆ bds.

Bei der Nackenmuskulatur wird bei der Position des Monitors auf Handhöhe deutlich, dass von den 15 Probanden, bei denen eine positive Steigung der EA-Werte vorkamen, diese bei den meisten Probanden auf *Ermüdungserscheinungen* zurückzuführen ist (13 Probanden). Diese Verteilung ist auch bei der Seitposition zu erkennen (12 Probanden mit Aktivitätssteigerung, 8 davon als *Ermüdung*). Bei der Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren ermüdet die Nackenmuskulatur bei nur 6 Probanden, bei 10 Probanden ist die Aktivitätssteigerung auf eine *Kraftzunahme* zurückzuführen. Bei Position frontal auf Augenhöhe [A] ist das Verhältnis ausgeglichen (7:7) und auch nur bei dieser Position ist ein Abfall der Amplitude und ein Anstieg der Frequenz (=Erholung) bei zwei Probanden zu erkennen. Zu einer *Kraftabnahme* kommt es bei sechs Probanden bei der seitlichen Position, bei den anderen Positionen ist bei nur 2-3 Probanden eine *Abnahme der Kraft* der Nackenmuskulatur zu erkennen.

4.4.3 JASA für den M. Sternocleidomastoideus links

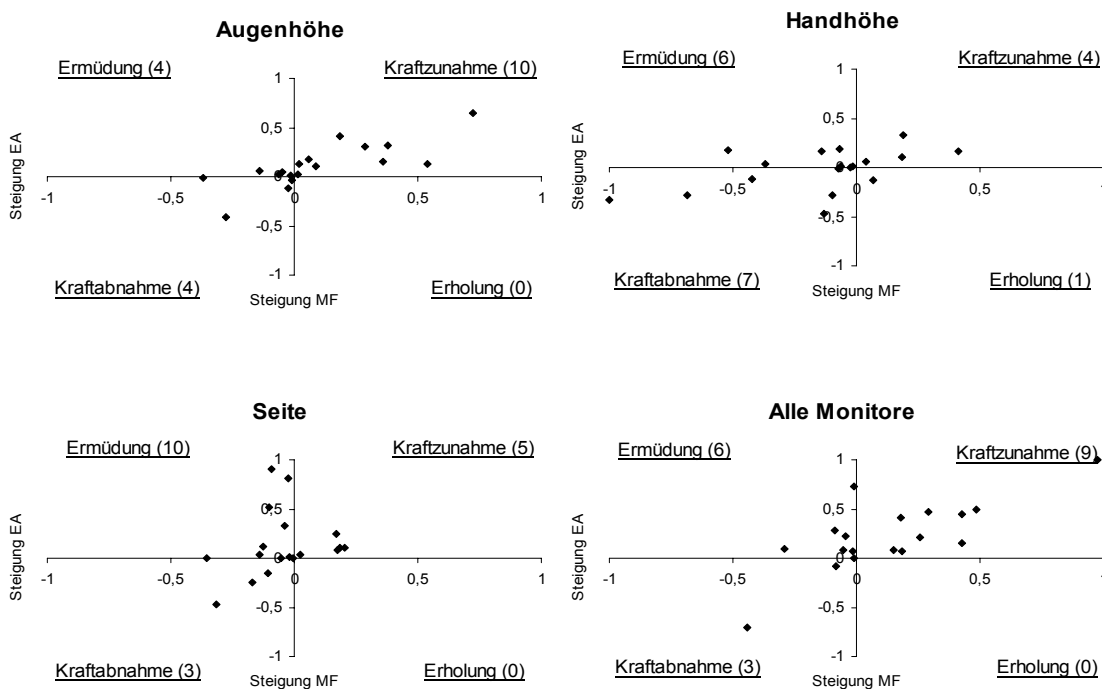


Abb. 53 Kombinierte Analyse von Spektrum und Amplitude, M. Sternocleidomastoideus links

Auch hier ist wieder zu erkennen, dass eine Aktivitätssteigerung des linken M. Sternocleidomastoideus bei der seitlichen Position und bei der Position des Monitors auf Handhöhe eher auf eine *Ermüdung* des Muskels als auf eine *Kraftzunahme* zurückzuführen ist (Seite: positive Steigung von EA bei 15 Probanden, davon 10 als *Ermüdung*, Handhöhe: positive EA-Steigung: 10, davon 6 als *Ermüdung*). Bei den beiden anderen Positionen liegt das Verhältnis zugunsten der *Kraftzunahme* (Augenhöhe: positive EA-Steigung bei 14 Probanden, davon 10 als *Kraftzunahme*, Alle Monitore: 15 mit positiver Steigung, davon 9 als *Kraftzunahme*).

Interessant ist, dass bei der Position Handhöhe bei 7 Probanden eine *Kraftabnahme* zu erkennen ist, die bei den anderen Positionen nur bei 3-4 Probanden vorkommt.

In Kombination mit den Ergebnisse der Nackenmuskulatur fällt somit auf, dass die Muskulatur unterschiedlich beansprucht wird: Bei der Monitorposition auf Handhöhe ist bei den meisten Probanden eine *Ermüdungserscheinung* zu erkennen, im Ausgleich dazu gilt für den linken M. Sternocleidomastoideus, dass es hierbei in

Relation zu den anderen Positionen bei mehr Probanden zu einer *Kraftabnahme* kommt.

Für die Seit-Position ist es umgekehrt: eine *Ermüdung* ist bei den meisten Probanden im linken M. Sternocleidomastoideus zu erkennen. Bei der Nackenmuskulatur tritt, relativ zu den anderen Positionen, vermehrt eine *Kraftabnahme* bei der seitlichen Position auf.

4.4.4 JASA für den M. Sternocleidomastoideus rechts

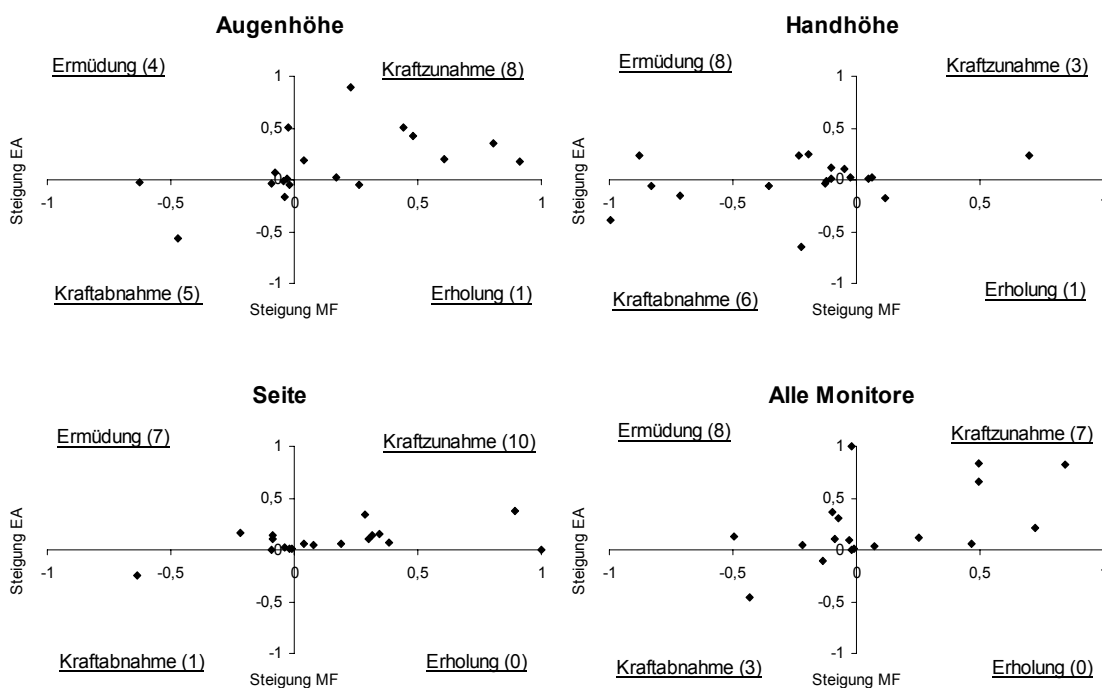


Abb. 54 Kombinierte Analyse von Spektrum und Amplitude, M. Sternocleidomastoideus rechts

Eine Aktivitätssteigerung im rechten M. Sternocleidomastoideus ist bei den Positionen auf Augenhöhe, seitlich und frontal, vermehrt auf eine *Kraftzunahme* des Muskels zurückzuführen, bei der Position auf Handhöhe jedoch sind positive Steigungen der EA-Werte eher durch *Ermüdungserscheinungen* zu erklären (11 Probanden mit Aktivitätssteigerung, davon 8 als *Ermüdung*). Bei der Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren ist das Verhältnis recht ausgeglichen (15 Probanden mit positiver EA-Steigung, davon 8 als *Ermüdung*). *Kraftabnahme* und *Erholung*, also eine Verminderung der Elektrischen Aktivität kommt vermehrt bei den frontalen Positionen vor (Augenhöhe (6) und Handhöhe (7)).

Zusammenfassend seien die Ergebnisse nochmals tabellarisch dargestellt:

		M. Trapezius bds.	Nackenmuskulatur bds.	M. SCM* li.	M. SCM* re.
Ermüdung	Augenhöhe	7	7	4	4
	Handhöhe	6	13	6	8
	Seite	7	8	10	7
	Alle Monitore	6	6	8	8
Kraftzunahme	Augenhöhe	9	7	10	8
	Handhöhe	9	2	4	3
	Seite	6	4	5	10
	Alle Monitore	9	10	7	7
Kraftabnahme	Augenhöhe	1	2	4	5
	Handhöhe	3	3	7	6
	Seite	4	6	3	1
	Alle Monitore	3	2	3	3
Erholung	Augenhöhe	1	2	/	1
	Handhöhe	/	/	1	1
	Seite	1	/	/	/
	Alle Monitore	/	/	/	/

Tab. 4.1 Zusammenfassung der kombinierten Auswertung von Spektrum und Amplitude (JASA), als richtungsweisend sind Werte >9 (mehr als die Hälfte der Probanden) fettgedruckt.

* : SCM = Sternocleidomastoideus

5. Diskussion

5.1 Allgemeines

Eine wissenschaftliche Analyse der ergonomischen Begebenheiten des Arbeitsplatzes OP-Saal und der davon abhängigen Leistung und Arbeitsbelastung der dort tätigen Chirurgen trägt dazu bei, die Effizienz und Sicherheit der immer mehr von der Technik abhängigen chirurgischen Tätigkeit zu maximieren. Die Chirurgie, besonders die minimal invasive Chirurgie (MIC) fordert ein hohes Maß an intellektueller Vorbereitung, Feinmotorik, körperliche Ausdauer und die Fähigkeit, auf Probleme und Unvorhersehbares schnell zu reagieren. Dazu ist ein kontrolliert-wirkungsvolles Arbeitsfeld notwendig. Zudem ist die chirurgische Versorgung teuer und die Kosten von Fehlern sind weder in Hinblick auf menschliche noch auf ökonomische Faktoren zu unterschätzen. Gerade auch ergonomische Studien scheinen für die Analyse von chirurgischer Arbeit notwendig zu sein.

Der Operationssaal wurde bisher weitgehend aus Bemühungen, den Arbeitsplatz ergonomisch zu gestalten, ausgeklammert. Dies geschah zum Teil bewusst, wenn z.B. Arbeitsstättenverordnungen (ArbStättV, 1996) und Arbeitsstättenrichtlinien (ASR 7/1, 1976) beim Bau von OP-Abteilungen nicht berücksichtigt wurden. Der Patient steht im Mittelpunkt und für sein Wohl wird manche persönliche Einschränkung hingenommen. Dabei ist es bekannt, dass durch ergonomisch gestaltete Instrumente und Geräte Gesundheitsschäden des Personals (Edholm, 1967) als auch Komplikationen am Patienten (Burlington, 1996) verhindert werden können.

In der vorliegenden Studie wird gezeigt, dass die Position des Monitors wegen der durch sie erzwungenen Körperhaltungen die muskuläre Aktivität der Probanden signifikant beeinflusst.

In der laparoskopischen Chirurgie wird bei abdominalen Operationen heutzutage üblicherweise auf einer Seite oder zwischen den Beinen des Patienten stehend operiert. Der Bildschirm befindet sich häufig nicht frontal positioniert.

Die Anordnung von Monitor und Manipulationsort in einer Achse scheint jedoch essentiell für eine effiziente Augen-Hand-Koordination zu sein [Hanna et al. 1998]. Bei den Ergebnissen der vorliegenden Studie sprechen neben dem Leistungsvermögen und der subjektiven Präferenz der Probanden auch die Auswertung der objektiv gemessenen EMG-Werte gegen die konventionelle Position des Monitors seitlich des Chirurgen.

Ziel der Arbeit war es, eine optimale Position der Monitors bei der laparoskopischen Chirurgie zu finden. Die vorliegenden Ergebnisse haben gezeigt, dass ein großes Leistungsvermögen und die geringste muskuläre Belastung dann erreicht wird, wenn der Monitor in frontaler Position auf Augenhöhe [A] steht.

Für die Monitorposition auf Handhöhe [B], also wenn die visuelle und die motorische Achse gleich ausgerichtet sind, gilt, dass zum einen das Leistungsvermögen, jedoch zum anderen auch die Muskelbelastung höher als bei der frontalen Position auf Augenhöhe sind. Eine Abwechslungsmöglichkeit zwischen diesen beiden Positionen [A] und [B] wäre optimal.

Um den Einfluss der Monitorposition und die Ergebnisse der vorliegenden elektromyographischen Studie besser verstehen zu können, ist es notwendig einen Einblick in die anatomischen Begebenheiten des Kopf-Nacken-Systems zu geben.

5.1.1 Biomechanik des Kopf-Nacken-Systems

Das Kopf-Nacken-System besteht aus einem starren Element, dem Kopf, der auf einem flexiblen Element, der Halswirbelsäule (HWS), thront.

Beugung und Streckung sind möglich am Atlanto-okzipital-Gelenk und den Wirbelsäulengelenken der Halswirbel. Da der Schwerpunkt der Masse des Kopfes vor dem Atlanto-Okzipitalgelenk liegt, muss der Streckapparat der Kopf-Hals-Muskulatur das Gleichgewicht dieses Gelenks bei aufrechter Haltung stetig unterstützen. Jede Vorneigung des Kopfes verschiebt den Schwerpunkt noch weiter nach vorne, so dass die Streckmuskulatur vermehrt aktiviert werden muss, um dieses Gleichgewicht zu erhalten. Winter & Peles vervollständigten 1990 dieses Modell und beschrieben die komplizierte Architektur der HWS besonders in der aufrechten Haltung als instabil. Die HWS-Muskulatur muss somit nicht nur bei von außen wirkenden Kräften (wie bei der Kopfniegung) die Balance halten, sondern stetig die Stabilität dieser Region bewirken. Daher muss bei verstärkter Nacken*extension* die Muskelaktivität nicht aufgrund der Schwerpunktverschiebung, sondern allein wegen der Erhaltung der Stabilität gesteigert werden. Dies kann erklären, warum auch bei Monitorposition auf Augenhöhe [A] während der Messungen eine steigende Aktivität der Nackenmuskulatur zu finden ist.

Der Blick auf den Monitor wird jedoch nicht nur durch die Gelenkstellung des Hals-Nacken-Systems erreicht, sondern es kommt als weiterer variabler Faktor die Stellung der Augen, die Blickrichtung, hinzu.

5.1.2 Einfluss der Blickrichtung auf kognitive und manuelle Tätigkeiten

Die Blickrichtung ist das Produkt verschiedener Mechanismen, wie die Ausrichtung des Körpers, des Kopfes und der Augen.

Dabei wird die nach unten gesenkte Blickrichtung präferiert: Burgness-Limerick et al. (2000) empfehlen z.B. eine Blicksenkung um mindestens 15° unterhalb der Horizontalen]. Quaranta Leonie et al. (1994) fanden bei einer Studie an Computerarbeitsplätzen heraus, dass eine Blicksenkung um 35° nach unten eine

hohe Leistungsfähigkeit mit der geringsten visuellen Ermüdung vereinbart. Dies lässt sich anhand der Konvergenzbewegung (Naheinstellung) der Augen begründen, welche für die äußeren Augenmuskeln bei nach unten gesenktem Blick weniger anstrengend ist.

Bei der Position des Monitors auf Handhöhe [B] wurde der Nackenneigungswinkel nicht vorgeschrieben und die FRANKKURT-LINIE (Verbindungsline zwischen unterer Orbitakante und Tragus des Ohres) variierte bei den Probanden zwischen -10 und -20° unter der Horizontalen (Winkel α). Dies wurde mit einer mehr oder weniger stark ausgeprägten Blicksenkung (Winkel β) nach unten ausgeglichen (vergleiche Abbildung 55). Es ergibt sich trotz der Variation des Nackenbeugewinkels eine Blicksenkung, die im empfohlenen Bereich (s.o.) liegt.

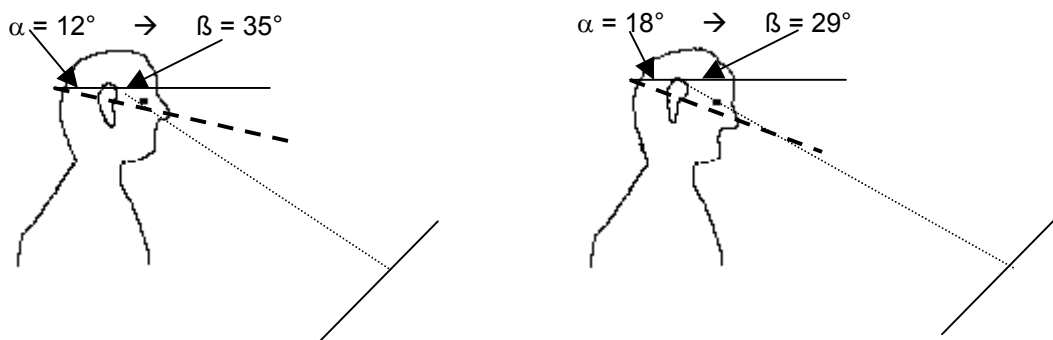


Abb. 55 Beispiele für die Abhängigkeit des Blickwinkels vom Nackenwinkel bei Position [B],
 - - - - FRANKKURT-LINIE, Blickwinkel, ——— horizontale Linie zur Referenz

Ein nach unten gerichteter Blick bei Betrachtung der endoskopischen Tätigkeit auf Handhöhe ermöglicht es dem Chirurgen, die optischen Signale leichter mit der motorischen Kontrolle, der Instrumentenmanipulation, zu verknüpfen. Dies wird durch die signifikant und marginal signifikant höhere Perlenanzahl bei der Position auf Handhöhe [B] im Vergleich zu den Positionen auf Augenhöhe, seitlich [C] und frontal [A], bestätigt. Ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der Arbeitsleistung in der minimal invasiven Chirurgie fanden auch Hanna et al. (1998), die durch Analyse von Knotenqualität und Knüpfgeschwindigkeit feststellten, dass die frontale Position des Monitors auf Handhöhe einer frontalen Position auf Augenhöhe und einer seitlichen Position vorzuziehen ist.

5.2 Diskussion der Methodik

Eine Analyse subjektiver und objektiver Ergebnisse mit dem Ziel, Verbesserungsvorschläge für die Zukunft geben zu können, setzt eine gute Kenntnis der Methodik voraus. Ihre Fehlerquellen müssen bekannt sein, um diese bei der Versuchsdurchführung möglichst klein halten zu können.

Die Basis aller klinisch-experimentellen Studien ist ihr ausgewähltes Probandenkollektiv, der überlegte Aufbau und Ablauf der Versuche und eine angemessene Auswertung der Studienergebnisse.

5.2.1 Probandenkollektiv

Bei ergonomischen und/oder elektromyographischen Studien wird häufig nur mit einer Probandenanzahl von unter 20 Personen gearbeitet [Arwert et al.1997, Burgess-Limerick et al 2000, Hanna et al. 1998, Hagberg 1981, Luttmann et al. 1996, Jensen & Westgaard 1997], so dass bei 18 Probanden wie in der vorliegenden Studie mit einem aussagekräftigen Ergebnis zu rechnen ist. Die durch sechs teilbare Probandenanzahl (18) wurde aufgrund der unterschiedlichen Reihenfolgenkombinationen (siehe Kap. 3.4.1) gewählt, die so mit gleichen Anteilen in die Auswertung eingingen.

Beim Probandenkollektiv wurde auf eine möglichst gemischte Auswahl geachtet. Die Geschlechterverteilung war nahezu gleichmäßig (acht weibliche, zehn männliche), und genau die Hälfte der Probanden sind im medizinischen Bereich tätig.

Der Faktor, dass nur drei Probanden mit der Technik der Laparoskopie vertraut waren, wird sich nicht nachteilig auf die Ergebnisse ausgewirkt haben: Ergonomische Studien werden immer nur dann gemacht, wenn schon Probleme der jeweiligen Arbeitshaltung beobachtet worden sind. Arbeitet man daher ausschließlich mit Probanden, die tagtäglich der zu untersuchenden Arbeitssituation ausgesetzt sind, können die Ergebnisse der Studie leicht verfälscht werden: Akesson et al. (1997) stellte fest, dass Probanden, die über Muskelschmerzen im Schulter-Nacken-Bereich bei der täglichen Arbeit klagten, die

Muskelbeanspruchung des Trapezmuskels bei dieser Arbeit um bis 1/3 der Ausgangsbelastung willkürlich senken konnten.

Es scheint also, dass Menschen mit Muskelbeschwerden mit einer sich selbst schützenden Art und Weise arbeiten. Sie werden durch ihre Schmerzen immer wieder daran erinnert, ergonomisch günstig zu arbeiten, um Ermüdungserscheinungen und Überbeanspruchung in den am meisten betroffenen Muskelgruppen zu vermeiden.

Dies kann auch für Probanden, die in der zu untersuchenden Arbeitshaltung tätig sind, ohne muskuläre Probleme gelten: sie könnten sich eine so ausgefeilte Arbeitstechnik angeeignet haben (die sie von vornherein vor den Muskelproblemen bewahrt), dass auch diese für eine Studie nicht repräsentativ sind. So haben wir uns entschieden, den größten Anteil an Probanden aus dem nicht-laparoskopischen Arbeitsfeld zu nehmen.

Es wurde zudem versucht, einen gleichen Anteil von Probanden mit und ohne Vorbelastung hinsichtlich muskulärer Beschwerden in der Schulter-Nacken-Region an der Studie teilnehmen zu lassen; Patienten, die sich in regelmäßiger ärztlicher Behandlung befinden, wurden nicht in die Studie aufgenommen. Da sich die Angaben zu bestehenden, chronischen Muskelbeschwerden auf keinen der untersuchten Faktoren statistisch signifikant auswirkten, wird im weiteren auf diese Unterteilung verzichtet.

5.2.2 Versuchsaufbau

Es wurde versucht, durch den Versuchsaufbau eine ergonomisch günstige Ausgangssituation für die Messungen zu schaffen.

Den Mittelpunkt bildete ein Simulationstrainer für die laparoskopische Chirurgie. Dieser wurde mit Hilfe eines in der Höhe verstellbaren Operationstisches derartig positioniert, dass sich die Trokareinstichstellen immer im oberen Oberschenkeldrittel des stehenden Probanden befanden.

Die Manipulation der Handgriffe erfolgte somit in einer Höhe, dass sich bei der Simulationsaufgabe mit angewinkeltem Unterarm die Hände der Probanden ca. fünf cm unterhalb des Ellenbogengelenks befanden. Diese Haltung ist von Schmidtke (1960) empfohlen, dessen Ergebnisse sich auf eine Studie von Montagearbeiten beziehen (verschrauben und verdrahten von elektrischen Schaltaggregaten für Zigarettenmaschinen). Der durch diese Haltung erzeugte Ellenbogenwinkel (ca. 100°) liegt in dem Bereich (etwa $90^\circ - 120^\circ$), in dem am ausdauerndsten die meiste Kraft aufgewendet werden kann [Bullinger, 1979; Rohmert, 1973].

Durch den Versuchsaufbau wurde zudem eine möglichst neutrale Handgelenksstellung ermöglicht, bei der ein Winkel von über 15° Ulnar- oder Radiardeviation vermieden werden konnte, der zu Verspannungen, Krämpfen und Schmerzen führen kann [Grandjean, 1982].

Die Einstichstellen der Trokare wurden so gewählt, dass die Instrumente in der Anfangsposition einen Winkel von 60° zwischen sich bildeten. Dieser Winkel ist nach Hanna et al. (1997) für die Arbeitsqualität der MIC wichtig: bei einem Winkel von 60° wurde von den Probanden die signifikant schnellste und beste Leistung gezeigt, verglichen mit einem 90° - und 30° -Winkel.

Die simulierte Bauchdecke dieses Trainers besteht aus schwarzem Weichgummi, so dass allein eine fest montierte 30° -Optik visuelle Informationen aus dem Inneren des Trainers lieferte.

Der Abstand zwischen der endoskopischen Optik und dem Ort der Tätigkeit gehört zu den wichtigsten Faktoren in der MIC: Das Sichtfeld wird immer größer, wenn sich dieser Abstand vergrößert; der Vergrößerungsfaktor ist zu der Entfernung umgekehrt proportional: Details werden „größer“, je kleiner der Abstand gewählt wird. Die Belichtung durch das Endoskop ist umso besser, je kleiner der Abstand gewählt wird. Der Abstand mit der höchsten Leistungsqualität wurde von Hanna et al. (1997) mit 75-150 mm angegeben, so dass in der vorliegenden Studie die Entfernung zwischen dem Endoskop und dem Manipulationsort im Trainer, an dem die endoskopische Tätigkeit durch das Perlenfäden simuliert wurde, 100 mm betrug.

Beeinflusst wird die Arbeitsleistung neben der Auflösung auch durch den Kontrast, der vorhanden ist oder erzeugt wird [Tendick et al., 1997]. Die Auflösung ist dabei abhängig von dem Abstand zwischen Endoskop und Aufgabenfeld, der optimiert wurde (s.o.). Der Kontrast wird durch unzureichende Belichtung verschlechtert, wie sie z.B. durch Lichtabsorption von Blut oder durch schlechte Reflektion in dem Gebiet, in dem gearbeitet wird, entsteht. Durch den sehr hellen Innenraum des laparoskopischen Simulationstrainers mit einer sehr guten Lichtreflektion und so gut wie keiner Lichtabsorption wurde auch dieser negative Einfluss auf die Arbeitsleistung vermieden.

5.2.3 Simulationsaufgabe

Die Simulationsaufgabe des laparoskopischen Nähens erwies sich als kompliziert genug, dass die Probanden in allen Messungen mit großer Konzentration arbeiten mussten. Sie war aber auch schnell erlernbar, so dass alle Probanden nach der zweigeteilten Übungsphase von insgesamt 25 Minuten eine relativ gleiche Ausgangsbasis hatten und daher Trainingseffekte während der Messungen minimiert wurden.

Die Aufgabe war sensitiv genug, signifikante Unterschiede in der Arbeitsleistung herauszufinden. Die signifikant höchste Perlenzahl fädelten die Probanden in der Position der Monitors auf Handhöhe.

Die von allen Probanden gemittelte Anzahl der Perlen, die mit dem Monitor auf Augenhöhe gefädelt wurden, lag über der Anzahl bei der Messung mit dem seitlichen Monitor, obwohl der Unterschied hierbei nur marginal signifikant war ($p=0,0508$). Dieses Ergebnis korreliert mit der Feststellung von Schmidtke (1961), der herausfand, dass die Fehlleistung mit dem Abweichen des Zielpunkts aus der Medianebene des Körpers wächst.

Streng gedacht ist das Erkennen von Ermüdung mit Hilfe eines EMGs nur dann möglich, wenn der Kontraktionslevel des Muskels während der ganzen Messung konstant bleibt. Da dies bei realitätsnahen Untersuchungen jedoch kaum möglich ist

wurde in der Planung der Studie die Überlegung diskutiert, die Probanden nur anhand mentaler Aufgaben mit den unterschiedlichen Monitorpositionen zu konfrontieren. Hierbei wäre die Belastung, ähnlich der Studien an Computerarbeitsplätzen, rein statischer Qualität, so dass keine Fehlerquellen durch Bewegungsunterschiede auftreten würden. Jedoch war es gerade der Einfluss der Monitorposition auf die laparoskopische Tätigkeit und die durch sie verursachte muskuläre Beanspruchung, die interessierte.

In der minimal invasiven Chirurgie kommt es durch die Handhabung der langen Griffe oft zu sehr weitgreifenden Bewegungen. Es wurde also eine stereotype Aufgabe gesucht, die während der Gesamtzeit der Messungen durchzuführen war und die zwar eine laparoskopische Tätigkeit simulierte, jedoch mit einer annähernden Konstanz der Bewegungen und somit des Kontraktionslevels einherging. Mit dem Perlenfäden wurden ausladende Körperbewegungen vermieden und es musste nur eine sehr kleine Fehlerquelle durch Kontraktionsunterschiede akzeptiert werden.

5.2.4 Videoüberwachung

Trotz des Versuches durch die Simulationsaufgabe größere Kontraktionsunterschiede als Fehlerquelle bei der Elektromyographie zu vermeiden, konnten diese nicht ganz verhindert werden.

Bei größeren Abweichungen innerhalb der Rohsignals des EMGs wurde anhand der Videoüberwachung die Bewegung des Probanden während dieses Zeitraums überprüft. Handelte es sich hierbei um Bewegungen, die zwar mit kurzfristig erhöhter und erniedrigter Kraft durchgeführt wurden, aber in den Ablauf der laparoskopischen Tätigkeit hineinpassten oder auch um einen (erlaubten) Versuch, eine Muskelverspannung in der Schulter-/Nackenpartie zu lösen, wurden sie in die Auswertung durch die Mittelung über das Intervall von einer Minute mit einbezogen bzw. bei Errechnung der Regressionsgeraden berücksichtigt. Im anderen Fall wurden solche Abweichungen aus der Auswertung herausgeschnitten: die Grenzen des unauffälligen Rohwertes (Anfang und Ende der Abweichung) wurden als Anfangs- und Endpunkte für eine Verbindungsgerade gewählt, die den Zeitraum

des herausgeschnittenen Rohsignals ersetzt. Diese gelegte Verbindungsgerade wurde damit Grundlage für die Errechnung der Werte an der Stelle des abweichenden Rohsignals.

Die Videoaufzeichnungen dienten auch zur Kontrolle der Körperhaltung, die jedoch nur bei Abweichung vom grundlegenden Versuchsaufbau korrigiert wurden. Dies war insbesondere eine Drehung des Oberkörpers, die die Parallelität zum Monitor der Position [A] aufgehoben hätte.

Nach Burgness-Limerick et al. (2000) besteht eine Korrelation zwischen Rücken- und Nackenbeugung, die eine größere Streuung der EMG-Werte der Nackenmuskulatur mit sich bringt: eine stärkere Vorwärtsneigung erzeugt eine geringere Nackenbeugung und andersherum. Zu dieser Streuung trägt auch der in Kapitel 5.1.2 besprochene Faktor bei, dass das Herunterschauen auf den Monitor in Position [B] durch Nackenbeugung einerseits und durch Blicksenkung andererseits erreicht wurde (s.o.). Auch bei der seitlichen Position [C] wurde der Grad der Kopfdrehung nicht vorgeschrieben. Durch eine Veränderung der Größe des seitlichen Blickwinkels konnten die Probanden den Grad der Kopfdrehung ändern. Die entstehende Varianz wurde akzeptiert um eine möglichst reale Situation zu schaffen.

Da nur die Aktivität der Nacken- und nicht der Rücken- oder Augenmuskeln gemessen wurde, ist jedoch das objektive, elektromyographische Ergebnis nur in Kombination mit den subjektiven Präferenzen zu bewerten, in die der Gesamteindruck mit einging.

5.2.5 Versuchsablauf: Messungen unter Laborbedingungen

Die Studie wurde mit all ihren Messungen nicht bei realen Operationen, sondern mit Hilfe eines zum Zwecke der Studie konstruierten Versuchsaufbaus durchgeführt.

Eine praxisorientierte ergonomische Forschung erfordert eine Ermittlung der Belastung und Beanspruchung von Arbeitspersonen unter realistischen Bedingungen am Arbeitsplatz. Jedoch zeigen sich dabei in der praktischen Anwendung erhebliche Nachteile, da Störungen, wie sie z.B. beim Verrutschen der Elektroden durch Bewegungen der Messelektroden oder durch Netzbrummen entstehen, im Nachhinein kaum noch vom Nutzsignal unterschieden und deshalb auch nur noch schwer eliminiert werden können. Auch ist bei Studien der direkte Vergleich von verschiedenen Arbeitsbedingungen wegen häufig sehr unterschiedlicher Bewegungsmuster erschwert.

Für die vorliegende Studie war die Feldforschung schon deshalb kaum möglich, da die konventionellen Operationssäle noch gar nicht über die technischen Möglichkeiten verfügen, um die Monitore nach unserem Vorschlag positionieren zu können. So besteht in der vorliegenden Studie die Schwierigkeit, die Ergebnisse auf die reale Arbeitssituation zu übertragen.

Es wurde versucht, durch eine Messzeit von 4x15 Minuten einerseits eine Zeitspanne zu messen, in der durchaus auch bei einer Muskelbeanspruchung von unter 10% RMS_{max} eine muskuläre Beanspruchung zu erkennen ist. Andererseits ist es eine zumutbare Belastung für den Probanden, die keine statistisch erfassbaren Rückwirkungen mit sich brachte, weder auf die EMG-Werte noch auf das subjektive Empfinden bei folgenden Messungen.

Um genau diese Rückwirkungen zu vermeiden, wurde zwischen allen Messungen 10 Minuten pausiert. In diesen Pausen wurden nach Empfehlungen von Sundelin & Hagberg (1989) die Probanden aufgefordert sich aktiv zu erholen. Dabei gab es keine Vorschriften und die Probanden gewichteten ihre Entspannungsübungen gemäß den bei ihnen am meisten belasteten Regionen (Beschreibung von Kreisen mit Kopf, Schulter und/oder Arme). Die Variation der Reihenfolge war ein weiterer Faktor der

verhinderte, dass die Belastung einer vorangegangenen Messung auf die folgende rückwirkte und statistisch erkennbar war.

Alle vier Messungen waren so an einem Tag durchführbar, und man konnte auf ein erneutes Anbringen der Elektroden verzichten, wie es bei einer Messung, die über zwei Tage ginge, nötig gewesen wäre. Dies wäre mit einer hohen Fehlerquelle verbunden: Veiersted (1991) bestimmte die Test-Retest-Korrelation eines EMGs des Trapezmuskels. Sie lag bei nur $r=0,67$ trotz genauester Markierung der Elektrodenpositionen.

Die Messung, bei der alle Monitore zur Auswahl angeschaltet waren, wurde immer an letzter Stelle durchgeführt, da die Probanden vorher mit jedem Monitor einzeln gearbeitet haben sollten. Sie ging nicht in die Reihenfolgenkombination ein. Dies bedeutet jedoch, dass trotz der Pausen, die zwischen den Messungen eingehalten wurden, Rückwirkungen durch die vorangegangenen drei Messungen nicht ausgeschlossen werden können. So gingen die Messwerte des Elektromyogramms dieser vierten Messung nicht in die *statistische* Auswertung mit ein. Die Angaben über das jeweilige subjektive Schmerzempfinden und die Anzahl der Muskelentspannungen während der vierten Messung wurden jedoch in die statistische Analyse mit aufgenommen und eingehend der Frage untersucht, ob die Wechselmöglichkeit die muskuläre Beanspruchung oder das Auftreten von Schmerzen beeinflusst.

5.2.6 Subjektive Einschätzung

Die sehr subjektiven Parameter („subjektive Entspannungen“, Schmerzangaben und muskuläre Präferenz) wurden in die Auswertung mit hineingenommen, da nicht allein elektromyographische Messwerte Grundlagen einer Studie sein dürfen, die auf die ergonomische Verbesserung des chirurgischen Arbeitsplatzes zielt. Zudem wird zu häufig über inkongruente Ergebnisse bezüglich subjektiven Erlebens und objektiver Messwerte, besonders auch in der Elektromyographie berichtet. (siehe unten)

5.2.6.1 Subjektive Entspannungen und muskuläre Präferenz

Bei Betrachtung der Ergebnisse dieser Parameter fällt auf, dass die Anzahl der subjektiven Entspannungen pro Messung mit der Angabe der muskulären Präferenz korreliert. Ein geringeres Bedürfnis bei einer Position, sich zu entspannen, ging mit einer besseren Bewertung dieser Position hinsichtlich der muskulären Präferenz einher.

Bei der seitliche Position [C] wurden die meisten subjektiven Verspannungen von den Probanden festgestellt. Diese Position, die in den konventionellen OPs üblich ist, wurde wegen der hierbei subjektiv als vermehrt verspannt empfundene Muskulatur nur von einem einzigen Probanden auf die Frage nach seiner muskulären Präferenz genannt.

Dieses Ergebnis ist nicht erstaunlich, wenn man bedenkt, dass die Kopfhaltung zur Seite ungewohnt und die Ausrichtung der Augen zusätzlich anstrengend ist. Bei ihr ist die Beanspruchung der Muskulatur uneinheitlich da seitendifferent. Die Belastung ist für die jeweils beanspruchte Seite relativ größer als wenn sie, wie bei den frontalen Positionen, gleichmäßig aufgeteilt wäre, und wird somit als unangenehmer empfunden.

Weniger häufig als bei der seitlichen, aber häufiger als bei der Position frontal auf Augenhöhe ver- und entspannten sich die Probanden bei der Position des Monitors auf Handhöhe Position [B] und bei der Auswahlmöglichkeit zwischen allen drei angebotenen Monitoren (vierte Messung). Dabei präferiert nur ein Proband die Position auf Handhöhe, ein Drittel der Probanden entschied sich jedoch in Betracht auf die muskuläre Beanspruchung für die Auswahlmöglichkeit zwischen den Monitoren.

Dies ist schon deshalb ein interessantes Ergebnis, da die Messung mit der freien Wahl zwischen den Monitoren immer am Schluss des Versuchsablauf durchgeführt wurde. Eine evtl. bestehende Vorbelastung durch die vorhergehenden Messungen wurde somit durch die Möglichkeit zum Wechsel der Blickrichtung kompensiert. Dies ist durch die Tatsache begründet, dass bei einem Blickwechsel die vorher

verspannte Muskulatur bei einer Änderung der Körper- und Kopfhaltung entlastet wird und sich somit ein Vorteil bezüglich der Muskelbeanspruchung ergibt.

Position [A] stellt sich für die Probanden als die muskelschonendste Position dar, bei der am seltensten subjektive Verspannungen auftraten. So entschied sich fast die Hälfte der Probanden hinsichtlich der muskulären Beanspruchung für diese Position. Dies ist damit zu erklären, dass der Mensch die erhobene Kopfhaltung gewohnt ist. Sie ist es, die er in aufrechter Körperhaltung meist einnimmt und in der er somit einen großen Teil des Tages verbringt. Zudem ist die Schwerpunktverschiebung des Kopfes nach vorne hierbei weniger ausgeprägt als bei Position [B], und die muskuläre Beanspruchung der Nackenmuskulatur damit geringer.

5.2.6.2 Schmerzangaben

Die Schmerzangaben der Probanden unterschieden sich zwischen den verschiedenen Positionen nicht signifikant.

Ursächlich kommen hier die großen Standardabweichungen, die starke Subjektivität und ein generell sehr niedriges Schmerzlevel in Betracht. Mit der Bewertungsskala von ‚null‘ bis ‚sechs‘ wurde durch die Anlehnung an das schulische Benotungssystem versucht, die Bewertung der empfundenen Schmerzen möglichst einfach zu gestalten. Meist lagen die empfundenen Schmerzen im unteren Drittel der Bewertungsskala, nur einige Probanden stufte ihre Empfindungen in der oberen Hälfte ein (≥ 3).

Tendenziell wurde die seitliche Position und die Position auf Handhöhe schmerzvoller bewertet als die auf Augenhöhe. Die schon im vorhergehenden Kapitel („subjektiven Verspannungen“) formulierte Annahme, dass die gewohnteste Haltung (die aufrechte Haltung mit Blick nach vorn, Position [A]), die angenehmste zu sein scheint, wird durch dieses Ergebnis unterstützt.

5.2.7 Elektromyographie

Wie in der Einleitung ausgeführt ist die Elektromyographie eine einfache und sichere Methode zur Evaluation von Muskelbelastung. Jedoch gibt es einige Fehlerquellen, die zu einer großen Varianz des EMG-Signals führen können und die damit das Ergebnis mit großen Abweichungsfehlern belasten oder sogar gänzlich verfälschen können. Dazu gehören:

1. Widerstand zwischen den Elektroden (Kapitel 5.2.7.1)
2. Seitendifferente Muskelermüdung (Kapitel 5.2.7.2)
3. Muskelaktivität durch kognitive Aufmerksamkeit (Kapitel 5.2.7.3)
4. Position und Anzahl der Elektroden (Kapitel 5.2.7.4) und
5. Normalisierung der Amplitudenwerte (Kapitel 5.2.7.5),

die als unterschiedliche Fehlerquellen im folgenden einzeln diskutiert werden.

Besonders bei Punkt [4.] und [5.] wird dabei der Schwerpunkt auf die Elektromyographie des Trapezmuskels gelegt, da er ein in der Ergonomie sehr häufig untersuchter Muskel ist.

5.2.7.1 Widerstand zwischen den Elektroden

Der Interelektrodenwiderstand ist abhängig von der Qualität der Elektroden und ihrer Kabel und von dem Widerstand zwischen Elektroden- und Hautoberfläche. Regelmäßiges Auswechseln der Elektroden, eine gute Präparation der Hautstellen sowie der Gebrauch einer fetthaltigen Elektrodencreme sind grundlegend für einen kleinen Interelektrodenwiderstand.

Durch eine Impedanzmessung eines jeden Elektrodenpaares vor und nach jeder 15-minütigen Messung wurde kontrolliert, dass der Widerstand zwischen den Elektroden 5 k Ω nicht überschritt. Wurde im Anschluss an eine Messung ein Widerstand > 5 k Ω festgestellt, musste davon ausgegangen werden, dass während der vorangehenden Messung der Interelektrodenwiderstand angestiegen ist und die Messung wurde verworfen. Eine Wiederholung dieser einen Messung hätte eine Verlängerung der gesamten Versuchszeit bedeutet, und man hätte Auswirkungen dieser Verlängerung auf die Messdaten riskiert. Daher wurde in diesem Fall der Versuchsablauf abgebrochen.

5.2.7.2 Seitendifferente Muskelermüdung

Zwei von den Probanden, die an dieser Studie teilgenommen haben sind Linkshänder. Nach Veiersted (1991) zeigt der Trapezmuskel bei Testkontraktionen auf der nicht-dominanten Seite als Zeichen der schnelleren Ermüdung einen signifikant steileren Amplitudenanstieg als auf der dominanten Seite. Hagberg & Hagberg (1989) stellen zwar Seitenunterschiede für den RMS-Wert fest, Unterschiede des Frequenzverlaufs finden sie jedoch nur bei Kontraktionen von 40 %RMS_{max}, nicht bei Muskelaktivitäten um 5 %RMS_{max}. In dieser Größenordnung liegen die Muskelbelastungen in der vorliegenden Studie. Auch die Maximalkraft des linken und rechten Trapezmuskels ist nach Hagberg & Hagberg (1989) nicht signifikant unterschiedlich. Eine neuere Studie bestätigt [Williams et al. 2002], dass bei der Maximalkraft und der Frequenzverschiebung keine signifikante Seitendifferenz vorhanden ist.

Durch die Simulationsaufgabe, die nahezu beide Seiten gleich beansprucht, waren keine Unterschiede in der Manipulation zwischen Rechts- und Linkshändern zu erkennen. Aus diesem Grund konnte die Aktivität der rechten und linken Trapezmuskels und der Nackenmuskulatur (Ableitungen 1+2 und 3+4) für die statistischen Auswertungen gemittelt werden. Dies hat zudem eine evtl. vorliegende Seitendifferenz bezüglich der Kennwerte der Amplitude zwischen dominanter und nicht-dominanter Seite ausgeglichen, die nach den Studien von Hagberg & Hagberg (1989) sowie Williams et al. (2002) angenommen werden müssen.

5.2.7.3 Muskelaktivität durch kognitive Aufmerksamkeit

Eine allein durch kognitive Aufmerksamkeit generierte Muskelaktivität wird mehrfach in der Literatur beschrieben.

Nach Jensen et al. (1993) ist bei schwierigeren Aufgaben am Bildschirmarbeitsplatz mit ansteigenden Muskelaktivität zu rechnen. Diese ist im Elektromyogramm erkennbar, unabhängig von der durch die Aufgabe bedingten muskulären Belastung und von dieser nicht abzugrenzen. So kann die durch Aufmerksamkeit generierte Muskelaktivität die bei den verschiedenen Monitorpositionen vorhandene

Muskelaktivität unerkannt modellieren und mögliche Unterschiede in ihrer Intensität verändern.

Ein großes Problem bereiten auch die großen individuellen Unterschiede besonders bei der Kopf- und Schultermuskulatur, ob und mit welcher Intensität die verschiedenen Muskelgruppen auf Aufmerksamkeit reagieren und eine sogenannte „psychogene Spannung“ entwickeln [Waerstedt et al. 1996 (a) und (b)].

Eine solche psychogene Spannung ist bei ungeübten Probanden, die sich einer Testsituation und einer ungewohnten Aufgabe ausgesetzt sahen, durchaus zu erwarten. Durch längeres Training hätte diese Anspannung evtl. verringert werden können - da aber jede Testsituation in einer Studie einer Prüfungssituation gleicht, ist es nie auszuschließen, dass die Probanden diese Art der Aktivität generieren. Eine größere Streuung der Ergebnisse kann die Folge sein.

Da die durch kognitive Aufmerksamkeit generierte Muskelspannung auch bei einer Feldstudie bei realen Operationen nicht ausgeschlossen werden kann, muss bei Tätigkeiten, die eine große Konzentration erfordern, dieser Faktor als Fehlerquelle akzeptiert werden.

5.2.7.4 Position und Anzahl der Elektroden

In der vorliegenden Studie wurde die Hauptelektroden der Ableitungen 3+4 (Nackenstecker, C₄-C₆) und der Ableitungen 5+6 (Mm. Sternocleidomastoidei) auf dem Hauptmuskelbauch positioniert, dort wo die meisten Muskelfibrillen zu finden sind. Die Referenzelektrode aller Ableitungen wurde im Abstand von 2 cm platziert, dem Faserverlauf folgend. Dieser Interelektrodenabstand wurde von Farina et al. (2002) am Trapezmuskel studiert und für die globale Analyse eines Muskels empfohlen.

Für den Trapezmuskel ist die Elektrodenposition in der Literatur genauer analysiert. In dieser Studie wurde die Elektrodenposition an der pars descendens des Trapezmuskels zwei cm lateral des Mittelpunktes zwischen Akromion und Dornfortsatz von C₇ gewählt, die in der Literatur häufig für ergonomische Studien empfohlen wird:

Jensen et al. (1993) beschreiben die beste Reproduzierbarkeit der EMG-Signale an dieser Stelle, da an dieser Stelle zum einen keine Innervationszone liegt, die zu einer großen Variabilität des EMG-Signals führt. Zum anderen sei dort die Verschiebung der Hautoberfläche relativ zum Muskel geringer als in der Muskelmitte, wodurch wiederum Variabilität vermieden wird.

Kleine & Spaepen (2000) berichten, dass an dieser Stelle in Relation zu anderen Regionen des TPS-Muskels zahlreiche Typ-II-Fasern gelegen sind. Diese sind im Unterschied zu den Typ-I-Fasern durch schnelle Ermüdung gekennzeichnet und erzeugen damit die signifikanteren Veränderungen der Kennwerte der Amplitude und der Frequenz eines EMGs.

Ein weiteres Problem, das bei der Elektrodenposition beachtet werden muss, ist die nicht immer korrelierte Beziehung zwischen entwickelter Kraft und EMG-Signal, da Bewegung immer eine Koaktivierung verschiedener Muskeln darstellt. Dadurch ist es recht schwierig, eine Kraft-EMG-Kurve für einen einzelnen Muskel zu erstellen.

Die Nacken-Schulter-Region besteht aus einem hoch-komplexen Muskelsystem, bei dem die Körperhaltung die Muskellänge, die Kontraktionsgeschwindigkeit und die biomechanischen Eigenschaften des Muskelverlaufs stark beeinflusst. Alle Bewegungen der Schulter werden durch den Synergismus einzelner Muskeln durchgeführt, die die Last abhängig von der Position und Bewegung verschieden unter sich verteilen. Dadurch wird die Beziehung zwischen gemessenem Elektromyogramm und entwickelter Kraft beeinflusst. Nach Palmerud und Kadefors (1995) ist bei Armabduktion eine Aktivitätssenkung im Trapezmuskel kombiniert mit einer Aktivitätssteigerung im M. Infraspinatus und im Deltoidmuskel. Da für die vorliegende Studie jedoch der Einfluss der Kopfhaltung von Interesse war, wurde die Position der Elektroden nicht auf die erwähnte Schultermuskulatur ausgeweitet.

Hermans & Spaepen (1997) und Kleine et al. (2000) empfehlen für eine umfassende Untersuchung des Muskelverhaltens mehrere Elektrodenpaare an verschiedenen Stellen des jeweiligen Muskels. Diese Empfehlung basiert auf der Multifunktionalität des Trapezmuskels [Jensen & Westgaard 1997], wodurch

Unterschiede im Elektromyogramm an verschiedenen TPS-Positionen auftreten können. Jensen & Westgaard beschreiben jedoch keine signifikanten Unterschiede bei Armabduktion zwischen den TPS-aktivitäten an verschiedenen Elektrodenpositionen. Da bei der Simulationsaufgabe der Trapezmuskel jedoch am meisten durch Armabduktion aktiviert wurde, ist ein großer Einfluss dieser Problematik in unserem Fall unwahrscheinlich.

5.2.7.5 Normalisierung der Kennwerte der Amplituden

Für die Normalisierung der Kennwerte der Amplituden wurde der RMS-Wert benutzt, der während der maximalen freiwilligen Kontraktion (maximal voluntary contraction, MVC) eines jeden Probanden generiert wurde.

Davon ausgehend, dass diese Messung korrekt ausgeführt wurde, sind die für die Studie grundlegenden Messungen auf die Maximalkraft der Probanden bezogen. Jedoch besteht die Fehlerquelle, dass besonders Schmerzprobanden aufgrund von Schmerzinhibition nicht in der Lage sind, die in Frage gestellten Muskelgruppen vollständig zu aktivieren [Akesson et al. 1997]. So käme es zur Unterschätzung von der Maximalkraft und damit zur Überschätzung der Muskelbeanspruchung während der Messungen. Auch riskiert man durch eine Maximalbelastung eines Muskels oder einer Muskelgruppe bei schon vorgeschädigten Probanden erneut oder verstärkt auftretende Beschwerden auszulösen. Bei jedoch nur zwei Maximalmessungen pro Muskelgruppe ist diese Gefahr zu vernachlässigen.

Schüldt und Harms-Ringdahl (1988) empfehlen, durch verschiedene Maximalmessungen den Werte der MVC zu bestimmen. Jedoch multipliziert sich damit das Risiko, dass der jeweilige Muskel mit Schmerzen reagiert und die mehrfache Anstrengung verringert die Wahrscheinlichkeit, die Maximalkraft zu erreichen. Es wurden vor Beginn der Studie mehrere Positionen für die jeweiligen Maximalmessung getestet und die Position gewählt, die konsistent die größten RMS-Werte ergab.

Für die Nackenmuskulatur wurde der Empfehlung von Schüldt und Harms-Ringdahl (1988) gefolgt, zur MVC-Messung der Nackenmuskulatur das Kopf-Hals-Gelenk gegen Widerstand zu strecken.

Als Stabilisator des Kopf-Halsgelenkes schien die Kopfnneigung gegen Widerstand für die Maximalmessung des M. Sternocleidomastoideus sinnvoll. Sie ergab bei Probemessungen konstant die größten Amplitudenwerte.

Für den Trapezmuskel ist das Normalisierungsverfahren genauer untersucht. Die Armabduktion zeigt hierbei eine relativ große Variabilität bei wiederholten MVC-Messungen, was durch die Hautverschiebung in Richtung Nacken bei der Abduktion erklärt werden könnte.

Zudem ist die Abweichung aus der Frontalebene bei der Abduktion eine weitere Fehlerquelle [Veiersted 1991]. Nach Westgaard (1988) ist die korrekteste MVC-Methode diejenige, bei der die Kraftmessung in der Gelenkposition durchgeführt wird, die der Mitte der gesamten Bewegungsfreiheit des Gelenkes entspricht. Das ist für das Schultergelenk die Abduktion von 90°. Dabei ist die Abduktion in der Frontalebene am einfachsten und damit bei mehreren Probanden am fehlerfreisten durchführbar (s. Abb. 56). Bei Probemessungen wurde zudem festgestellt, dass die größte EMG-Amplitude stets bei der Abduktion gemessen wurde.

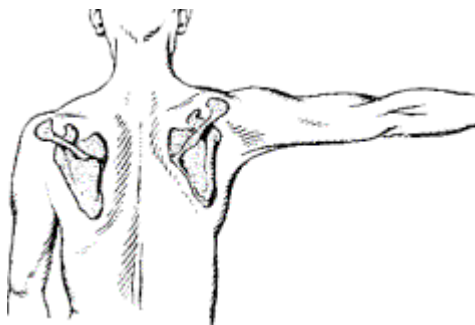


Abb. 56 Schematische Darstellung der Haltung des Probanden bei der MVC-Messung des Trapezmuskels

Eine weitere Möglichkeit der Normalisierungsmethode ist eine Referenzmessung in einer vorgegebenen Position, zum Beispiel in der Bewegungs-Mittelstellung des jeweiligen Muskels [Niemiinen, Takala, 1993].

Eine solche submaximale Kontraktion als Referenzmessung vermeidet nach Veiersted (1991) zwar bei wiederholten Aufzeichnungen an ein und demselben Probanden potentielle Verspannungen und Verletzungen. Der Bezug zur Maximalkraft geht bei dieser Methode jedoch verloren. Zudem hat Palmerud et al. (1995) festgestellt, dass die aufgebrachte Muskelaktivität durch Biofeedback bis auf 56% gesenkt werden kann. Diese Möglichkeit impliziert einen großen individuellen Spielraum bei dieser Messung. Akesson et al. (1997) benutzte beide Normalisierungsmethoden und stellte eine Gleichwertigkeit der beiden Methodiken mit leichter Bevorzugung des MVC-Wertes fest.

5.2.7.6 Erste Schlussfolgerung:

Wie in dem Kapitel 5.2.5 (Versuchsablauf: Messungen unter Laborbedingungen) dargestellt, birgt die Elektromyographie größere Fehlerquellen.

Elektromyographische Unterschiede, die Signifikanz erreichten, wurden nur bei der Nackenmuskulatur und bei dem M. Sternocleidomastoideus gefunden. Sie fehlten bei den Ableitungen des Trapezmuskels. Hierfür gibt es neben den weiter oben aufgeführten Fehlerquellen noch weitere mögliche Ursachen:

Arwert et al. stellte 1997 den Trapezmuskel als Stabilisator und Heber des Schulterblatts heraus. Er ist somit maßgeblich an der Beweglichkeit des Schultergelenks und hierbei neben der Schulterhebung insbesondere an der Armabduktion beteiligt. Genau diese Bewegung dominierte den Bewegungsablauf der Probanden bei der Simulationsaufgabe, und diese Tätigkeit war während aller Messungen gleich. Ein fehlender Unterschied der Aktivität des Trapezmuskels zwischen den verschiedenen Positionen scheint somit Ausdruck dafür zu sein, dass die Aktivität des gemessenen Areals an der pars descendens des Trapezmuskels insbesondere abhängig von der Armbewegung und diese wiederum unabhängig

von der Monitorposition, der Kopfhaltung und von der Belastung der Nackenmuskulatur ist.

Eine Unabhängigkeit des Trapezmuskels von der Nackenbeugung beschreibt auch Aaras et al. (1997), der bei Arbeiten am Computerarbeitsplatz keinen Unterschied der TPS-Aktivität zwischen 15°- und 30°-Nackenbeugung fand.

Diese Vermutung legt es nahe, den Analyseschwerpunkt hinsichtlich einer bei den verschiedenen Positionen unterschiedlich stark entwickelten Muskelermüdung auf die Ableitungen 3 bis 6 zu legen, was im folgenden getan wird.

5.3 Erkennen von muskulärer Ermüdung im EMG

Das Ziel der vorliegenden Studie ist das Erkennen von muskulärer Ermüdung anhand etablierter Interpretationsmöglichkeiten und die Verwertung dieser Erkenntnisse für ergonomisches OP-Design in der Laparoskopie.

Um Ermüdungserscheinungen im Muskel erkennen zu können müssen zwei Voraussetzungen erfüllt sein:

- zum einen muss der Muskel soweit belastet werden, dass er Ermüdungserscheinungen zeigt. Die Grenze, bis zu der der Muskel unbegrenzt belastet werden kann, muss überschritten sein;
- zum anderen muss die muskuläre Ermüdung durch angewandte Methoden erkannt werden können.

5.3.1 Belastungsgrenze

Bei der Simulationsaufgabe der Studie handelt es sich um repetitive Bewegungen, die mit einer statischen Belastung bis 5 %RMS_{max} einhergehen.

Die muskuläre Belastung ist in der minimal invasiven Chirurgie mehr als in der offenen Chirurgie durch statische Haltearbeit gekennzeichnet [Kant et al. 1992; Rau et al. 1996]. Die Grenze der statischen Belastung ist definiert als der prozentuale RMS_{max}-Wert, bis zu welchem eine Aktivität unbegrenzt ausgeführt

werden kann. Dabei ist die statische Belastung die basale Muskelaktivität, die meist durch die hinzukommende dynamische Komponente erweitert wird.

Die Grenze für die Aktivität von repetitiven Bewegungen wird in der Literatur mit der Grenze der statischen Belastung gleichgesetzt. Für sie findet man in der Literatur unterschiedliche Größen:

Rohmert sah 1961 die Grenze der statischen Belastung bei 15 %RMS_{max}.

Jonsson hat 1978 herausgestellt, dass Ermüdungsreaktionen im Muskel bei Kontraktionen ab 5 %RMS_{max} auftreten, er definiert als Grenze der statischen Belastung 2-5 %RMS_{max}. Aaras setzt diese Grenze 1987 noch ein ganzes Stück niedriger; für ihn sind nur Kontraktionen unter 1 % RMS_{max} unbegrenzt durchführbar.

Nach Westgaard (1988) kann schließlich keine Grenze der statistischen Belastbarkeit erfasst werden, da es keine eindeutige Beziehung zwischen muskulärer Beanspruchung und muskulärer Ermüdung bzw. Beschwerden gibt.

Somit waren bei der vorliegenden Studien durchaus relevante Ermüdungserscheinungen der Muskulatur zu erwarten.

5.3.2 Ermüdung im Elektromyogramm

Da das Verständnis dieser Zusammenhänge grundlegend für die Interpretation der vorliegenden Studienergebnisse ist, werden die Erläuterungen der Kapitel 1.3.2 (Analyse des Elektromyogramms zur Identifikation von Muskelermüdung) und 3.5.4 (Kombinierte Auswertung von Kennwerten der Amplituden und Frequenzspektra) nochmals aufgegriffen und zusammenfassend ausgeführt.

Zur Verifizierung einer Muskelermüdung und einer dadurch bedingten reversiblen Beeinträchtigung einer Person bei der Ausführung der Arbeit wird im allgemeinen geprüft, ob im EMG typische zeitliche Veränderungen vorhanden sind. Die gebräuchlichsten Parameter sind hierbei die Amplitude und das Frequenzspektrum des elektromyographischen Rohsignals.

5.3.2.1 Physiologische Ursachen der EMG-Veränderungen

Die Veränderungen eines EMGs bei der Ermüdung werden durch Veränderungen in der Aktivierung der motorischen Einheiten und der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale (AP) längs der Muskelfasern verursacht.

Bei Ermüdung ist die Kraftentwicklung der Muskelfaser pro Aktionspotential durch verschiedene Veränderungen im intramuskulären Milieu wie Energiemangel, Sauerstoffmangel, Anhäufung von Stoffwechselprodukten oder der Akkumulierung von Elektrolyten in der Intra- und Extrazellulärflüssigkeit des Muskels verringert. Dies hat zur Folge, dass im ermüdeten Zustand zur Produktion einer bestimmten Kraft eine höhere Anzahl von Aktionspotentialen notwendig ist als im unermüdeten Zustand. Eine Möglichkeit, das zu erreichen ist zum einen, auf einer bereits aktivierten motorischen Einheit Aktionspotentiale mit einer erhöhten Frequenz auszulösen oder zum anderen zusätzliche motorische Einheiten zu aktivieren („unmittelbare Ermüdungsreaktion“). Die Erhöhung der AP-Anzahl pro Zeiteinheit infolge dieser beiden Mechanismen führt zu einem Amplitudenanstieg und zu einer Erhöhung des Zahlenwertes der Elektrischen Aktivität (EA) und des RMS-Wertes.

Für die Kennwerte des Frequenzspektrums (Mittenfrequenz, MF, und Schwerpunktsfrequenz, MPF) ergibt sich durch diese EMG-Veränderungen eine Verschiebung zu höheren Werten hin, d. h. das Frequenzspektrum verschiebt sich nach rechts.

Eine weitere Veränderung bei der Muskelermüdung stellt die gleichzeitige Aktivierung mehrerer motorischer Einheiten und die langsamere Ausbreitung des Aktionspotentials entlang der Muskelfaser dar („Begleiterscheinungen bei Muskelermüdung“). Die Synchronisation ist auf zentralnervöse Veränderungen des Erregungsmusters zurückzuführen. Ursache für die verlangsamte Ausbreitungsgeschwindigkeit sind Veränderungen der chemischen Zusammensetzung der Flüssigkeiten innerhalb und außerhalb der Muskelzelle.

Diese „Begleiterscheinungen“ verbreitern das einzelne Aktionspotential. Dies drückt sich durch die Vergrößerung der Fläche unterhalb der Kurve und damit als Erhöhung der Amplitudenkennwerte aus. Das Frequenzspektrum verschiebt sich

von höheren Werten hin zu niedrigeren, was zu einer Linksverschiebung des Spektrums mit einer Abnahme der Frequenzkennwerte MF und MPF führt.

Das Zusammenwirken dieser verschiedenen ermüdungsbedingten EMG-Veränderungen führt zu teilweise gegenläufigen Entwicklungen in den EMG-Kennwerten EA, RMS, MF und MFP.

Hinsichtlich der Amplitude findet man in allen Fällen ein Ansteigen des EA- und des RMS-Wertes. Bei den Frequenzkennwerten sind jedoch gegenläufige Effekte in Bezug auf die verschiedenen ermüdungsbedingten EMG-Veränderungen festzustellen: dem Ansteigen von MF bzw. MPF infolge einer Erhöhung der Anzahl der Aktionspotentiale je Zeiteinheit steht ein Abfall der beiden Werte infolge der Synchronisation der Aktivität und der verlangsamten Ausbreitung der Aktionspotentiale gegenüber.

Durch diese gegensinnigen Veränderungen der Aktionspotentialfrequenz kann erklärt werden, dass es auch bei den Muskel beanspruchenden Kontraktionen nicht unbedingt zu einem Frequenzabfall kommt. Dies ist besonders dann der Fall, wenn es nur zu einem geringen Kraftaufwand kommt.

Jørgensen et al. (1988) stellen zum Beispiel bei Belastung der Schultermuskulatur unter 10% RMS_{max} keinen Abfall der Schwerpunktsfrequenz fest und auch bei einer arbeitsmedizinischen Studie an Computerarbeitsplätzen fanden Kleine et al. (1999) trotz subjektiver Ermüdung keinen Abfall der Frequenz, was sie durch eine zu geringe Belastung erklärten.

Kommt es jedoch neben einem Anstieg der Amplitude zu einem Abfall der Frequenz (Linksverschiebung des Spektrums) wird dies in der Literatur einheitlich als sicheres elektromyographisches Zeichen einer Muskelermüdung gewertet (Luttmann et al. 1996, Sundelin & Hageberg 1992, Hermans & Spaepen 1997).

5.3.2.2 Kennwerte der Amplituden: Root Mean Square (RMS) und Elektrische Aktivität (EA)

Beide Kennwerte (EA und RMS) werden aus dem elektromyographischen Rohsignal durch Integration der Fläche gewonnen (vergleiche Kap. 3.5.2.1).

In Anlehnung an zahlreiche ergonomische und elektromyographische Studien wurde für die alleinige Betrachtung der Amplitude der RMS-Wert ermittelt (z.B. Sundelin & Hagberg 1992, Kleine et al. 2000). Für die kombinierte Analyse von Amplitude und Frequenz wurde nach Luttmann et al. (1996.II, 1999) als weiterer Kennwert der Amplitude die Elektrische Aktivität (EA) bestimmt.

Die Amplitudenkennwerte spiegeln die Kraftentwicklung eines Muskels wieder. Sie sind abhängig von Elektrodenposition (s.o.), Dicke des Unterhautfettgewebes, und der Leitfähigkeit der Haut [Jensen et al. 1993].

5.3.2.3 Kennwerte der Frequenz: Mittenfrequenz (MF) und Schwerpunktsfrequenz (MPF)

In ergonomischen Studien wird für die Untersuchung des Frequenzspektrums meist nur einer der beiden Kennwerte gebraucht. Jeder dieser beiden Werte hat jedoch seine spezifischen Eigenschaften, die den Gebrauch beider Kennwerte in der Studie rechtfertigen.

Nach Stulen und De Luca (1981) ist die Mittenfrequenz (MF) weniger störanfällig. Hary et al. stellten 1982 anhand experimenteller Studien die Schwerpunktsfrequenz (MPF) als einen sensitiveren und stabileren Indikator für Veränderungen im Spektrum eines Elektromyogramms heraus. Auch Nagata et al. (1990) heben anhand einer experimentellen Studie hervor, dass die Mittenfrequenz weniger sensitiv als die Schwerpunktsfrequenz bei dem Erkennen von kleinen Veränderungen im Frequenzspektrum ist und dies besonders auch im unteren Bereich der prozentualen Maximalkraft. Deswegen wurde die alleinige Analyse der Frequenzspektrumsveränderungen mit Hilfe der Schwerpunktsfrequenz durchgeführt.

Luttmann et al. empfiehlt für die kombinierte Betrachtung der Amplitude und Frequenz (JASA) jedoch die Errechnung und den Gebrauch der Mittenfrequenz, da hierbei eine deutlichere Beziehung zwischen Kraftentwicklung und Frequenzverschiebung im Vergleich zur Schwerpunktsfrequenz besteht [Luttmann et al. 1996.II].

Der Ausgangswert der ermittelten Frequenzwerte spiegelt jeweils die Grundfrequenz wieder, die in den unterschiedlichen Muskelgruppen zu Beginn der Messungen und damit der Muskelbeanspruchung abzuleiten war. Sie differiert infolge einer unterschiedlichen Grundaktivität der untersuchten Muskelgruppen von 40 bis 80 Hz.

Bei der Analyse des Frequenzspektrums ist jedoch insbesondere seine Verschiebung zu höheren oder niedrigeren Werten von Bedeutung. Hierdurch sind Rückschlüsse auf Veränderungen der Feuerungsrate der abgeleiteten motorischen Fasern möglich.

Anhand der beschriebenen elektromyographischen Kennwerte ist es nun möglich, unterschiedlich starke Ermüdungserscheinungen bei den verschiedenen Messungen zu erkennen.

5.4 Einfluss der Monitorposition auf die Kraftentwicklung (Amplitude) und die Feuerungsrate (Frequenz) der untersuchten Muskeln

5.4.1 Vergleich der frontalen Positionen auf Augenhöhe und auf Handhöhe

Studien von Computerarbeitsplätzen, die die muskuläre Kraftentwicklung bei der Tätigkeit am Bildschirm untersuchen, heben die erhöhte Muskelbelastung bei einer Position des Monitors, die eine Beugung des Nackens verlangt, hervor: Villanueva et al. verglichen 1997 verschiedene Monitorhöhen an Computerarbeitsplätzen und stellten fest, dass die Nacken-Strecker signifikant weniger Kraft bei der Monitorposition entwickeln, die eine aufrechtere Haltung erlaubt.

In der vorliegenden Studie lag die Aktivität bei der Position auf Handhöhe deutlich höher, wobei ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den beiden frontalen Positionen hinsichtlich der RMS-Werte der Ableitungen 3+4 (Nackemusculatur auf Höhe C₄-C₆) gefunden wurde ($p=0.0009$).

Eine Trendlinie durch die gemittelten Werte zeigt eine leicht deutlichere Steigung in der Position mit gebeugtem Nacken. Diese Steigung ist zudem kontinuierlich über die gesamten 15 Minuten. Bei den Positionen auf Augenhöhe (frontal [A] und seitlich [C]) ist ein größerer Anstieg in der ersten Hälfte mit folgender Abflachung der Kurve zu erkennen. So kann man vermuten, dass besonders bei längerer Kopfhaltung in der gebeugten Position eine deutlich höhere Aktivität im Vergleich zu der aufrechten Kopfhaltung zu erwarten ist.

Das Frequenzspektrum der Nackemusculatur verschiebt sich bei beiden Positionen nach links, es kommt in aufrechter wie in gebeugter Kopfhaltung zu einer Abnahme der Feuerungsrate.

Auffallend hinsichtlich der Amplitudenkennwerte ist die Aktivität der Mm. Sternocleidomastoidei. Beidseits liegt sie ($\%RMS_{max}$) bei Position des Monitors auf Handhöhe ([B]) zwar oberhalb der Werte von Position [A], jedoch ist die Aktivitätssteigung bei der Platzierung des Monitors auf Augenhöhe [A] größer (Ableitungen 5+6: für Position [A] ist die Steigung $m=0,03$, für [B] gilt $m=0,008$). Dies

lässt sich durch die Aufgabe des M. Sternocleidomastoideus erklären, da dieser Muskel entscheidend an der Dorsalflexion des Kopfes und hierbei an einer Stabilitätssteigerung des Gelenks beteiligt ist. Da bei zunehmender Streckung eine abnehmende Stabilität des Gelenkes zu finden ist (siehe Kapitel 5.1.1), wird dieser Muskel bei der Monitorposition auf Augenhöhe stärker beansprucht und dies zeigt sich in der deutlicheren Steigung seiner Aktivität bei Position [A].

Die Frequenzwerte zeigen jedoch, dass die größere Zunahme der Aktivität der Mm. Sternocleidomastoidei bei der Position des Monitors frontal auf Augenhöhe mit einer Steigerung der Feuerungsrate, also mit einer Rechtsverschiebung des Spektrums verbunden ist. Eine Linksverschiebung, also eine Abnahme der Aktionspotentialfrequenz, findet sich hingegen für die vermeintlich weniger beanspruchende Position [B], bei der der Kopf nach unten geneigt ist.

Der Trapezmuskels zeigte zwischen den beiden Positionen weder bei den RMS- noch bei den MPF-Werten signifikante Unterschiede.

Insgesamt zeigt sich in der vorliegenden Studie jedoch ein Trend zu geringerer Aktivität bei der Position des Monitors auf Augenhöhe, bei der sich die Probanden aufrechter halten konnten: bei der Mittelung der Werte der Schulter- und Nackenmuskulatur war sowohl der Ausgangs- wie auch der Endwert ($\%RMS_{max}$) für die Position des Monitors auf Handhöhe größer als bei Monitorposition auf Augenhöhe [A].

Bei dem Vergleich der gemittelten RMS-Werte und dem zeitlichen Verlauf der Frequenzwerte aller Ableitungen zeigen sich signifikante bis hochsignifikante Unterschiede zwischen den Positionen [A] und [B] ($p=0,0276$ für die RMS-Werte, $p=0,0001$ für die MPF-Werte). Die Frequenz-Werte fallen bei der Position [B] sehr deutlich ab, bei der Position in aufrechter Haltung [A] steigen die Werte an.

5.4.2 Die derzeitige Situation: die seitliche Position des Monitors [C]

Die seitliche Position ist aufgrund von Platzangel die meist einzig mögliche Position im konventionellen Operationssaal.

Hinsichtlich der muskulären Beanspruchung liegt die Aktivität der Nackenmuskulatur auf Höhe von C₄-C₆ zwischen der Aktivität, die von dieser Muskelgruppe bei den Positionen [A] und [B] abgeleitet worden ist. Die Linksverschiebung des Spektrums der Nackenmuskulatur ist jedoch für die seitliche Position besonders deutlich.

Die TPS- Aktivität zeigt in dieser Position zwar die kleinsten RMS-Werte mit der geringsten Steigung, jedoch ist auch hier die Linksverschiebung des Spektrums im Vergleich zu den Positionen [A] und [B] am stärksten.

Nur der linke M. Sternocleidomastoideus zeigt bei der Messung mit dem auf der rechten Seite positionierten Monitor neben einem Frequenzabfall eine hochsignifikant höhere Aktivität (RMS) im Vergleich zu den anderen Positionen ($p=0.0001$). Diese ist für den als „Kopfdreher“ bekannten Muskel nicht erstaunlich, da er maßgeblich an der Kopfhaltung zur Seite beteiligt ist.

5.4.3 Ein Vorschlag: Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren

Für die Auswertung dieser immer an vierter Stelle durchgeführten Messung ist die statistische Analyse der Amplitudenwerte nicht sinnvoll. Da diese Messung nicht in die Reihenfolgenkombination mit einging, lagen durch die bestehende Vorbelastung die prozentualen Amplitudenwerte der Maximalkraft (% RMS_{max}) aller abgeleiteten Muskelgruppen oberhalb der anderen drei Messungen.

Zur Auswertung interessant ist dennoch der Verlauf der Frequenzwerte, da bei dieser Messung mit Ausnahme einer leichten Linksverschiebung des Frequenzspektrums bei der Nackenmuskulatur, alle Muskelgruppen eine *Rechts*verschiebung des Spektrums zeigen. Der Frequenzverlauf ist somit mit dem bei der Position des Monitors frontal auf Augenhöhe [A] zu vergleichen.

Auffallend ist dabei, dass bei dieser Position nach den ersten Minuten besonders für die Trapez- und für die Nackenmuskulatur eine Veränderung der Spektrumsverschiebung zu erkennen ist. Nach einer Abnahme der Aktionspotentialfrequenz in den ersten 3-4 Minuten kommt es danach bei der Trapezmuskulatur zu einer Zunahme der Feuerungsrate, also zu einer Rechtsverschiebung des Spektrums. Bei der Nackenmuskulatur wird der deutlichere Frequenzabfall der ersten Minuten im folgenden Verlauf schwächer.

Die Möglichkeit zur Abwechslung zwischen den Positionen scheint somit schon nach wenigen Minuten positive Auswirkungen bezüglich der Beanspruchung der Nacken- und Schultermuskulatur zu haben.

5.5 Interpretation der Ergebnisse zur Erkennung von Muskelermüdung mittels der kombinierten Auswertung von Spektrum und Amplitude (Joint Analysis of Spectrum and Amplitude, JASA)

Durch die Betrachtung der beschriebenen Verläufe der Kennwerte von Spektrum und Amplitude in Kombination miteinander ist es möglich, genauere Aussagen über die Reaktion eines Muskels auf Beanspruchung zu machen.

Die EMG-Amplitude steigt mit zunehmender Kraft und mit zunehmender Ermüdung an, zwei Faktoren, die auch in Kombination miteinander auftreten können. Das Frequenzspektrum verschiebt sich durch Muskelermüdung hin zu niedrigeren Frequenzen (Linksverschiebung) und durch Kraftzunahme hin zu höheren Frequenzen (Rechtsverschiebung).

Die zwei gebrauchten Parameter (Mittelfrequenz, MF, und Elektrische Aktivität, EA) bekommen somit für diese Analyse zwei Ausprägungen:

1. ein Ansteigen der Werte (bei der Amplitude als Ausdruck für die zusätzliche Rekrutierung von Muskelfasern, bei der Frequenz für einen Anstieg der Feuerungsfrequenz der motorischen Einheiten) und
2. einen Abfall der Werte (Abnahme der Anzahl der rekrutierten Muskelfasern bzw. Abnahme der Feuerungsfrequenz).

Es sind also vier Kombinationen denkbar:

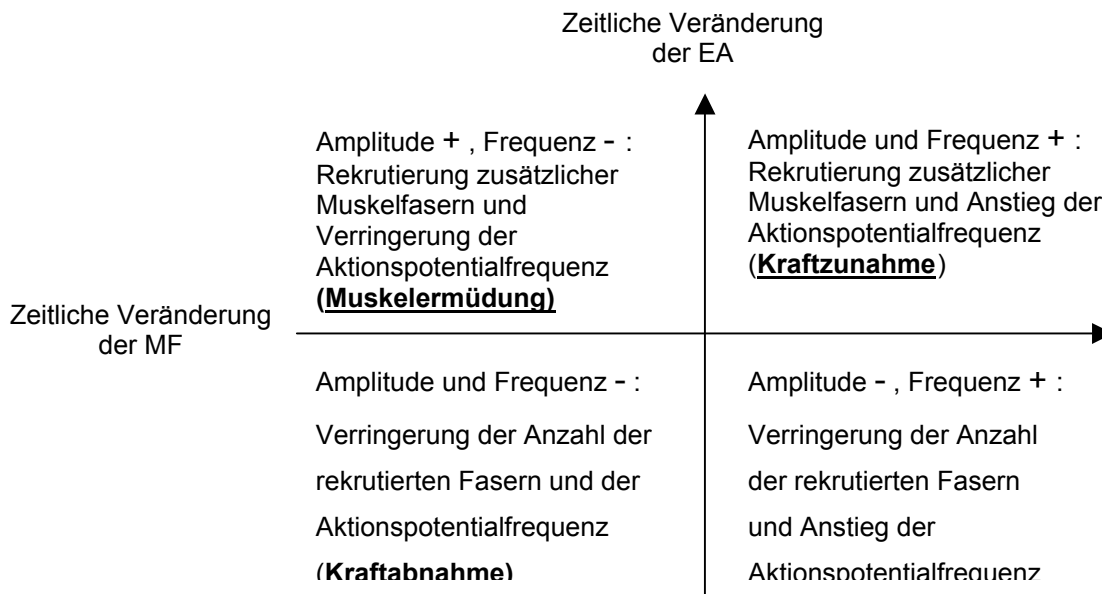


Abb. 57 Joint Analysis of Spectrum and Amplitude (JASA)

Es wurde pro Kanal (1-6) über den gesamten Verlauf der Messung eine Regressionsgerade durch die Werte der Elektrischen Aktivität einerseits und durch die der Mittenfrequenz andererseits gelegt. Diese bildeten ein Wertepaar in einem x-y-Diagramm. Es wurde keine gesonderte Abschnittsanalyse vorgenommen, da der Verlauf der Werte in ihren Einzelheiten schon bei der alleinigen Betrachtung von Amplitude (RMS-Werte) und Frequenz (MPF-Werte) berücksichtigt wurde.

Bei bis zu sieben Probanden wurde bei den unterschiedlichen Muskelgruppen im Verlauf der einzelnen Messungen eine Abnahme der elektrischen Aktivität (=Erholung bzw. Kraftabnahme) gefunden. Dies muss als einen Abfall der inneren Spannung nach einer gewissen Gewöhnung an die Testsituation (siehe Kap. 5.2.7.3) gewertet werden, da eine Kraftabnahme oder Erholungserscheinungen bei der repetitiven, gleichbleibenden Aufgabe unwahrscheinlich sind. Es ist anzunehmen, dass es bei längerer Versuchszeit auch bei diesen Probanden zu einem Anstieg der elektrischen Aktivität gekommen wäre, der hinsichtlich einer Kraftzunahme oder einer Ermüdung interpretiert werden könnte.

Aus diesem Grund wird im folgenden der Schwerpunkt auf die Kombinationen mit einem Anstieg der elektrischen Aktivität gelegt, da besonders diese von arbeitsmedizinischer Bedeutung sind. Dabei weist eine Aktivitätssteigerung durch

Kraftzunahme auf die „unmittelbare Ermüdungsreaktion“ hin (siehe Kapitel 1.3.2 und 5.3.2.1), die nach Muskelbelastung bei nicht ermüdeten Fasern auftritt. Auch kann es durch verstärkte kognitive Aufmerksamkeit zu einem Anstieg der Amplitude *und* Frequenz kommen. Die *Muskelermüdung* („Begleiterscheinung“, Kapitel 1.3.2 und 5.3.2.1) ist hingegen Zeichen von bereits erschöpften Fasern, die zur Aufrechterhaltung der angestrebten Kraft nur noch begrenzt fähig sind.

		Trapezius bds.	Nackermusk. bds.	M. SCM* li.	M. SCM* re.
Ermüdung	Augenhöhe	7	7	4	4
	Handhöhe	6	13	6	8
	Seite	7	8	10	7
	Alle Monitore	6	6	8	8
Kraftzunahme	Augenhöhe	9	7	10	8
	Handhöhe	9	2	4	3
	Seite	6	4	5	10
	Alle Monitore	9	10	7	7

Tab 5.1 Anzahl der Probanden mit Ermüdungserscheinungen und/oder Kraftzunahme in den abgeleiteten Muskelgruppen (JASA), fettgedruckt sind Werte >9 (>50% der Probanden)

* : SCM = Sternocleidomastoideus

Drei generelle Aussagen sind zu treffen, wobei die Schlussfolgerungen (mit Pfeilsymbol) Vorschläge für längere Arbeitszeiten geben.

- Die Trapezmuskulatur ermüdet *unabhängig* der Monitorposition bei jeweils gut 1/3 der Probanden. Mit Ausnahme der Seitposition ist ein Aktivitätsanstieg vermehrt auf eine Kraftzunahme zurückzuführen.
 - Seitposition ist zu vermeiden

- Die Nackenmuskulatur ermüdet bei deutlich mehr Probanden mit Monitorposition auf Handhöhe [B] als bei allen anderen Positionsmöglichkeiten (Ermüdungserscheinungen bei bis zu 1/3 mehr Probanden). Bei der Auswahlmöglichkeit zwischen allen Monitoren ist eine Aktivitätssteigerung hingegen eher auf eine Kraftzunahme zurückzuführen.
 - Nicht allein mit einem Monitor auf Handhöhe arbeiten, sondern nur in Kombination mit einem Monitor auf Augenhöhe

- Für die Mm. Sternocleidomastoidei schneidet die Position frontal auf Augenhöhe [A] am besten ab. Hier steht eine steigende Aktivität bei der Hälfte der Probanden für eine Kraftzunahme. Bei der seitlichen Position [C] hingegen ermüdet der linke Kopfwender bei über 50% der Probanden.
 - Bei den Positionen auf Augenhöhe ist die frontale der seitlichen vorzuziehen

Um Ermüdungserscheinungen des Chirurgen vermindern zu können, scheint die seitliche Position des Monitore [C] vermieden werden zu müssen. Als Optimum ist eine Kombination von zwei frontalen Monitoren in Position auf Augen- und auf Handhöhe zu empfehlen.

5.6 Ausblick

Eine weitere, vielleicht in der Zukunft interessante „Monitorposition“ wurde nicht in diese Studie mit aufgenommen: die sogenannten „head mounted displays“ (s. Abb. 58). Hierbei trägt der Operateur ein Gestell auf dem Kopf, an dem zwei kleine Monitore direkt vor seinen Augen angebracht sind. Dadurch ist das OP-Bild bei jeder Kopfstellung unabhängig von der Arbeitsrichtung gegenwärtig, jedoch der Blick auf den OP-Saal und das Gebiet über dem Patienten reduziert. Die bei den 3D-Modellen gewährleistete dreidimensionale Wahrnehmung des Operationsfeldes gleicht einen großen Nachteil der laparoskopischen Chirurgie, die Zweidimensionalität der Monitore, aus.



Abb. 58 Minimal invasive OP mit Head-mounted display. (Der Monitor dient dem OP-Personal.)

Die Literatur ist bezüglich der Arbeitsleistung der Chirurgen bei Operationen mit den dreidimensionalen Systemen jedoch uneinheitlich.

In einer Studie von Pietrabissa et al. (1994) wurde weder bei leichten noch bei schwierigen Aufgaben, weder bei erfahrenen noch bei unerfahrenen Chirurgen ein Unterschied zwischen 2D- und 3D-Systemen festgestellt.

Bei einer Studie von Buess et al. (1996) wurde die Arbeit mit einem 3D-System subjektiv als signifikant besser und schneller bewertet als die mit einem herkömmlichen 2D-System. Die Arbeitszeit und die Fehleranzahl war mit einem 3D-System signifikant geringer als mit einem 2D-System. Dies wurde von Birkett et al. (1994) jedoch nur bei komplizierten Operationen bestätigt, bei leichteren Aufgaben konnte kein Unterschied zwischen 2D und 3D-Systemen gefunden werden

Wiederholt und einheitlich kritisiert wird jedoch die Schwere des Monitorhelmes und der Lichtverlust, der mit ihm verbunden ist. Häufig werden vermehrte Anstrengungen der Augen, Müdigkeit und die Entwicklung von Kopfschmerz nach dem Arbeiten an einem 3D-System beschrieben. Bei der Studie von Buess et al. (1996) gaben daher trotz der verbesserten Arbeitsleistung nur 1/3 der Chirurgen an, dass sie lieber mit einem 3D-System arbeiten wollten.

Auch mit der Annahme, dass ein 3D-System einen Vorteil für den erfahrenen Chirurgen bei komplizierten OP und für den unerfahrenen Anfänger zur besseren Orientierung bringt, ist das weitaus teurere 3D-System nicht unbedingt notwendig für Routine-Operationen, die von erfahrenen Chirurgen ausgeführt werden. In der näheren Zukunft werden zudem die große Mehrzahl an Operationssälen die größeren Kosten eines dreidimensionalen Systems scheuen, so dass eine ergonomische Verbesserung zuallererst in dem Bereich der zweidimensionalen Laparoskopie eingeführt werden muss.

5.7 Schlussfolgerung: Nutzen der Studie

5.7.1 Verminderung von Schulter-Nacken-Schmerzen nach minimal-invasiven Operationen?

Da eine muskuläre Schulter-Nacken-Problematik relativ unabhängig von der Belastung ist, die auf diese Muskelgruppen einwirkt, ist eine Prognose von Myalgien anhand einer elektromyographischen Studie nicht möglich.

Büroarbeiter an Bildschirmarbeitsplätzen leiden unter einer ebenso hohen Rate an Nacken-Schulter-Problematik wie Industriearbeiter, obwohl bei den ersteren eine weitaus geringere muskuläre Belastung aufzufinden ist [Jensen et al. 1993]. Neben der Muskelaktivität sind die arbeitsbezogenen Stressfaktoren sowie die individuellen und psychologischen Charakteristika als Risikofaktoren für Muskelverspannungen nicht zu vernachlässigen. Anforderungen, die an eine Person gestellt werden, können individuell unterschiedlich große Effekte auf das muskuläre System haben (vergleiche auch Kap. 5.2.7.3 „Muskelaktivität durch kognitive Aufmerksamkeit“).

Nach Lundblad et al. (1998) sind niedrige initiale Frequenzwerte ein Risikofaktor für die Entstehung von Myalgien. Dies würde für das höchste Myalgierisiko bei der seitlichen Monitorposition sprechen, da die Trapez- und Nackenmuskulatur sowie die beiden Mm. Sternocleidomastoidei ein recht niedriges Initialniveau aufweisen. Es wäre gerade die Arbeit mit der konventionellen Monitorposition die am schnellsten zu muskulären Problemen führt. Ganz im Gegensatz dazu zeigt die Position frontal auf Handhöhe recht hohe initialen Frequenzwerte aller gemessenen Muskelgruppen, was für ein niedrigeres Myalgierisiko spräche und den Vorschlag dieser Monitorposition unterstützen würde.

Die Messungszeit von je 15 Minuten pro Monitorposition ist zwar zu kurz, um über spätere Myalgierisiken eine definitive Aussagen treffen zu können, jedoch besteht generell eine Korrelation zwischen Schulter-Nacken-Beschwerden und der Zeit, die mit einer Haltung mit nach vorne-gebeugtem Nacken und hochgezogenen Schultern verbracht wurde/wird [Kilbom & Persson, 1987]. Dabei gibt es keine Grenze der muskulären Aktivität, bei deren Überschreitung Myalgie auftritt bzw. bis

zu der man vor Muskelschmerzen bewahrt bleibt [Vasseljen & Westgaard, 1995]. Daher sollte der alleinige Gebrauch eines Monitors auf Handhöhe [B] vermieden werden und mit diesem Monitor nur in Kombination mit einem Weiteren in Position [A] gearbeitet werden.

5.7.2 Verbesserung der Arbeitsleistung?

Ganz unabhängig von dem Myalgierisiko ist jegliche Reduktion muskulärer Aktivität anzustreben, da sie nicht nur als Vorteil für die Chirurgen angesehen werden kann. Von der geringeren Belastung des Chirurgen profitieren insbesondere auch die Patienten, da die Gefahr von Fehlern und Leistungseinbüßungen während der Operation gemindert wird.

Es ergibt sich eine Steigerung der Operationsqualität, da sich der entlastete Chirurg besser auf die primären Ziele seines Eingriffs konzentrieren kann. So sind die vorliegenden elektromyographischen Studienergebnisse soweit zu interpretieren, dass die Arbeitsleistung in der laparoskopischen Chirurgie durch eine möglichst aufrechte Haltung wie bei der Position auf Augenhöhe [A] oder durch eine Wechsellmöglichkeit zwischen zwei Monitoren gesteigert werden kann. Die erstere Alternative (ein Monitor in Position [A]) wird auch von van Veelen et al. (2001) bevorzugt, die in einer Studie intraoperativ die frontale und die seitliche Monitorposition verglichen. Dabei wurde die Haltung des Chirurgen und des Assistenten aufgezeichnet und im nachhinein das subjektive Empfinden erfragt. Die Haltung verbesserte sich bei der frontalen Position zwar nur bei dem Assistenten, jedoch gaben beide, der Chirurg und der Assistent, als subjektive Präferenz die frontale Monitorposition an.

Wenn man zudem die Arbeitsleistung bei den verschiedenen Positionen vergleicht, ist nach unseren Ergebnissen in Kongruenz mit den Studienergebnissen von Hanna et al. (1998) die Position auf Handhöhe für eine Optimierung der OP-Qualität notwendig, bei der die visuelle Achse parallel zu der Manipulationsachse liegt.

Demnach ist eine Änderung des Designs des OP-Saals für die laparoskopische Praxis zur Verbesserung der ergonomischen Verhältnisse notwendig: Für ein

optimales Verhältnis einer möglichst geringen muskulären Belastung und einer möglichst großen Arbeitsleistung sollten für den Operateur zwei Monitore im Operationssaal vorhanden sein. Dies haben über 50% der Probanden als Optimum empfunden und als „Wunschposition“ angegeben.

Das Angebot einer Abwechslungsmöglichkeit zur Vermeidung von Muskelschmerzen wird auch für Computerarbeitsplätze empfohlen [Kleine et al. 1999]. Wenn neben einem Monitor auf Handhöhe ein weiterer Monitor frontal auf Augenhöhe positioniert wird, ist es zudem möglich, die Blickrichtung abhängig von dem Schwierigkeitsgrad der gerade auszuführenden laparoskopischen Tätigkeit zu ändern. Mit dem Monitor frontal auf Augenhöhe kann bei weniger komplizierten Aufgabenbereichen gearbeitet werden und der Blick nach unten bliebe nur für Arbeitsabschnitte notwendig, die besonders kompliziert sind.

Die erforderlichen Monitore könnten an Decken-Trägerarmen befestigt sein. Ein motorischer Antrieb sollte ein schnelles Einrichten der Monitors ermöglichen, das durch einen Fußschalter vom Operateur selbst geregelt werden kann. Die bewegliche Aufhängung hat zudem den Vorteil, dass sie beim Patiententransport bzw. Umbetten nicht stört. Obwohl diese Konstruktion auch mit konventionellen großen und voluminösen Monitoren denkbar ist, können sie jedoch nicht direkt über dem Operationsfeld eingesetzt werden, da hierfür dort der Platz fehlt. Eine mögliche Alternative hierzu bilden beispielsweise Flachbildmonitore oder die eine Neuerung der Firma Karl Storz in Tuttlingen dar, die das endoskopische Bild mittels eines Beamers auf eine kleine Tafel projiziert („View SiteTM“). Jedoch besteht bei den Projektionssystemen noch eine stark eingeschränkte Bildqualität und zudem erfordern auch diese Alternativen Platz für einen Projektor und die Tafel, die wiederum die Sicht oder Bewegungen des Operationsteams beeinträchtigen können.

5.8 Grenzen der Studie

Einschränkend muss gesagt werden, dass durch die elektromyographisch ermittelten Werte nur ein Anhaltspunkt hinsichtlich einer punktuell muskulären Ermüdung gewonnen und keine Aussage über die generelle Ermüdung des Chirurgen getroffen werden kann.

Es ist nicht auszuschließen, dass erfahrene Chirurgen bis zu einem gewissen Grad auch mit der seitlichen Monitorposition in einem konventionellen Operationssaal schwierige Operationen ohne generelle Ermüdung und Konzentrationsverlust ausführen können. Es muss immer berücksichtigt werden, dass Muskelermüdung von individuellen Einflüssen und auch dem Trainingszustand der Person abhängen.

Zudem haben alle Varianten den Nachteil, daß voluminöse Bildbetrachtungssysteme mit notwendigen Kühlelementen in bzw. über dem OP-Gebiet angebracht werden müssen. Dies führt zu Bedenken der Hygieniker und Klimatechniker, da ein im oder über dem OP-Gebiet angebrachter Monitor ein Hindernis für den durch die Klimadecke erzeugten Luftstrom darstellt. Dieser soll nicht nur für eine angenehme Raumtemperatur und frische Atemluft sorgen, sondern auch die Kontamination der OP-Wunde durch Bodenkeime verhindern. Hierzu müssen Verwirbelungen und turbulente Luftströme vermieden werden [Belkin, 1998; Lidwell et al. 1982].

Es sind somit noch weitere, besonders interdisziplinäre Studien notwendig, um die technischen Möglichkeiten erweitern zu können und damit zu ermöglichen, dass die Vorschläge, die auf den vorliegenden Ergebnissen beruhen, in der alltäglichen OP-Praxis verwirklicht werden.

6. Zusammenfassung

In dieser Studie wurde die Abhängigkeit der Arbeitsleistung und der Muskelbeanspruchung von der Monitorposition in der laparoskopischen Chirurgie untersucht. Die Auswertung der ergonomischen Aspekte basiert neben der Elektromyographie auf der subjektiven Einschätzung der 18 Probanden.

Laparoskopisches Nähen wurde unter Laborbedingungen durch das Auffädeln von Perlen während vier Messungen von je 15 Minuten simuliert, in denen der Blick auf den Monitor konstant war. Die Reihenfolge der Monitorpositionen war randomisiert:

“A”: Frontal in Augenhöhe

“B”: Frontal in Höhe des OP-Feldes

“C”: 45° rechtsseitig in Augenhöhe

Die vierte Messung gab den Probanden die Möglichkeit den Blickwinkel während der Arbeit zu ändern, bzw. nur mit der favorisierten Position zu arbeiten. Während aller Messungen wurden Oberflächenelektromyogramme von sechs Nackenmuskeln abgeleitet und anhand der Kennwerte der Frequenz und der Amplitude analysiert.

Die konventionelle Positionierung des Monitors auf der Seite kann nach den Studienergebnissen nicht empfohlen werden, da hierbei signifikant eine schlechtere Arbeitsleistung und ein höherer Ermüdungsgrad der Muskulatur gefunden wurde. Der Großteil der Probanden präferiert eine Kombination von zwei frontal positionierten Monitoren, einen für weniger komplizierte Aufgabenbereiche in der muskelschonenden Position frontal auf Augenhöhe und einen weiteren für anspruchsvollere Aufgaben auf Handhöhe, bei dem die signifikant größte laparoskopische Geschicklichkeit festgestellt wurde.

Die praktische Umsetzung dieser Studienergebnisse ist mit den derzeitig meist verwendeten voluminösen Monitoren sowohl aus technischer Sicht als auch aus Gründen der Sterilität problematisch. Realisierbar wäre der Vorschlag z.B. mit Flachbildmonitoren, die durch einen Trägerarm an der Decke befestigt sind und die der Chirurg individuell auch über dem Sterilfeld positionieren kann.

7. Literatur- und Abbildungsnachweis

7.1 Literaturverzeichnis

Aaras A (1987)

Postural load and the development of musculoskeletal illness.
Scand J Rehab Med Suppl. 18

Aarås A., Fostervold KI., Ro O., Thoresen M., Larsen S. (1997)

Postural load in VDU work: a comparison between various postures
Ergonomics 40(11): S. 1255-68

Akesson I, Hansson GA, Balogh I, Moritz U, Skerfving (1997)

Quantifying work load in neck, shoulders and wrists in female dentists
Int Arch Occup Environ Health 69: S. 461-74

Anonymus (1997)

Reduce fatigue and discomfort: Tips to improve operating roomsetup.
Laparoscopic Surgery update 5(9): S. 97-100

Arbeitsstättenverordnung – ArbStättV (Verordnung über Arbeitsstätten)

vom 20. März 1975; zuletzt geändert durch Verordnung vom 4. Dez.
1996 (BGBl. 1 S. 1841)

Arbeitsstättenrichtlinien ASR 7/1 – Sichtverbindung nach außen

Zu § 7 Abs. 1 der Arbeitsstättenverordnung
Ausgabe April 1976 (ArbSch. 4/1976 S. 130)

Arwert HJ, de Groot J, Van Woensel WW, Rozing PM (1997)

Electromyography for shoulder muscles in relation to force direction
Journal of shoulder & Elbow Surgery 6(4): S. 360-70

Belkin NL (1998)

Laminar airflow and surgical wound infections.
AORN Journal 68(2): S. 273-5

Berguer R (1995)

The effects of laparoscopic surgery on the operating room environment
In: Surgical technology international IV – International developments in
surgery and surgical research
Hrsg.: Szabo Z, Lewis JE, Fantini GA
Universal Medical Press, Inc. San Francisco S. 43 – 8
ISBN: 0-9643425-3-7

Berguer R. (1996)

Ergonomics in the operating room
American Journal of Surgery 171(4): S. 385-6

Berguer R (1998)

Surgical technology and the ergonomics of laparoscopic instruments
Surgical Endoscopy 12(5): 458-62

- Berguer R (1999)
Surgery and ergonomics
Arch Surg 134: 1011-16
- Berguer R, Forkea DL, Smith WD (1999)
Ergonomic problems associated with laparoscopic surgery
Surgical Endoscopy 13(5): 466-8
- Berguer R, Remler M, Becklea D (1997)
Laposcopic instruments cause increased forearm fatigue: a subjective and objective comparison of open and laparoscopic techniques
Min Invas Ther & Allied Technol 6: 36-40
- Berguer R, Loeb RG, Smith WD (1997)
Use of the virtual instrumentation laboratory for the assesement of human factors in surgery and anesthesia
In: Medicine meets virtual reality: Global healthcare grid
Hrsg.: Morgan KS, Hoffman HM, Stredney D, Weghorst SJ
IOS Press, Amsterdam S. 187 – 194
- Birkett DH, Josephs LG, Este-McDonald J (1994)
A new 3D laparoscope in gastrointestinal surgery
Surg Endosc 8: 1448-51
- Breedveld P., Stassen HG., Meijer DW., Jakimowicz JJ. (1999)
Manipulation in laparoscopic surgery: Overview of impe g effects and supporting aids
Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques 9(6): S. 469-480
- Buess GF, Naruhn M, Motzung T, Mentges B, Becker HD (1991)
Training program for minimally invasive surgery
Chirurg. 62(4):276-83
- Buess GF, Manncke K (1992)
Laparoscopic cholecystectomy
Schweiz Rundsch Med Prax. 81(29-30):911-3
- Buess GF, van Bergen P, Kunert W, Schurr MO (1996)
Comparative study of various 2-D and 3-D vision systems in minimally invasive surgery
Chirurg.67(10):1041-6.

- Bullinger HJ., Solf JJ. (1979)
 Ergonomische Arbeitsmittelgestaltung I: Systematik
 Forschungsbericht Nr. 196
 Wirtschaftsverlag NW, Bremerhafen
 ISBN: 3-88314-038-4
- Burgness-Limerick R, Mon-Williams M, Coppard VL (2000)
 Visual display height
 Human Factors 42(1): S. 140-150
- Burlington DB. (1996)
 Human factors and the FDA's goals: improved medical device design
 Biomed Instrum Technol 30:107-9
- Corlett EN (1995)
 The evaluation of posture and its effects
 In: Evaluation of human work. A practical ergonomics methodology
 Hrsg.: Wilson JR, Corlett EN
 Taylor & Francis S. 689 – 692
- Curtis P., Bournas N., Magos A. (1995)
 Simple equipment to facilitate operative laparoscopic surgery
 Br J Obstet Gynaecol 102: S. 495-7
- Edholm OG. (1967)
 Probleme der Arbeitswissenschaft. Eine Einführung in die Ergonomie
 Kindlers Universitäts Bibliothek
- Emam TA, Frank TG, Hanna GB, Stockham G, Cuschieri A (1999)
 Rocker handle for endoscopic needle drivers: technical and ergonomic
 evaluation by infrared motion analysis
 Surg Endoscopy 13(7): S. 658-661
- Endo Fax (1997)
 Karl Storz ViewSite™. Endoscopic video projection system
 Produktinformation der Fa. Karl Storz Endoskope Nov. 1997
- Farina D, Madeleine P, Graven-Nielsen T, Merletti R, Arendt-Nielsen L. (2002)
 Standardising surface electromyogram recordings for assessment of
 activity and fatigue in the human upper trapezius muscle.
 Eur J Appl Physiol. 86(6): S. 469-78.
- Faul (1990)
 Die Video-TUR
 Urologe A 29: S. 286-290

- Faul P (1993)
 Video TUR: Raising the gold-standard – New aspects, techniques and tendencies to minimize invasiveness
 Eur Urol 24: S. 256-261
- Gerdle B, Henriksson Larsen K, Lorentzon R, Wretling ML (1993)
 Dependence of mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type
 Acta Physiol Scand 142: S. 457-465
- Giroux B, Lamontagne M (1990)
 Comparisons between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic contractions
 Electromyography, 30: S. 397-405
- Grandjean E. (1982)
 Ergonomie in der Praxis
 Arbeitgeberverband der Metallindustrie, Köln
 ISBN: 3-88575-015-5
- Hagberg M 1981(a)
 Work load and fatigue in repetitive arm elevations
 Ergonomics 24: S. 543-55
- Hagberg M 1981(b)
 Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions.
 Am J Phys Med 60: S. 111-121
- Hagberg M 1981(c)
 Muscular endurance and surface electromyogram in isoelectric and dynamic exercise
 J Appl Physiol: Respirat Environm Exerc Physiol 51: S. 1-7
- Hagberg M, Hagberg C (1989)
 Surface EMG amplitude and frequency dependence on exerted force for the upper trapezius muscle: a comparison between right and left sides
 Eur J Appl Physiol 58 :: S. 641-45
- Hanna GB., Shimi S., Cuschieri A. (1997)
 Influence of direction of view, target-to-endoscope distance and manipulating angle on endoscopic knot tying
 British Journal of Surgery 84: S. 1460-4
- Hanna GB., Shimi S., Cuschieri A. (1998)
 Task-performance in endoscopic surgery is influenced by location of the image display
 Annales of Surgery 227: S. 481-84

- Hary D, Belman MJ, Probst J, Lewis S (1982)
 A statistical analysis of the spectral moments used in EMG tests of endurance
 Jn Appl Physiol 53: S. 779-783
- Hermans V, Spaepen AJ (1997)
 Influence of electrode position an changes in EMG parameters of the upper trapezius muscle during submaximal sustained contractions
 Eur. Jn of Applied Physiology 75: S. 319-325
- Herron DM., Gagner M., Kenyon TL,. Swanström LL. (2001)
 The minimally invasive surgical suite enters the 21st century. A discussion of critical design elements
 Surg Endosc 15: S. 415-422
- Horgan LF, O’Riordan DA, Doctor N (1997)
 Neuropraxia following laparoscopic procedures: an occupational injury
 Min Inv Ther & Allied Technol 6: S. 33-35
- Jensen C, Nilsen K, Hansen K, Westgaard RH (1993)
 Trapezius muscle load as a risk indicator for occupational shoulder-neck-complaints.
 Int Arch Occup Environ Health 64: S. 415-23
- Jensen C, Westgaard RH (1997)
 Functional subdivision of the upper trapezius muscle during low-level activation.
 Eur J Appl Physiol 76: S. 335-339
- Jonsson B (1978)
 Kinesiologi - with special Reference to Electromyographic Kinesiology
 Contemp Clin Neurophysiology, EEG Suppl. No. 34
- Jørgensen K, Fallentin N, Krogh-Lund C, Jensen B (1988)
 EMG and fatigue during prolonged low-level static contractions
 Eur J Appl Physiol 57: S. 316-321
- Kano N, Kasugai H, Yamakawa T (1993)
 Laparoscopic surgeon`s thumb
 Arch Surg 128: S. 1172
- Kant IJ., de Jong LC., van Rijssen-Moll M., Borm PJ. (1992)
 A survey of static and dynamic work postures of operating room staff
 Int Arch Occup Environ Health 63(6): S. 423-8

- Kilbom A, Persson J (1997)
Work technique and its consequences for musculoskeletal disorders
Ergonomics 30: 273-279
- Kleine BU, Schumann NP, Bradl I, Grieshaber R, Scholle HC (1999)
Surface EMG of shoulder and back muscles and posture analysis in secretaries typing at visual display units
Arch. Occ. Environ. Health 72: S. 387-394
- Kleine BU, Schumann NP, Stegemann DF, Scholle HC (2000)
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
Clinical Neurophysiology 111(4): S. 686-93
- Knaurs Fremdwörterbuch (1982)
Lexikographisches Institut, München
-16162/0-
S. 123
- Laurig W (2002)
http://www.ergonassist.de/EA.2002_05/EA.2002_Ergonomie/Frames_neu/neue_Frames_1.htm (5.5.2002)
- Lidwell OM et al. (1982)
Effect of ultraclean air in operating rooms on deep sepsis in the joint after total hip or knee replacement: a randomized study.
Br Med J 285: S. 10-14
- Lundblad I, Elert J, Gerdle B (1998)
Worsening of neck and shoulder complaints in humans are correlated with frequency parameters of electromyogram recorded 1-year earlier
Eur J Appl Physiol 79: S. 7-16
- Luttmann A, Sökeland J, Laurig W (1996)
Electromyographical study an surgeons in urology. I. Influence of the operating technique on muscular strain. II. Determination of muscular fatigue.
Ergonomics, Vol 39, No 2, S. 298-313
- Luttmann A, Sökeland J, Laurig W (1998)
Muscular Strain and Fatigue among Urologists during Transurethral Resections Using Direct and Monitor Endoscopy
Eur Urol 34 S. 6-14

- Luttmann A, Jäger M, Laurig W (1999)
 Analyse von EMG-Spektrum und Amplitude zur Identifikation von
 Muskelermüdung
 In: Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und
 Erkrankungen – 6. Erfurter Tage Dokumentation des 6. Symposiums
 der Erfurter Tage der Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und
 Gaststätten (BGN), Dezember 1999 Erschienen bei: monade Verlag
 und Agentur, Rainer Rodewald, Leipzig 2000
 ISBN 3-00-006513-X
- Matern U, Rückauer KD, Farthmann EH (2000)
 Die Arbeitshaltung des lap. tätigen Chirurgen: Ideal und Wirklichkeit
 Zentralbl Chir 125 (2000) S. 698-701
- Nagata S, Arsenault AB, Gagnon D, Smyth G, Mathieu PA (1990)
 EMG power spectrum as a measure of muscular fatigue at different
 levels of contraction
 Medical & Biological Engineering & Computing 28: S. 374-378
- Nagelschmidt M, Paul
 Laparoskopisches Operieren
 Chirurgie – Skript Merheim
http://www.uni-koeln.de/med-fak/chirurgie2/html/lehre/s_lapop.pdf
 (5.5.2002)
- Nieminen H, Takala E-P, Viikari-Juntura E (1993)
 Normalization of EMG in the neck-shoulder region
 Eur. Jn of Applied Physiology 67: S. 199-207
- Palmerud G, Kadefors R, Sporrang H, Järvholm U, Herberts P, Högfors C, Peterson
 B (1995)
 Voluntary redistribution of muscle activity in human shoulder muscles
 Ergonomics 38, no.4: S. 806-815
- Patkin M., Isabel L. (1995)
 Ergonomics, engineering and surgery of endosurgical dissection
 J R Coll Surg Edinb 40: S. 120-132
- Pietrabissa A, Scarcello E, Mosca F (1994)
 Three-dimensional versus two-dimensional video system for the trained
 endoscopic surgeon and the beginner
 End Surg 2: 315-317
- Pschyrembel (1994)
 Klinisches Wörterbuch, de Gruyter, 1994, ISBN 3-11-014183-3
- Quaranta Leonie FM, Molle F, Scavino G, Dickmann A (1994)
 Identification of the preferential gaze position through evaluation of
 visual fatigue in a selected group of VDU operators; a preliminary study.
 Doc Ophthalmol 87: S. 189-197

- Radermacher K., von Pichler KC., Erbse S., Boeckmann W., Rau G. Jakse G., Staudte HW (1996)
Using human factor analysis and VR simulation techniques for the optimization of the surgical worksystem
In: Medicine meets virtuel reality: Health care in the information age
Hrsg: Weghorst SJ., Sieburg HB., Morgan KS.
IOS Press Ohmsha
S. 532-541
- Rau G (1977)
Anwendung der Elektromyographie bei der Beurteilung körperlicher Momentan- und Langzeitbeanspruchung.
Z.Arb.wiss. 31 (3 NF) S. 112 –120
- Rau G., Radermacher K., Thull B., v. Pichler C. (1996)
Aspects of ergonomic system design applied to medical work systems
in: Computer integrated surgery: Technology and clinical applications
Hrsg: Taylor RH., Lavallée s., Burdea GC., Mösges R.
Cambridge, MA: MIT Press
ISBN 0-262-20097-X
S. 203-221
- RCOG (1994)
Report of the RCOG Working Party on Training in Gynaecological Endoscopic Surgery.
Royal College of Obstetricians and Gynaecologists, London: S. 8-12
- Rohmert W (1961)
Beurteilung statischer Krafftleistungen
Z Arb Wiss 15: S. 1-6
- Rohmert W. (1973)
Kräfte im Bewegungsraum
in: Schmidtke H.
Ergonomie 1. Grundlagen menschlicher Arbeit und Leistung
Carl Hanser Verlag, München; S. 133-149
ISBN: 3-446-11596-X

- Schmidtke H (1960)
 Bewegungsstudium und technische Arbeitsgestaltung
 In: Kaminsky G, Schmidtke H: Arbeitsablauf und Bewegungsstudien
 (Band 5)
 Von: Bramsfeld E, Euler H, Pentzlin K (Hrsg.): Grundlagen des
 Arbeits- und Zeitstudiums, Carl Hanser Verlag, München; S. 123-137
- Schmidtke H (1993)
 Der Leistungsbegriff der Ergonomie
 In H. Schmidtke (Hrsg.): Ergonomie, Carl Hanser München, Wien
 S.110
- Schüldt K, Harms-Ringdahl K (1988)
 Activity levels during isoelectric test contractions of neck and shoulder
 muscles
 Scan J Rehab Med 20: S. 117-127
- Smith WA, Forkey DA, Berguer R (1998)
 The virtual instrumentation (VI) laboratory facilitates customized on-
 site ergonomic analysis of minimally invasive surgery
 In: Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality VI
 Hrsg.: Westwood JD, Hoffman HM, Stedney D, Weghost SJ
 IOS Press and Ohmsha, Amsterdam S. 240 – 248
- Stulen FB, De Luca CJ (1981)
 Frequency parameter of the myoelectric signal as a measure of
 muscle conduction velocity
 IEEE Transactions on Biomedical Engineering 28: S. 515-523
- Sundelin G, Hagberg M (1989)
 The effects of different pause types on neck and shoulder EMG-
 activity during VDU work
 Ergonomics 32(5): S. 527-37
- Sundelin G, Hagberg M (1992)
 Electromyographic signs of shoulder muscle fatigue in repetitive arm
 work paced by the Methods-Time Measurement
 Scand J Work, Environ & Health 18(4): S. 262-8
- Tendick F, Jennings RW, Tharp G, Stark L (1993)
 Sensing and manipulation problems in endoscopic surgery:
 experiment, analysis and observations.
 Presence 2: S. 66-80
- Tendik F, Bhojrul S, Way LW (1997)
 Comparison of laparoscopic imaging systems and conditions using a
 knot-tying task.
 Comput Aided Surgery 2(1): S. 24-33

- Vasseljen O, Westgaard RH (1995)
 Can stress related shoulder-neck-pain develop independently of muscle-activity?
 Pain 4: S.221-230
- van Veelen M, Meijer D (1999)
 Ergonomics and design of laparoscopic instruments: result of a survey among laparoscopic surgeons
 J of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques Part A. 9 (6) 481-9
- van Veelen MA, Meijer DW, Goossens RHM, Richard HM, Jakimowicz JJ (2001)
 Evaluation of the usability of two types of image display systems. 9th International Congress of the European Association for Endoscopic Surgery, Maastricht, June 13th-16th 2001;Kongress Band S. 55
- K. B. Veiersted (1991)
 The reproducibility of test contractions for calibration of EMG measurements
 Eur. Jn. of applied Physiology 62: S. 91-98
- Villanueva MBG, Jonai H, Sotoyama M, Hisanaga N, Takeuchi Y, Saito S
 Sitting Posture and Neck and Shoulder Muscle Activities at different Screen Height Settings of the Visual Display Terminal
 Industrial Health 1997, 35, S. 330-336
- Waersted M, Westgaard R (1996) (a)
 Attention related muscle activity in different body regions during VDU work with minimal physical activity.
 Ergonomics 39: S. 661-76
- Waersted M, Eken T, Westgaard R (1996) (b)
 Activity of single motor-units in attention demanding tasks: firing pattern in the human trapezius muscle
 Eur. Jn of Appl. Physiology 72: S. 323-329
- Westgaard R (1988)
 Measurement and evaluation of postural load in occupational work situations
 Eur J Appl Physiol 57: S. 291-304

Williams DM, Sharma S, Bilodeau M. (2002)
Neuromuscular fatigue of elbow flexor muscles of dominant and non-dominant arms in healthy humans.
J Electromyogr Kinesiol. 12(4): S. 287-94.

Winkel J, Westgaard RH (1992)
Occupational and individual risk factors risk for shoulder-neck complaints. A quantitative registration system.
Int J Ind Erg10: S. 85-104

Winters JM, Peles JD (1990)
Neck-muscle activity and 3D head kinematics during quasi-static and dynamic tracking movements
In JM Winters & LY Woo (Eds.): Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organisation (pp. 461-480).
New York: Springer Verlag

7.2 Abbildungsnachweis:

Abb. 1a Litynski G S, Highlights in the History of Laparoscopy, Bernert Verlag, Frankfurt am Main, 1996

Abb. 1b Bouchet A. (2000)
Geschichte der Chirurgie vom Ende des 18. Jahrhunderts bis zur Gegenwart
in Toellner R.
Illustrierte Geschichte der Medizin, Band 5, Abb. S. 2523
Bechtermünz ISBN 3-8289-1875-1

Abb. 5, 6 ACT Universität Freiburg

Abb. 3, 4, 9-55, 57 Katharina Kehl, Iserlohn

Abb. 7, 8, 56 Benninghoff-Goerttler, Lehrbuch der Anatomie des Menschen, Erster Band (Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat), neunte Auflage,
Urban & Schwarzenberg München und Berlin, 1964

Abb. 2, 58 unbekannt

8. Anhang

8.1 Probankollektiv (Geschlecht, Alter, Körpergröße, Schmerzordnung nach Gruppen, Reihenfolge des Versuches) und Wunschposition

t	Geschlecht	Alter	Körpergröße (mm)	Schmerzgruppe	Reihenfolge	Wunsch- position
1	m	25	180	schmerzfrei	A-B-C	[A] + [B]
1	m	22	188	schmerzfrei	A-B-C	[A]
1	w	24	182	Schmerzproband	A-B-C	[A]
2	m	25	175	schmerzfrei	A-C-B	[B]
2	m	38	172	Schmerzproband	A-C-B	[A] + [B]
2	w	22	174	schmerzfrei	A-C-B	[A] + [B]
3	m	24	188	Schmerzproband	B-C-A	[A] + [B]
3	w	21	178	Schmerzproband	B-C-A	[A] + [B]
3	m	22	193	schmerzfrei	B-C-A	[A] + [B]
4	w	21	168	Schmerzproband	B-A-C	[A] + [B]
4	w	27	176	schmerzfrei	B-A-C	[B]
4	m	28	186	Schmerzproband	B-A-C	[A] + [B]
5	m	28	184	schmerzfrei	C-B-A	[B]
5	m	37	175	Schmerzproband	C-B-A	[A] + [B]
5	w	21	168	Schmerzproband	C-B-A	[B]
6	m	26	192	Schmerzproband	C-A-B	[A] + [B]
6	w	22	160	schmerzfrei	C-A-B	[A] + [B]
6	w	24	172	Schmerzproband	C-A-B	[A]
M		25	178			

M = Mittelwert, [A]: Monitorposition frontal auf Augenhöhe, [B]: Monitorposition frontal auf Handhöhe, [A] + [B]: Kombination von zwei frontalen Monitoren (auf Augen- und auf Handhöhe)

Tab. 8.1 Probandenkollektiv und Wunschposition

8.3 Versuchsprotokoll

Persönliche Daten

Erhoben am:

Name:

(1) Alter/Geburtsdatum:

(2) Körpergröße:

(3) Gewicht:

(4) Rechtshänder; Linkshänder

(5) Muskelbeschwerden in den letzten 12 Monaten?

a) allgemein (Rücken) ja nein

b) speziell (Nackenregion) ja nein

falls ja:

a) Gibt es Einschränkungen wegen der Muskelschmerzen?

ja nein

Falls ja, welche? _____

b) Wann begannen die Muskelschmerzen? Im Jahr _____

c) In welchem Jahr war es am schlimmsten? _____

d) In einer Skala von eins bis sechs, wie stark sind die Schmerzen?

Norm: 1 2 3 4 5 6

Im schlimmsten Fall: 1 2 3 4 5 6

e) In welchen Abständen bzw. wie häufig leidest Du / leiden Sie an diesen Muskelschmerzen? _____

f) Besteht eine ärztliche Behandlung aufgrund der Muskelschmerzen? ja

nein

g) Gibt es eine subjektive oder objektive Erklärung für die Schmerzen?

Erklärung: Hiermit versichere ich die Richtigkeit der oben genannten Daten.

Der Aufbau der Messung, ihre Durchführung und ihr Verwendungszweck wurden mir erklärt.

Ich bin einverstanden mit der vertraulichen Weiterverarbeitung meiner Daten in Verbindung mit den Messergebnissen im Rahmen der Studie.

Unterschrift

Datum, Ort

Zum Versuch: Reihenfolge:

1. _____ (Perlenanzahl: ___)
2. _____ (Perlenanzahl: ___)
3. _____ (Perlenanzahl: ___)
4. Alle Monitore _____ (Perlenanzahl: ___)

Nach dem Versuch:

(1) Wurden zwischenzeitlich Verspannungen festgestellt?

Wenn ja: Bei welcher Position? Wie häufig?

- frontal auf Augenhöhe (ca. ___ Mal)
 frontal auf Handhöhe (ca. ___ Mal)
 seitlich auf Augenhöhe (ca. ___ Mal)
 alle zusammen (ca. ___ Mal)

(2) Traten bei den Messungen oder danach Muskelschmerzen auf?

Wenn ja, 1) bei welcher Messung? Wo?

2) Wie stark (Skala von 1-6)?

- frontal, Augenhöhe _____ (___)
 frontal, Handhöhe _____ (___)
 seitlich, Augenhöhe _____ (___)
 alle zusammen _____ (___)

(3) Im Falle aller Monitore, wie war ungefähr die prozentual-zeitliche Aufteilung der Blickrichtung? Frontal Augenhöhe _____%

Frontal Handhöhe _____%

Seitlich Augenhöhe _____%

(4) Wurden unterschiedliche Muskelbelastungen bei den drei Positionen festgestellt?

ja nein

Wenn ja, 1) in welcher Position-Rangfolge nahm die Belastung zu?

2) wie stark war sie (Skala von 1-6)?

- ___ Position frontal, Augenhöhe (___)
___ Position frontal Handhöhe (___) (1=geringste Belastung,
___ Position seitlich, Augenhöhe (___) 3 bzw 6= höchste Belastung)
___ alle zusammen (___)

(5) Welche der drei Positionen würdest Du / würden Sie für eine OP bevorzugen?

frontal, Augenhöhe frontal Handhöhe seitlich Augenhöhe alle zusammen

(6) War es von Vorteil, wenn alle Monitore zur Auswahl standen?

Warum? _____

Bemerkungen: _____

Danksagung

Ganz besonders herzlich möchte ich mich bei meinen Eltern für die Finanzierung und die stetige emotionale und fachliche Unterstützung während meines Studiums bedanken. Sie verstanden es stets, mir besonders in schwierigen Situationen helfend zur Seite zu stehen.

Mein verbindlichster Dank gilt Herrn Professor Dr. Bueß, der sich freundlicherweise dazu bereit erklärt hat, die Betreuung und die Korrektur der vorliegenden Arbeit zu übernehmen.

Ein ganz spezieller Dank gilt Herrn Dr. Matern, der mich in hervorragender Weise betreut und gefördert hat. Durch seine Unterstützung und sein Engagement ist die Arbeit in dieser Weise möglich gewesen.

Einen besonderen Dank richte ich auch an Herrn Dipl. Ing. Carsten Giebmeier für die professionelle technische Betreuung während der Versuche und Herrn Dipl. Ing. Rolf Schlecker für die große Unterstützung bei der computergestützten Auswertung. Ihre stetige Hilfsbereitschaft hat mir besonders in schwierigen Situationen immer wieder Mut gemacht.

Ein ganz herzlicher Dank gilt Herrn Professor Schulte-Mönting, Leiter des biomathematischen Instituts der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau, für die statistische Beratung und seine große Hilfe bei der statistische Auswertung.

Mit Nachdruck möchte ich bei allen Probanden bedanken, die durch Ihren Einsatz die Durchführung dieser Studie ermöglicht haben sowie bei Herrn Winterhalter der Firma Maquet und bei der Firma Karl Storz in Tuttlingen für die freundliche Bereitstellung des verwendeten Versuchsmaterials.

Lebenslauf

Name Katharina Kehl
Geburtsort / Geburtstag Iserlohn, den 24.12.1978
Familienstand ledig

Schulbildung

1985-1989 Grundschule Bömberg (Iserlohn)
1989-1998 Gymnasium An der Stenner (Iserlohn)
Mai 1998 Abitur

Hochschulbildung

Ws 1998 – Ss 2001 Medizinstudium an der Albert-Ludwigs-Universität in Freiburg
August 2001 Ärztliche Vorprüfung
August 2002 Erster Teil des medizinischen Staatsexamens
Ws 2001 – Ss 2002 Medizinstudium an der Université de Bordeaux
Ab WS 2002 Weiterführung des Studiums in Freiburg
März 2004 Zweiter Teil des medizinischen Staatsexamens
Mai 2005 Dritter Teil des medizinischen Staatsexamens

Famulaturen

März 2001 Universitätsklinik Innsbruck (Kinderchirurgie)
Oktober 2001 – Mai 2002 Universitätsklinik Bordeaux (Innere Medizin, Intensivmedizin,
Ophthalmologie, Orthopädie, chirurgische und medizinische
Notfallambulanz)
Juli 2002 Iserlohn (internistische Praxis)
März 2003 MAYO-Klinik, Rochester, Minnesota (Infektiologie)

Praktisches Jahr

April – Juni 2004 Städtisches Klinikum Karlsruhe (Innere Medizin)
Juni – August 2004 University of Utah, Salt Lake City (Innere Medizin)
September – November 2004 Städtisches Klinikum Karlsruhe (Chirurgie)
November 2004 – März 2005 Regionalspital Lachen (Anästhesie)