

**Aus der Universitätsklinik für Allgemeine, Viszeral- und  
Transplantationschirurgie Tübingen**

**Ärztlicher Direktor: Professor Dr. A. Königsrainer**

**Analyse verschiedener OP-Tischhöhen in der  
laparoskopischen Chirurgie hinsichtlich  
Arbeitsleistung und muskulärer Beanspruchung  
– eine experimentelle Studie auf Basis von  
Elektromyographie und Ultraschall-  
Bewegungsanalyse–**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

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

**vorgelegt von**

**Matthias Peter Tedeus**

**aus**

**Aachen**

**2012**

**Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth**

**1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. U. Matern**

**2. Berichterstatter: Frau Professor Dr. M. Rieger**

Meinen Eltern gewidmet

1 Einleitung.....	7
1.1 Definition des Begriffs Ergonomie.....	7
1.2 Ergonomie in der Chirurgie.....	8
1.3 Anwendung von Ergonomie in der Laparoskopie .....	10
1.4 Elektromyographie in der Ergonomieforschung.....	11
1.5 Fragestellung .....	12
2 Material und Methoden.....	14
2.1 Versuchsaufbau.....	14
2.1.1 Probandenkollektiv.....	14
2.1.2 Aufbau der Versuchsanordnung.....	15
2.1.3 Akquisition der Meßdaten.....	18
2.1.3.1 Erfassung des EMG und Videodokumentation .....	18
2.1.3.2 3D-Echtzeit-Bewegungsanalyse .....	20
2.1.4 Anbringen der Meßausrüstung.....	21
2.1.4.1 Testmuskeln, Applikation der EMG-Elektroden .....	21
2.1.4.2 3D-Vermessungsmarker .....	22
2.2 Versuchsablauf und Durchführung der Messungen.....	23
2.2.1 Die Versuchsaufgabe .....	23
2.2.2 Die Arbeitshaltungen .....	23
2.2.3 Der Versuchsablauf.....	24
2.2.3.1 Einweisung, Anthropometrie und Ermitteln der Tischhöhen .....	25
2.2.3.2 Maximale Willkürkontraktion (MVC).....	26
2.2.3.3 Die Messungen und ihre Abfolge.....	27
2.2.3.4 Ausfüllen des Fragebogens .....	29
2.3 Datenauswertung.....	30
2.3.1 EMG - Grundlagen und Auswertung .....	30
2.3.1.1 Physiologische und technische Grundlagen der Elektromyographie.....	30
2.3.1.2 Rohdaten-Verarbeitung, Kenngrößen.....	31
2.3.1.3 Ermüdungsmodell.....	33
2.3.1 Auswertung der Bewegungsdaten.....	37
2.3.2 Statistische Analyse .....	37

---

3. Ergebnisse .....	39
3.1 Fragebogen und Arbeitsleistung .....	39
3.1.1 Anzahl der gefädelten Hülsen .....	39
3.1.2 Verspannung/Schmerz im Bereich der Lendenwirbelsäule .....	40
3.1.3 Verspannung/Schmerz im Bereich der Brustwirbelsäule.....	41
3.1.4 Verspannung/Schmerz im Nackenbereich .....	41
3.1.5 Verspannung/Schmerz im Bereich der Schulter.....	42
3.1.6 Verspannung/Schmerz im Bereich der Arme .....	43
3.1.7 Verspannung/Schmerz im Bereich der Handgelenke.....	44
3.1.8 Bewertung der Rückenbeanspruchung .....	46
3.1.9 Bewertung der Schulterbeanspruchung .....	47
3.1.10 Allgemeine Beurteilung der Arbeitshaltung.....	48
3.1.11 Eignung der Arbeitshaltungen für präzises Arbeiten .....	49
3.1.12 Eignung der Arbeitshaltungen für ausdauerndes Arbeiten .....	50
3.1.13 Bevorzugte Tischhöhe.....	51
3.2 Elektromyographische Messungen .....	52
3.2.1 EMG-Analyse des M. biceps brachii rechts.....	53
3.2.2 EMG-Analyse des M. deltoideus pars anterior rechts .....	56
3.2.3 EMG-Analyse des M. deltoideus pars medialis rechts .....	59
3.2.4 EMG-Analyse des M. trapezius pars descendens rechts.....	62
3.2.5 EMG-Analyse des M. trapezius pars horizontalis rechts .....	66
3.2.6 EMG-Analyse des M. trapezius pars ascendens rechts .....	69
3.2.7 EMG-Analyse des M. erector spinae pars lumbalis links.....	72
3.2.8 EMG-Analyse des M. erector spinae lumbalis rechts .....	76
3.3 Integrierte Darstellung und Analyse der elektrischen Muskelaktivität..	79
3.4 3D-Bewegungsanalyse .....	83
4 Diskussion .....	85
4.1 Methodenkritik.....	85
4.1.1 Probanden.....	85
4.1.2 Analytierte Muskeln .....	86
4.1.3 Versuchsaufbau .....	87
4.1.4 Arbeitshaltungen .....	87

---

4.1.5 Versuchsaufgabe und Ablauf .....	88
4.1.6 EMG-Ableitung .....	91
4.1.6 Ultraschall-Bewegungsanalyse .....	92
4.1.7 EMG-Parameter und deren Anwendung .....	93
4.1.7.1 Maximum Voluntary Contraction (MVC).....	93
4.1.7.2 Median Frequency (MF).....	94
4.1.7.3 Elektrische Aktivität (EA).....	94
4.2 Diskussion der Ergebnisse .....	95
4.2.1 Arbeitsleistung.....	95
4.2.2 Kombinierte Betrachtung der Ergebnisse aus Fragebogen und EMG-Analyse .....	96
4.2.2.1 Lenden- und Brustwirbelsäule .....	96
4.2.2.2 Halswirbelsäule/Nacken.....	98
4.2.2.3 Schulter.....	99
4.2.2.4 Arme und Handgelenke .....	102
4.2.2.5 Generelle Beobachtungen zu den Tischhöhen.....	103
4.2.2.6 Integrierte Betrachtung der elektrischen Muskelaktivität.....	104
4.2.2.7 Fazit.....	105
5 Zusammenfassung .....	108
6 Literaturverzeichnis .....	110
7 Abbildungsnachweise:.....	119
8 Anhang .....	120
8.1 Fragebogen zu den Versuchen.....	120
8.2 Tabelle der Probandendaten: .....	124
8.3 Tabelle der für die Einstellungen erforderlichen Tischhöhen .....	125
8.4 Tabelle der perzentilen Verteilung von Ellenbogenhöhe und Unterarmlänge in der deutschen Bevölkerung von 18-65 Jahren nach ISO 33402 sowie der daraus für die verschiedenen Tischhöhen resultierenden OP-Tischhöhe.....	126
8.5 Danksagung.....	127

## 1 Einleitung

### 1.1 Definition des Begriffs Ergonomie

*„um reichlichst Früchte zu erhalten aus diesem Leben, mit geringster Mühe und größter Zufriedenheit für das eigene und allgemeine Wohl“*

So schrieb der polnische Wissenschaftler Jastrzebowski 1857 in seiner Publikation „Grundriß der Ergonomie oder Lehre von der Arbeit, gestützt auf die aus der Naturgeschichte geschöpfte Wahrheit“ (Jastrzebowski 1857). Waren seine Überlegungen auch eher philosophischer denn praktischer Natur, so war es doch er, der das Wort „Ergonomie“ prägte, indem er schrieb: *„...die Wissenschaft über Arbeit wollen wir nach Art von anderen Wissenschaften, abgeleitet von der griechischen Sprache, erdreisten zu nennen: „Ergonomie“ von den Worten „ergon“ – „menschliche Arbeit“ und „nomos“ – Recht, Regel...“* In Unkenntnis dieser Veröffentlichung wurde im Jahre 1949 die Bezeichnung „Ergonomie“ vom englischen Psychologen K.F.H. Murrell neu erfunden (Murrell and Edholm 1949). Die englische „Ergonomics Research Society“ schrieb dann im Jahre 1960: *Ergonomie "erforscht die Beziehungen zwischen dem Menschen und seiner Arbeit, dem Arbeitsmittel und der Umgebung, insbesondere durch die Anwendung von anatomischem, physiologischem und psychologischem Wissen auf die daraus entstehenden Probleme"* (Laurig 2005).

Im aktuellen Verständnis ist die Ergonomie eine Wissenschaft, von der Erkenntnisse angeboten werden zur *"... Anpassung von Bedingungen des Tätigseins an die Eigenschaften und Bedürfnisse der Menschen, um ihnen einen hohen Nutzen aller ihrer Fähigkeiten und Fertigkeiten zu ermöglichen"* (Laurig 1983).

Schmidtke äußert zu diesem Thema, die Aufgabe der Ergonomieforschung sei es, durch Analyse von Arbeitsaufgabe, -Umwelt und Mensch-Maschine-Interaktion die Leistungsfähigkeit des gesamten Arbeitssystems zu verbessern, wie auch die auf den arbeitenden Menschen einwirkenden Belastungen zu mindern (Schmidtke 1993).

Zwar kann der Mensch schlecht konstruierte Maschinen ausgleichen, dies kann jedoch zu Gesundheitsstörungen führen (Edholm 1967).

Somit ist der Grundsatz, daß der Arbeiter in Folge seiner Tätigkeit keinen Schaden erleiden darf, unabdingbarer Teil der ergonomischen Maximen.

## 1.2 Ergonomie in der Chirurgie

*„...looked at from the ergonomic point of view most major operations are, at first sight, a mess“.* (Dudley 1977)

Diese Äußerung von Dudley aus dem Jahr 1977 zeigt auf, daß auch in der Medizin ein Bewußtsein für ergonomisches Arbeiten erwächst, und offensichtlich einiger Verbesserungsbedarf besteht.

Bis in die 1830er Jahre wurden, auch wegen der fehlenden oder mangelhaften Anästhesie, chirurgische Eingriffe so schnell wie möglich durchgeführt und möglichst kurz gehalten. Dies führte mitunter auch zu Komplikationen. So ist bekannt, daß der schottische Chirurg Sir Robert Liston eine Beinamputation zu jener Zeit innerhalb von ca. 25 Sekunden durchführte. Bei einem Eingriff dieser Art wurden bei aller Kürze und Effizienz auch die Hoden des Patienten amputiert (Bennion 1979). Im Rahmen einer weiteren überlieferten Operation amputierte Liston versehentlich zwei Finger seines Assistenten und zerschlitzte den Mantel eines Zuschauers der Operation. Der Patient sowie der Assistent starben an einer Infektion, der Zuschauer vor Schreck an Herzversagen (Wikipedia.org 2007).

Mit Zunahme der Komplexität und Abnahme der Invasivität von Eingriffen und sich daraus ergebender längerer Operationsdauer entsteht heutzutage im Rahmen von Operationen vermehrt physischer und mentaler Streß für die Operateure. Dieser wird verstärkt vor allem bei fehlender oder mangelhafter Anpassung im Design der Instrumente und des Umfelds, das traditionell auf offene OPs ausgerichtet ist (Vereczkel, Bubb et al. 2003). So findet heute, insbesondere bei der Laparoskopie, im Gegensatz zu dem erwähnten



historischen Beispiel, die Schädigung der involvierten Mediziner weniger plakativ und primär im Verborgenen statt. Erst langsam entwickelt sich diesbezüglich in der Arbeitswelt ein Problembewußtsein, wobei aktuelle Umfrageergebnisse unter Chirurgen und OP-Pflegepersonal einen großen Handlungsbedarf hinsichtlich Ergonomie und Systemintegration im Operationssaal belegen (Matern, Koneczny et al. 2006). Die ergonomischen Aspekte im OP genauer zu analysieren, wird im Verlauf Teil der vorliegenden Arbeit sein.

Erste Ergebnisse der Ergonomieforschung kamen noch aus der Industrie – wie die Erkenntnis, daß Arbeiter unter unergonomischen Bedingungen gestreßter und vermehrt ermüdungsanfällig sind, was zur Verschlechterung von Qualität und Produktivität führt (van Veelen and Meijer 1999). Aus der Metallindustrie stammt auch das Wissen, daß Arbeit in Zwangshaltungen ein hohes Maß an statischer muskulärer Haltearbeit erfordert. Es führen jahrelange Zwangshaltungen zu krankhaften Erscheinungen wie Gelenk- und Sehnenscheidenentzündungen, Ansatzdysplasien und chronisch-degenerativen Vorgängen (Grandjean 1982). Desweiteren wird die Bewegungskoordination nachhaltig gestört, wenn in körperlichen Zwangshaltungen gearbeitet werden muß (Schmidtke 1961). Etliche Forscher bewiesen, daß langes Arbeiten mit hoher Präzision, hoher Repetition von Bewegungen und Arm-Elevation häufig Schulter- und Armbeschwerden verursachen (Christensen 1986; Jensen, Schibye et al. 1993; Kvarnstrom 1993).

Die Arbeitsergonomie erhält in der Medizin allerdings nur schleppend Einzug, obwohl inzwischen zunehmend Fortschritte gemacht werden (Herron, Gagner et al. 2001). Problematisch ist hier vor allem, daß der Nutzen der Anwendung ergonomischer Erkenntnisse in der Chirurgie häufig nur schlecht finanziell greifbar ist, und so ist das ausschlaggebende Auswahlkriterium bei der Anschaffung von medizinischen Geräten weiterhin vor allem der Preis (van Veelen and Meijer 1999). Aufgabe der Ergonomieforschung in der Medizin ist deshalb unter anderem auch die Analyse der ergonomischen Eigenschaften der benutzten Apparaturen und des Arbeitsumfelds sowie der sich ergebenden

Auswirkungen auf die Arbeitsbedingungen des Operators. Nur so kann das Gesamtsystem Operationssaal auch im Hinblick auf das Personal optimiert werden und neben „Kostenökonomie“ auch eine sekundäre „Kostenergonomie“ erreicht werden.

### **1.3 Anwendung von Ergonomie in der Laparoskopie**

Betrachtet man den Operationsalltag anhand der im Vorangegangenen erwähnten Gesichtspunkte, erscheinen gerade laparoskopische Operationen besonders problematisch, da sie eben jene Faktoren wie statische Arbeit und Zwangshaltungen im Vergleich zu offenen Operationen vermehrt bedingen (Vereczkei, Feussner et al. 2004).

Zahlreiche Studien haben gezeigt, daß es hier, vor allem durch die fixierte Standposition, zu vermehrtem statischen Streß für Augen, Kopf, Nacken und Wirbelsäule kommt (Berguer, Forkey et al. 1999; Nguyen, Ho et al. 2001; van Veelen, Jakimowicz et al. 2004). Es fanden sich bei den Operateuren in der Laparoskopie signifikant mehr Schultersteifheitsgefühle als bei offenen OPs sowie deutlich mehr Muskelermüdung und Myalgien, bedingt durch die schlechte Arbeitshaltung beim Operieren (Rademacher, von Pichler et al. 1996; Nguyen, Ho et al. 2001). Immer wieder wird in der Literatur insbesondere auf die Problematik der vermehrten statischen Belastung beim laparoskopischen Operieren hingewiesen. Studien berichten über rein statische Haltung während mehr als 70% der OP-Dauer (Rademacher, von Pichler et al. 1996). Bei Umfragen unter Chirurgen berichteten bis zu 12% der Befragten über Schmerzen im Genick und der oberen Extremität, die durch laparoskopisches Operieren hervorgerufen werden (Berguer, Forkey et al. 1999). Eine weitere Umfrage berichtet sogar von 60% Nackenschmerzen respektive 39% Schulterschmerzen (Matern and Koneczny 2007), während Sari bei über 73% der Operateure Schmerzen beim Laparoskopieren registrierte, vor allem in Nacken, Schulter und Lendenbereich. Er bezeichnete gar den OP-Saal als „feindliche Umgebung“ für den Chirurgen (Sari, Nieboer et al. 2010). Desweiteren ist die benötigte Muskelkraft an Unterarmen und Daumen zur Bedienung der Instrumente bei der Laparoskopie bis zu sechsfach größer als

bei offenen Standardeingriffen (Berguer, Forkey et al. 1999; Berguer, Chen et al. 2003).

Ein Faktor, der zu statischen Zwangshaltungen beiträgt, ist neben den vorgegebenen und wenig bis gar nicht variablen Trokareinstichstellen vor allem auch die limitierte Höhenverstellbarkeit der Operationstische in Kombination mit den langen Instrumentarien. Daraus resultieren gerade für kleinere Operateure ungünstige Arbeitshaltungen mit hoch erhobenen Armen, wie die sog. „Matadorhaltung“ (Berguer, Forkey et al. 2001). Zudem wird eine statische Haltung erzwungen (Vereczkei, Feussner et al. 2004). Zahlreiche Studien beschäftigen sich gegenwärtig mittels verschiedenster Ansätze mit der Haltungsanalyse von Laparoskopieuren, um Erkenntnisse zur Optimierung der Arbeitshaltung zu erlangen. Die Ergebnisse sind noch nicht in sich schlüssig, weitere Studien müssen folgen, um genauere Anhaltspunkte zu liefern (Menozzi, von Buol et al. 1994; Hanna, Shimi et al. 1998; Matern and Waller 1999; Berguer, Forkey et al. 2001; Herron, Gagner et al. 2001; Matern, Waller et al. 2001; Berguer, Smith et al. 2002; van Veelen, Kazemier et al. 2002).

#### **1.4 Elektromyographie in der Ergonomieforschung**

Erste Erwähnung fand die elektrophysiologische Untersuchung von Skelettmuskeln bereits Anfang des 20. Jahrhunderts. Piper untersuchte in den Jahren 1909 bis 1912 mittels eines Kraftmeßgeräts und eines Galvanometers das Ermüdungsverhalten der Handgreifmuskulatur. Er erlangte in seinen Studien die Erkenntnis, daß sich im Verlauf einer isometrischen Kontraktion die Frequenz und Amplitude der abgeleiteten elektrischen Muskelaktivität verändern (Piper 1909; Piper 1912). Später erfolgten weitergehende Studien, die zeigten, daß eine ermüdende Muskelkontraktion in der elektromyographischen Analyse zu einem Abfall der Frequenzen, aber gleichzeitig einem Anstieg der Amplituden führen (Cobb and Forbes 1923). Die so eingeführten Techniken wurden im Laufe der Zeit immer weiter verfeinert und um die computergestützte Auswertung erweitert. Heute ist man in der Lage, elektromyographische Daten hinsichtlich Muskelermüdung oder auch Veränderungen der ausgeübten Kraft zu analysieren und diese Effekte auch zu

quantifizieren (Luttmann 1996; Luttmann, Jager et al. 1996; Luttmann, Sokeland et al. 1996; Luttmann, Sokeland et al. 1998; Luttmann, Jäger et al. 1999). Dies eröffnet zahlreiche Anwendungsgebiete in der Ergonomieforschung, wo zunehmend Wert auf ermüdungsärmeres und präziseres Arbeiten gelegt wird. Körperhaltungen können hinsichtlich ihres Ermüdungspotentials und ihrer Kraftanforderung beurteilt werden, genauso wie Rückschlüsse hinsichtlich der Ergonomie von verwendeten Instrumenten möglich sind. Letztlich, mit annähernd 100 Jahren Verspätung, sind nun die technischen Voraussetzungen gegeben, um nach dem Beginn der Ergonomieforschung in der Industrie auch die Arbeitsbedingungen für Operateure und ihre Teams zu optimieren (Luttmann 1996; Luttmann, Jager et al. 1996; Luttmann, Sokeland et al. 1996; Berguer, Remler et al. 1997; Luttmann, Sokeland et al. 1998; Umezu, Kawazu et al. 1998; Luttmann, Jäger et al. 1999; Hagg, Luttmann et al. 2000; Berguer, Smith et al. 2001; Berguer, Smith et al. 2002; Urich, Underwood et al. 2002).

## 1.5 Fragestellung

In Anbetracht der im Vergleich zur offenen Chirurgie deutlichen Mehrbelastung der Operateure bei der Laparoskopie hinsichtlich Operationsdauer, Geschicklichkeit und auch Körperhaltung, muß es Ziel sein, die Belastung zu minimieren und so Ermüdung und Fehler im Rahmen operativer Eingriffe zu vermeiden. Nach vorliegenden Studien wird eine ideale Haltung beim laparoskopischen Operieren bei Arbeiten mit einem Ellenbogenwinkel im Bereich von 90°-120° erreicht (Hanna, Shimi et al. 1998; Matern and Waller 1999; Emam, Frank et al. 2001; Herron, Gagner et al. 2001; Matern, Waller et al. 2001; Berguer, Smith et al. 2002; van Veelen, Kazemier et al. 2002; Manasnayakorn, Cuschieri et al. 2009).

So untersuchte Van Veelen in einer 2002 veröffentlichten Studie (van Veelen, Kazemier et al. 2002) bei sechs verschiedenen OP-Tischhöhen, welche relativ zur Ellenbogenhöhe des Operateurs genormt wurden, die jeweils beim Operieren notwendigen Bewegungs-Auslenkungen im Bereich von Schulter,

Ellenbogen und Handgelenk sowie in einem anderen Versuch die durchschnittliche Muskelaktivität des M. biceps brachii im EMG bei 15-minütigem Halten des Laparoscops in der jeweiligen Höhe. Sie fand einen deutlichen Einfluß der Tischhöhe auf die notwendigen Bewegungen und die Muskelaktivität und empfiehlt schlußendlich eine OP-Tischhöhe von Faktor 0,7 bis 0,8 der individuellen Ellenbogenhöhe bei aufrecht stehender Arbeitshaltung.

Berguer veröffentlichte eine Arbeit zur gleichen Fragestellung. Er analysierte verschiedene Arbeitshaltungen ebenfalls in Relation zur Ellenbogenhöhe, indem er die Haltungen in 10cm-Schritten um diese Höhe herum variierte. Dabei wurden jeweils die EMG-Aktivität der Schultermuskulatur (M. trapezius und M. deltoideus), der elektrische Hautwiderstand und die Armhaltung gemessen. Zusätzlich wurden die Probanden bezüglich empfundenem Komfort und subjektiver Schwierigkeit der Arbeit in Abhängigkeit von den verschiedenen eingenommenen Haltungen befragt. Berguer favorisiert letztlich eine Höhe der Instrumentengriffe nahe der Ellenbogenhöhe (Berguer, Smith et al. 2002).

Beide Studien ziehen jedoch lediglich die Muskelaktivität als Meßparameter heran, ohne die elektromyographische Untersuchung durch die Analyse der Muskelermüdung bzw. Frequenzanalyse nach aktuellem Standard zu komplettieren. Zudem werden nur einige wenige Muskeln (ein Anteil des M. deltoideus, M. trapezius, M. biceps brachii) in die Analyse mit einbezogen, was nur ein unvollständiges Bild der komplexen muskulären Anforderungen beim laparoskopischen Operieren zeichnet. Auch wurde ein Einfluß der Arbeitshaltung auf die Arbeitsleistung nicht geprüft.

Die vorliegende Arbeit wird, aufbauend auf der schon in vorausgegangenen Studien erlangten Wissensbasis, anhand elektromyographischer Untersuchungen, ultraschallgestützter Bewegungsanalyse, Messung der Arbeitsleistung und Anwendung eines systematischen Fragebogens Erkenntnisse über die ergonomischen Merkmale verschiedener Arbeitshaltungen liefern. Die Untersuchungen beinhalten Aussagen bezüglich der Muskelbeanspruchung der maßgeblichen Muskeln, muskulärer Ermüdung,

Beschwerden, Arbeitsleistung wie subjektive Einschätzungen der Probanden. Mit der vorliegenden Untersuchung sollen konkrete ergonomische Rückschlüsse, auch bezüglich einzelner Muskelgruppen und spezieller Fragestellungen, ermöglicht werden.

Diese Studie analysiert im Folgenden die Auswirkungen der verschiedenen Arbeitshaltungen (bei Ellenbogenwinkeln von 90°, 105° und 120° und stehenden Probanden) auf die obengenannten Faktoren. Anhand der Ergebnisse sollen abschließend Empfehlungen hinsichtlich folgender Punkte gegeben werden:

Beste Arbeitshaltung hinsichtlich:

- Vermeidung körperlicher Beschwerden
- Minimierung muskulärer Ermüdung
- Minimierung muskulärer Beanspruchung
- Erreichen maximaler Arbeitsleistung

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Versuchsaufbau**

#### **2.1.1 Probandenkollektiv**

Das Probandenkollektiv der vorliegenden Studie bestand aus 25 Personen, davon 8 weiblich, 17 männlich. Die mittlere Körpergröße betrug 1,76m (1,59m – 1,90m), das Durchschnittsalter 28 Jahre (19-35 Jahre). Die mittlere Ellenbogenhöhe (Boden -> Olecranon im Stehen gemessen bei 90° Ellenbogen-Flexion nach ISO 33402) der Probanden maß 106,7cm (96cm - 113cm) und die durchschnittliche Unterarmlänge (Olecranonspitze – Proc. styloideus ulnae nach ISO 33402) belief sich auf 27cm (22cm - 29,5cm). Die Testpersonen waren Rechtshänder. Bei keinem der Probanden lag ein körperliches oder gesundheitliches Ausschlußkriterium zur Teilnahme an den

Versuchen im Sinne von Muskelbeschwerden oder orthopädischen Erkrankungen vor (laut anamnestischer Erhebung sowie Fragebogen).

Keiner der Probanden hatte vorher Erfahrungen als laparoskopischer Operateur gesammelt, d.h. alle Probanden hatten diesbezüglich bei der Studie ein gleiches manuelles Ausgangsniveau, identische Kenntnisse hinsichtlich minimalinvasiver Operationen sowie einen gleichen Grad an Gewöhnung an die Arbeitshaltung und das Instrumentarium.

Diese Aspekte sind bedeutsam, da lediglich mit Probanden, welche zuvor noch nicht laparoskopisch operiert haben, frei von präformierten Präferenzen hinsichtlich einer Arbeitshaltung sind, keine muskulären Adaptationsprozesse an die Anforderungen durchgemacht haben und keine körperlichen Beeinträchtigungen aufweisen, eine möglichst objektive und an systematischen Fehlern arme Untersuchung durchgeführt werden kann. So ist seit einer Studie durch Akesson bekannt, daß Probanden, welche an chronischen muskulären Beschwerden im Nacken- und Schulterbereich leiden, die Muskelbeanspruchung des M. trapezius willentlich um bis zu ein Drittel zu senken vermögen (Akesson, Hansson et al. 1997). Derlei Kompensationsmechanismen würden eine Untersuchung zwangsläufig verfälschen und müssen demzufolge vermieden werden.

Jeder Proband wurde vor Beginn der Studie über den Versuchsaufbau, Ablauf und Zweck informiert und gab sein schriftliches Einverständnis zur wissenschaftlichen Verwendung der erhobenen Daten. Die Genehmigung der Ethikkommission der Universität Tübingen zur Studie am Pelvitainer liegt vor (445/2004).

### **2.1.2 Aufbau der Versuchsanordnung**

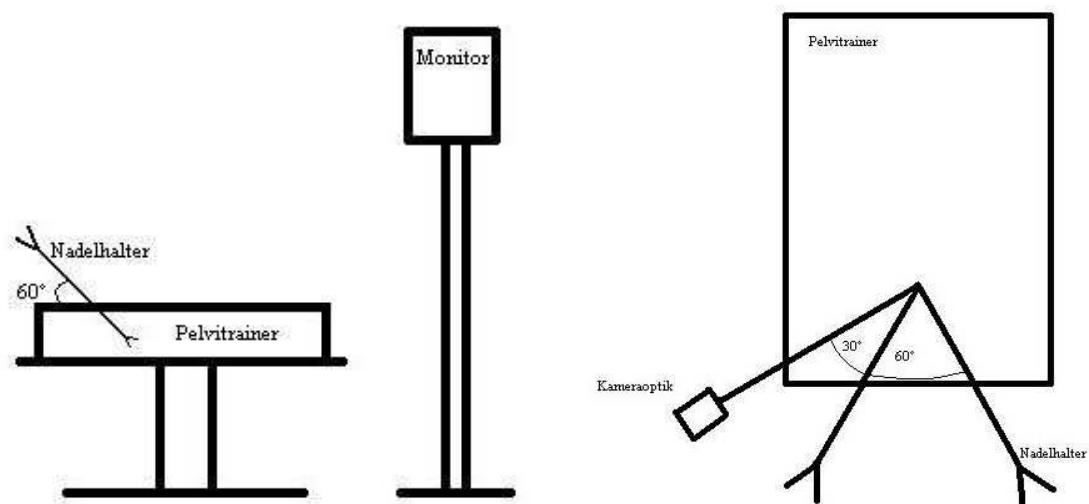
Auf einem höhenverstellbaren Aluminiumtisch wurde ein blickdichter Pelvitainer mit undurchsichtiger Neopren-Bauchdecke positioniert. Visuelle Informationen aus dem Inneren des Torso lieferte eine Telecam SL Pal 20212020 Kamera in Kombination mit einer 30°-Optik 26033BPA (beides Karl

Storz, Tuttlingen). Als Kaltlichtquelle diente das Modell 5135 der Firma Wolf, Knittlingen. Die Darstellung erfolgte über einen ebenfalls höhenverstellbar positionierten Monitor des Modells Sony PUM 2130 QM (Sony Deutschland, Berlin). Die Monitorhöhe wurde bei den jeweiligen Versuchsanordnungen angepaßt, so daß die Bildoberkante sich stets auf Augenhöhe der Versuchspersonen befand. Der Monitor-Augenabstand betrug 1m. Dieser Aufbau entspricht einer Blickneigung des Operateurs von ca. 10° abwärts und erfüllt somit die ergonomischen Empfehlungen zur Monitorpositionierung (Arndt 1983; van Veelen, Meijer et al. 2001; Kehl 2003; Matern, Faist et al. 2005; van Det, Meijerink et al. 2009).

Im Inneren des Pelvitainers wurde eine Petrischale auf der Bodenfläche fixiert. Mittels zweier Nadelhalter mit Axialgriff des Typs Karl Storz 26167 FN (Karl Storz, Tuttlingen) wurden durch die Probanden in der Petrischale liegende, metallene Ader-Endhülsen auf eine chirurgische Nadel mit Faden Typ Ethicon Vicryl 3/0, 2 metric, SH-1 plus (Ethicon, Norderstedt) aufgefädelt. Diese Versuchsaufgabe hat sich bereits in anderen Studien als gut geeignet erwiesen (Kehl 2003; Matern, Faist et al. 2005). Die verwendeten Axialgriffe haben sich ebenfalls in vorausgegangenen Untersuchungen bewährt und wurden von den Probanden anderen Modellen wie z.B. Pistolengriffen vorgezogen (Matern, Eichenlaub et al. 1999). Die Position der Petrischale und die Lokalisation der Instrumenteneinstichstellen in der Neoprenbauchwand wurden derart gewählt, daß folgende Anforderungen erfüllt wurden:

- Arbeitswinkel zwischen den beiden Nadelhaltern: 60°
- Einstichwinkel der Instrumente aus der Horizontalen: 60°





**Abb. 1 – Schematischer Aufbau der Versuchsausrüstung (seitliche Ansicht und Aufsicht)**

Diese Konfiguration geht zurück auf Hanna und Cuschieri, deren Arbeitsgruppen sie wiederholt als optimale ergonomische Anordnung bezüglich Geschwindigkeit und Ausführungsqualität der Versuchsaufgabe beschrieben haben (Hanna, Shimi et al. 1997; Manasnayakorn, Cuschieri et al. 2008). Die Optik wurde im 30°-Winkel lateral zum linken, mit der nicht-dominanten Hand bedienten Instrument fixiert. Diese sogenannte „off-optical axis“-Position wurde von Emam beschrieben (Emam, Hanna et al. 2002).



**Abb. 2 – Nadelhalter 26167 FN (Axialgriff), Karl Storz, Tuttlingen**

## 2.1.3 Akquisition der Meßdaten

### 2.1.3.1 Erfassung des EMG und Videodokumentation

Die Erfassung der elektromyographischen Daten erfolgte mittels des Telemetrie-Systems Telemyo 2400T der Firma Noraxon (Scottsdale, USA). Acht Kanäle Oberflächen-EMG wurden simultan und in Echtzeit mit einer Abtastrate von 1500Hz erfaßt. Die Ableitungen erfolgten durch Klebe-Elektroden der Firma Ambu (Friedberg, Deutschland), Modell Blue Sensor M-00-S, Naßgel (Ag/AgCl), Ø (außen) 34mm. Die Rohdaten wurden mittels eines dem Probanden umgeschnallten Senders via Funknetzwerkverbindung an den Empfangscomputer übermittelt und mit der Software MyoResearchXP der Firma Noraxon aufgezeichnet.

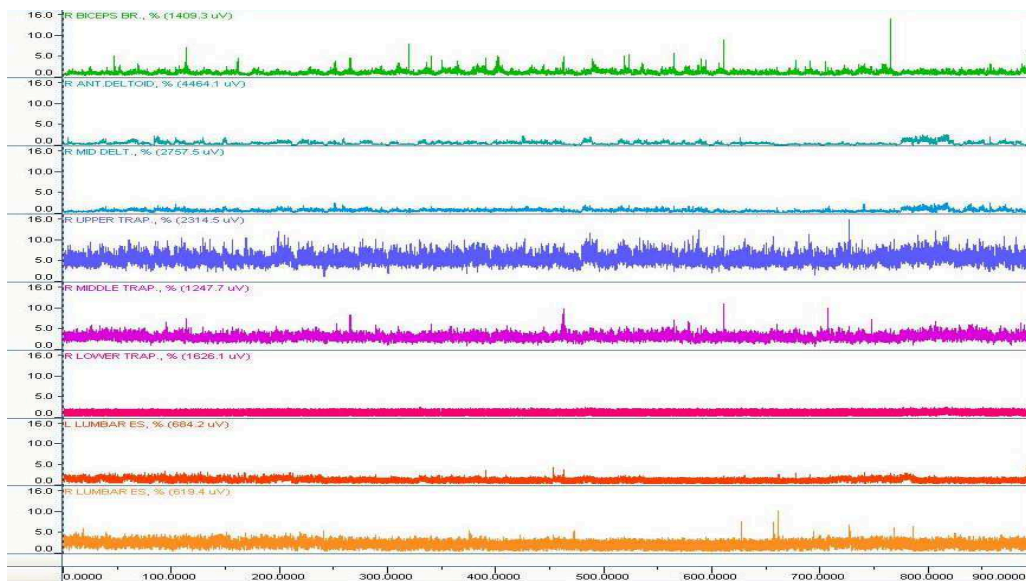


Abb. 3 – EMG-Aufzeichnung der Testmuskeln

Über die Videoschnittstelle der Datenerfassungs-Software erfolgte mittels einer digitalen Kamera simultan zur EMG-Aufzeichnung ein Videomitschnitt der Versuche. Die Bewegungen der Probanden sowie deren Manipulationen im Pelvitainer standen so für die exakt zeitlich zugeordnete Analyse in

Zusammenschau mit den elektromyographischen Aufzeichnungen zur Verfügung.



Abb. 4 – Videodokumentation von Körperhaltung und Arbeitsleistung

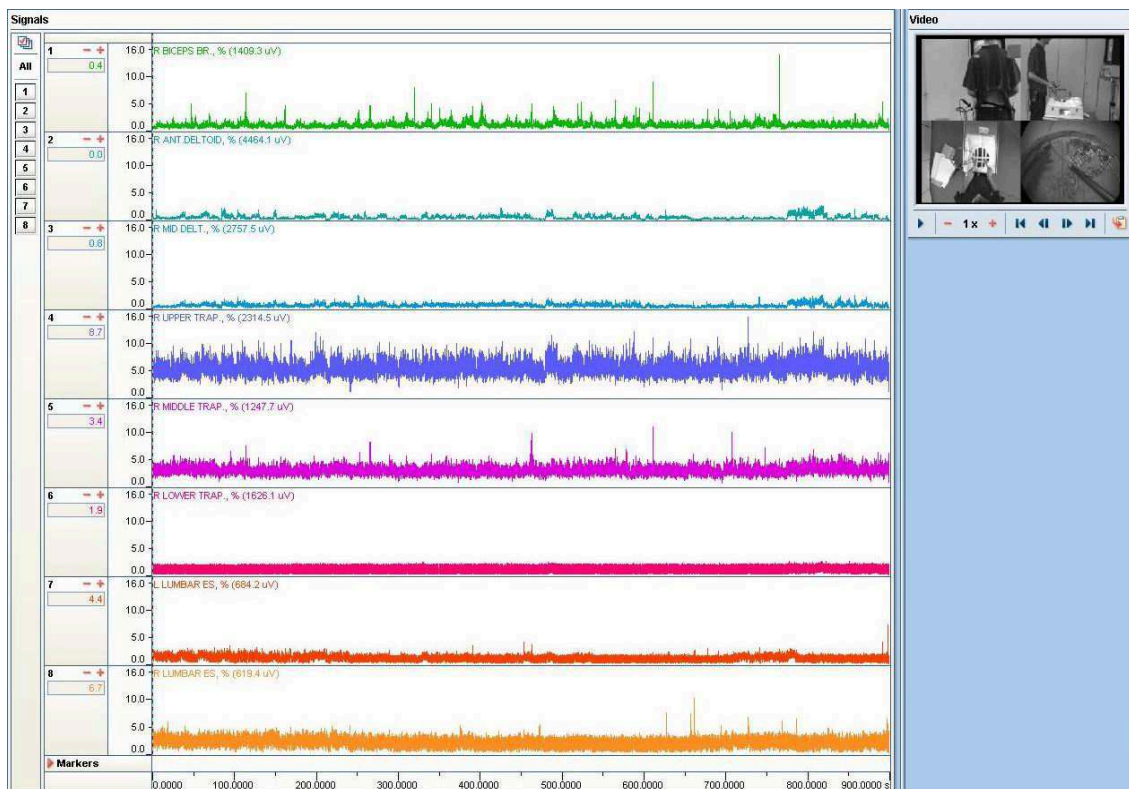


Abb. 5 – Kombinierte Video- und EMG- Aufzeichnung zur simultanen Betrachtung von Körperhaltung und zugehörigem EMG

### 2.1.3.2 3D-Echtzeit-Bewegungsanalyse

Die Akquisition der räumlichen Bewegungsdaten der Probanden während der Versuche erfolgte mittels des CMS-20S Meß-Systems zur 3D-Echtzeit-Bewegungsanalyse der Firma Zebris (Isny, Deutschland). Das Meßverfahren basiert auf der Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen, welche von Miniatursendern (Markern) zu drei in einem Meßaufnehmer eingebauten Mikrofonen abgegeben werden. Nach der Formel  $v = s/t$  (Geschwindigkeit = Weg / Zeit), bzw. entsprechend  $s = t \times v$  (Weg = Zeit x Geschwindigkeit) wird die Entfernung der Marker zu den drei Mikrofonen ermittelt. Die simultane Erfassung dieser Strecken entspricht der Ermittlung von drei Vektoren innerhalb des dreidimensionalen Meßraums. Über diese Triangulation lässt sich die Position der Marker im Raum sowie deren Winkel zueinander eindeutig errechnen.

Mittels der Aufzeichnungs- und Analyse-Software Windata (Zebris, Isny) wurden die Raumkoordinaten der Marker während der Versuche mit einer Abtastrate von 10Hz registriert.

Es handelt sich bei dem Zebris-System um eine bewährte Apparatur zur Bewegungsanalyse (Castro, Sautmann et al. 2000; Vogt, Pfeifer et al. 2002; Catrysse, Probyn et al. 2010).



Abb. 6 – Zebris CMS 20S Meßaufnehmer



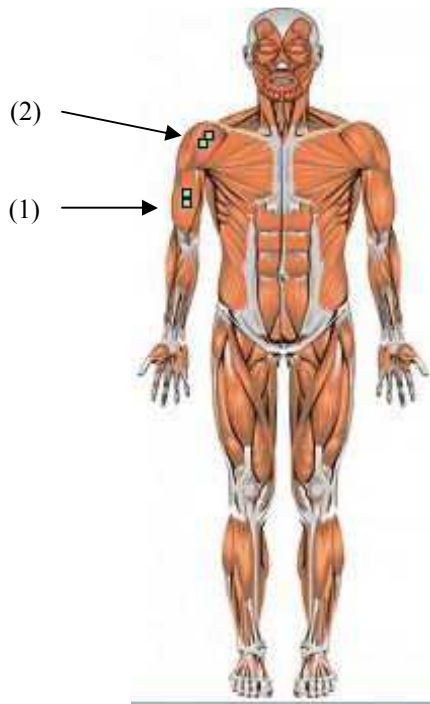
Abb. 7 – Zebris Ultraschallmarker

## 2.1.4 Anbringen der Meßausrüstung

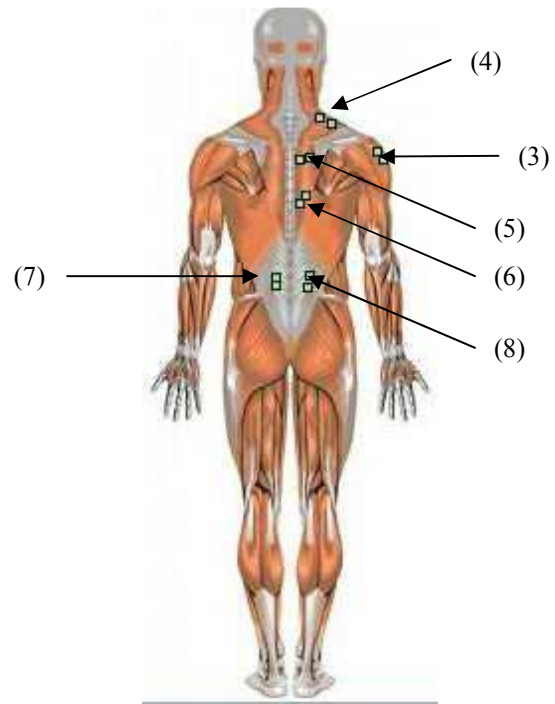
### 2.1.4.1 Testmuskeln, Applikation der EMG-Elektroden

Die Applikation der EMG-Elektroden über den jeweiligen Muskelbäuchen erfolgte nach den Richtlinien von F. Delagi im Buch „Elektromyographie der Extremitäten“ (Delagi, Iazetti et al. 1989). Elektromyogramme folgender Muskeln wurden abgeleitet (Numerierung entspricht der Kanalzuordnung im MyoresearchXP-Programm)

- (1) M. biceps brachii, rechts
- (2) M. deltoideus pars anterior rechts
- (3) M. deltoideus pars medialis rechts
- (4) M. trapezius pars descendens rechts
- (5) M. trapezius pars transversa rechts
- (6) M. trapezius pars ascendens rechts
- (7) M. erector spinae pars lumbalis links
- (8) M. erector spinae pars lumbalis rechts



**Abb. 8 – Elektrodenplatzierung ventral**



**Abb. 9 – Elektrodenplatzierung dorsal**

Um eine möglichst geringe Hautimpedanz und somit eine gute Ableitungsqualität zu erreichen, muß die Haut vor dem Anbringen der Elektroden von Fett, losen Epithelien und Hornhaut befreit werden. Zu diesem Zweck wurden entsprechende Areale vor Applikation der Elektroden mit Bimssteinpaste angeschmirgelt (Zipp 1982; Zipp 1988). Die Reproduzierbarkeit von EMG-Signalen hängt entscheidend von der Qualität der Hautvorbereitung ab (Winter, Rau et al. 1980).

#### **2.1.4.2 3D-Vermessungsmarker**

Die Vermessungsmarker wurden mit speziellem doppelseitigem Klebeband je auf den Dornfortsatz von HWK 7 und LWK 4 geklebt. Der Meßaufnehmer, in welchem die Mikrofone platziert sind, wurde in zwei Metern Entfernung direkt hinter den Probanden positioniert, sodaß eine fehlerfreie Aufzeichnung der Ultraschallsignale gewährleistet war.

## 2.2 Versuchsablauf und Durchführung der Messungen

### 2.2.1 Die Versuchsaufgabe

Die Aufgabe simuliert den Bewegungsablauf des bimanuellen laparoskopischen Nähens und gleicht diesem auch im Schwierigkeitsgrad. Die Probanden mußten innerhalb des vorgegebenen Zeitintervalls mittels der beiden Nadelhalter so viele Ader-Endhülsen wie möglich auf die chirurgische Nadel-Faden-Kombination auffädeln. Dabei erfolgte die Auffädelbewegung mit dem rechten Nadelhalter, während der linke die Hülsen aufnahm und fixierte. So war ein vergleichbares und gleichbleibendes Bewegungsmuster auch zwischen den einzelnen Versuchspersonen der Studie gewährleistet.



Abb. 10 – Fädeln, Ansicht auf Monitor



Abb. 11 – Fädeln, seitliche Ansicht

### 2.2.2 Die Arbeitshaltungen

Untersucht wurden drei verschiedene Arbeitshaltungen, welche die Probanden während der Versuche einnahmen. Die Winkel wurden entsprechend der Neutral-Null-Methode gemessen und eingestellt.

- 1) Ellenbogenwinkel  $90^\circ$
- 2) Ellenbogenwinkel  $105^\circ$
- 3) Ellenbogenwinkel  $120^\circ$

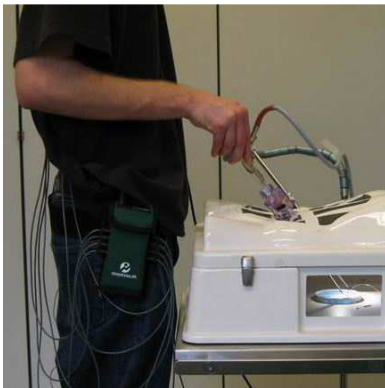


Abb. 12  
90° Ellenbogenwinkel



Abb. 13  
105° Ellenbogenwinkel



Abb. 14  
120° Ellenbogenwinkel

### 2.2.3 Der Versuchsablauf

Im Folgenden eine kurze Darstellung des Versuchsablaufs:

- 1) Anthropometrische Vermessung der Probanden nach ISO 33402, Ermitteln der Tischhöhen und standardisierte Instruktion der Probanden bezüglich Nahttechnik, Apparaturen, Ablauf und Ausfüllen des Fragebogens
- 2) Training 20 min. (gleiche Zeitanteile der drei Tischhöhen, randomisiert)
- 3) Anbringen der EMG-Elektroden und Ultraschallmarker (ca. 20 min.)
- 4) Messung der maximalen Willkürkontraktion (ca. 10 min.)
- 5) 20 min. Pause
- 6) 15 min. Versuch bei erster Tischhöhe (Reihenfolge randomisiert)



- 7) 20 min. Pause
- 8) 15 min. Versuch bei zweiter Tischhöhe (Reihenfolge randomisiert)
- 9) 20 min. Pause
- 10) 15 min. Versuch bei dritter Tischhöhe (Reihenfolge randomisiert)
- 11) Ausfüllen des Fragebogens

### **2.2.3.1 Einweisung, Anthropometrie und Ermitteln der Tischhöhen**

Zu Beginn der Versuche wurden die Probanden detailliert über Ablauf und Zweck der Studie aufgeklärt. Es erfolgte die Einweisung in die Funktionsweise der Instrumentarien und die Versuchsaufgabe wurde eingehend erläutert. Die einzelnen Punkte des Fragebogens wurden den Probanden auseinandergesetzt und die Teilnehmer wurden angewiesen, schon während der Versuche ihre Wahrnehmungen bezüglich der folgenden Fragen zu memorieren. Nach dieser Einweisung folgte die anthropometrische Vermessung der Probanden. Erhoben wurden Körpergröße, Augenhöhe, Ellenbogenhöhe und Unterarmlänge gemäß ISO 33402.

Aus den Meßwerten wurden nun die für die verschiedenen Arbeitshaltungen erforderlichen Einstellungen für die Tisch- und Monitorhöhe ermittelt. Da die Konfiguration der Apparaturen und die Instrumentenwinkel standardisiert waren, wurden die drei verschiedenen Haltungen durch Variation der Griffhöhe in Relation zu den jeweiligen Probanden eingestellt. Um den individuellen Verhältnissen exakt Rechnung zu tragen und Abweichungen zu minimieren, wurde dabei streng mathematisch vorgegangen:

- Bei der 90°-Einstellung entspricht die Griffhöhe der Ellenbogenhöhe.  
(*Griffhöhe = Ellenbogenhöhe*)

- In der 105°-Konfiguration ergibt sich die erforderliche Griffhöhe aus der Formel ( $\text{Griffhöhe} = \text{Ellenbogenhöhe} - \text{Unterarmlänge} \times \cos 75$ )
- Die 120°-Haltung folgt der Berechnung nach ( $\text{Griffhöhe} = \text{Ellenbogenhöhe} - \text{Unterarmlänge} \times \cos 60$ )

Die individuelle Anpassung erfolgte durch Höhenverstellung von Tisch und Monitor sowie, wenn der maximale Verstellbereich der Apparaturen ausgereizt war, durch entsprechendes Unterlegen von 1cm dicken Brettern, auf denen die Probanden während der Tests standen.

### 2.2.3.2 Maximale Willkürkontraktion (MVC)

Nach 20 min. Einübungszeit an der Versuchapparatur und Anbringen von Markern, Elektroden und Sender erfolgte der erste Teil der Messung, die Bestimmung der sogenannten Maximalen Willkürkontraktion (MVC, maximum voluntary contraction). Diese dient im Verlauf der Datenauswertung dazu, die EMG-Daten auf die individuelle maximal erreichbare elektrische Aktivität zu normalisieren.

In standardisierten Körperhaltungen wurde jeder der zu messenden Muskeln für mindestens 5 Sekunden maximal isometrisch gegen einen unüberwindbaren Widerstand angespannt. Im Folgenden die eingenommenen Haltungen zur Bestimmung der MVC für die einzelnen Muskeln:

M. biceps brachii:	Ellenbogenflexion bei 105° Ellenbogenwinkel
M. deltoideus pars anterior:	Arm anheben in 90° Anteversion
M. deltoideus pars medialis:	Arm anheben in 90° Abduktion
M. trapezius pars desc.:	Schulterelevation und Elevation des Arms in 90° Armabduktion

M. trapezius pars transv.:	Retroversion der Schulter und Anheben des Arms nach dorsal in Bauchlage und 90° Armabduktion
M. trapezius pars asc.:	Senken der Schulter und Anheben des Arms nach dorsal in Bauchlage und 90° Armabduktion
M. erector spinae lumb.:	Abheben des Oberkörpers vom Boden in Bauchlage bei fixierten Beinen

Dieses Vorgehen erfolgte entsprechend den Maßgaben von Schuldt und Westgaard (Schuldt and Harms-Ringdahl 1988; Westgaard 1988).

### **2.2.3.3 Die Messungen und ihre Abfolge**

Im Anschluß an die MVC-Messung und eine 20-minütige Erholungsphase erfolgten dann die eigentlichen Versuchsdurchläufe, die wiederum jeweils durch eine Erholungszeit von 20 Minuten voneinander getrennt waren, um eine ausreichende Muskelerholung zwischen den Messungen zu gewährleisten. Die Probanden wurden angehalten, in dieser Zeit Lockerungsübungen durchzuführen, wie von Sundelin und Hagberg empfohlen (Sundelin and Hagberg 1989).

Nach den je 15-minütigen Versuchen pro Tischhöhe wurde jeweils die Zahl der aufgefädelten Hülsen registriert und die Hülsen wieder in die Petrischale zurückgelegt, um eine gleichbleibende Verfügbarkeit von Hülsen zu gewährleisten und eine Verfälschung der Ergebnisse durch Suchzeit bei mangelndem Angebot an Hülsen auszuschließen.

Um eine systematische Beeinflussung durch die Reihenfolge der eingestellten Tischhöhen bzw. die entsprechenden Ellenbogenwinkel zu vermeiden, wurde die Abfolge der Einstellungen randomisiert. Die Arbeitshaltungen werden folgendermaßen benannt (bezogen auf die zugeordnete Tischhöhe):

---

90° Ellenbogenwinkel	=	Tischhöhe „hoch“
105° Ellenbogenwinkel	=	Tischhöhe „mittel“
120° Ellenbogenwinkel	=	Tischhöhe „tief“

Aus den drei möglichen OP-Tisch-Höhen ergeben sich sechs theoretisch denkbare Abfolgen:

- 1) hoch – mittel – tief
- 2) hoch – tief – mittel
- 3) mittel – tief – hoch
- 4) mittel – hoch – tief
- 5) tief – hoch – mittel
- 6) tief – mittel – hoch

Entsprechend der Probandenzahl von 24 wurde jedes dieser sechs Protokolle im Verlauf der Versuche je viermal durchgeführt.

### 2.2.3.4 Ausfüllen des Fragebogens

Nach vollständig absolvierten Messungen wurden die Probanden angehalten, den im Anhang der Arbeit vorliegenden, standardisierten Fragebogen über ihre subjektiven Einschätzungen auszufüllen.

#### Bewertet wurden:

Die Tischhöhen bezüglich **Beschwerdeintensität** auf einer Skala von:

*0 = keine Beschwerden bis 4 = starke Beschwerden*

- Verspannung/Schmerz LWS
- Verspannung/Schmerz BWS
- Verspannung/Schmerz Nacken
- Verspannung/Schmerz Schulter
- Verspannung/Schmerz Arme
- Verspannung/Schmerz Handgelenke

Die Tischhöhen nach **Güte** bezüglich folgender Merkmale auf einer Skala von:

*0 = sehr schlecht bis 4 = sehr gut*

- Rückenbeanspruchung
- Schulterbeanspruchung
- Arbeitshaltung insgesamt
- Eignung für präzises Arbeiten
- Eignung für ausdauerndes Arbeiten

Abschließend war die Frage nach der persönlich bevorzugten Tischhöhe zu beantworten.

## 2.3 Datenauswertung

### 2.3.1 EMG - Grundlagen und Auswertung

#### 2.3.1.1 Physiologische und technische Grundlagen der Elektromyographie

Elektromyographie ist die Darstellung der neuromuskulären Aktivität der Muskulatur. Durch De- und Repolarisationsvorgänge an den motorischen Einheiten im Rahmen der Muskelkontraktion entstehen Potentialdifferenzen innerhalb des Zellverbands. Diese elektrischen Spannungen können durch die Fortleitung über das Gewebe, die sog. „Volumenleitung“ auf der Hautoberfläche registriert werden (Hopf and Struppler 1976). So erfolgt bei der Oberflächenelektromyographie die Signalableitung mittels Hautelektroden, welche über die Muskelbäuche geklebt werden. Das so abgeleitete Rohsignal (Abb. 15) repräsentiert die Summenaktivität der im Bereich der Elektroden lokalisierten motorischen Einheiten. Es enthält sowohl Information über Frequenz wie auch Stärke der elektrischen Potentialschwankungen (Amplitude). Zur genaueren Analyse der Muskelaktivität werden diese Parameter im Folgenden getrennt untersucht.

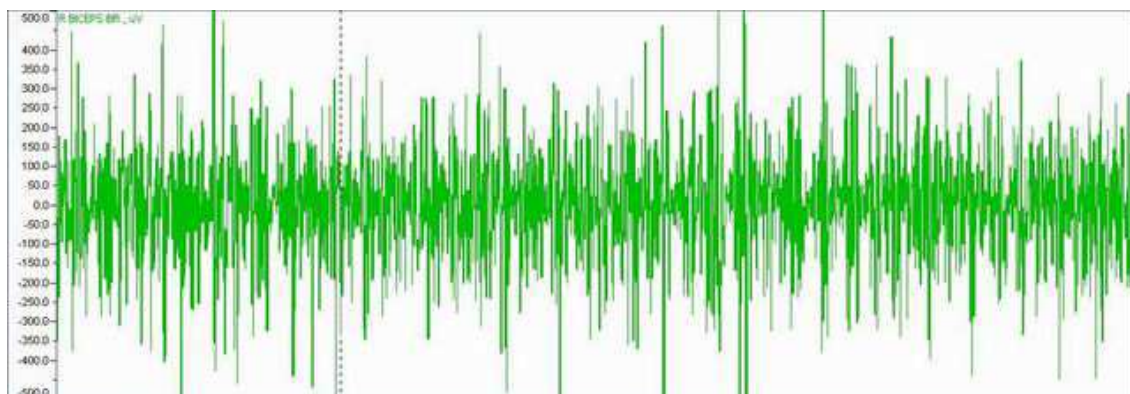


Abb. 15 – Roh-EMG

### 2.3.1.2 Rohdaten-Verarbeitung, Kenngrößen

Als Kenngröße zur Analyse der Amplitude wird die Elektrische Aktivität (EA) verwendet (Luttmann, Jager et al. 1996; Luttmann, Jäger et al. 1999).

Sie ist definiert durch das Flächenintegral unter der jeweiligen EMG-Kurve. Um bei der Analyse zu vermeiden, daß sich negative und positive Ausschläge gegenseitig nivellieren, wird das Signal gleichgerichtet (Abb. 16), d.h. die Meßwerte mit negativem Vorzeichen werden mit ihrem jeweiligen Betrag bemessen.

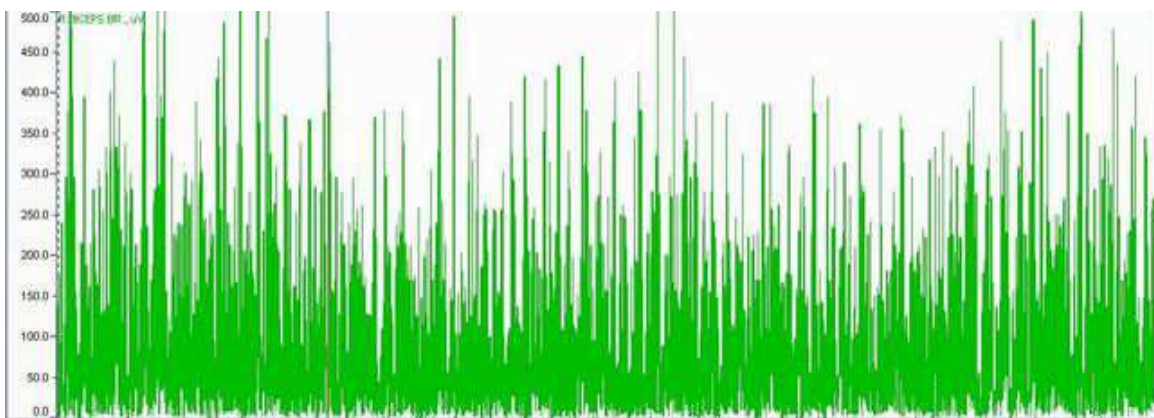


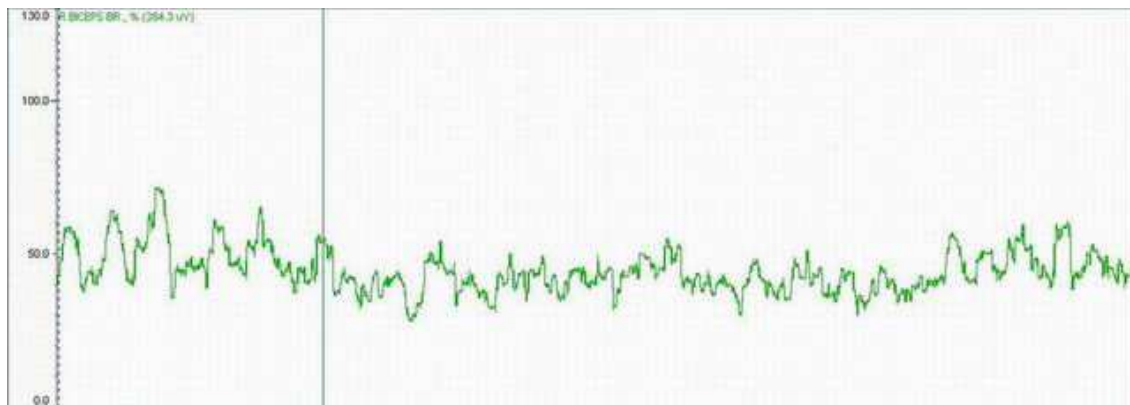
Abb. 16 - Gleichrichten

In einem zweiten Schritt werden die Kurven mittels des RMS-Algorithmus (**R**oot **M**ean **S**quare) des MyoResearch-Programms geglättet (Abb. 17), um eine übersichtliche Darstellung zu erhalten und gegebenenfalls Artefakte auszublenden. Dabei wird ein Zeitfenster von 100ms benutzt.



Abb. 17 – Glätten

Um im Verlauf der Auswertung interindividuelle Vergleiche der Meßdaten zu ermöglichen, werden in einem dritten Schritt die Aktivitätswerte, die primär in der Einheit  $\mu\text{V}$  vorliegen, zu den jeweils im Vorfeld ermittelten MVC-Werten der entsprechenden Muskeln (**M**aximum **V**oluntary **C**ontraction) in Relation gesetzt. Dies wird in den Abbildungen 17 und 18 an der Änderung der Beschriftung der X-Achse vom Absolut-Wert  $\mu\text{V}$  in relative Werte in Prozent deutlich. Nach dieser sog. „Normalisierung“ (Abb. 18) in Bezug auf die maximal erreichbare elektrische Aktivität sind die Werte somit als „%MVC“ definiert und können dem Vergleichsalgorithmus zugeführt werden.



**Abb. 18 - Normalisierung**

Der im Roh-EMG enthaltene Frequenzgehalt repräsentiert beim Oberflächen-EMG stets ein Interferenzmuster der Gesamtheit der erfaßten motorischen Einheiten. Einblick in das eigentliche Frequenzspektrum, d.h. die relativen Anteile der unterschiedlichen enthaltenen Frequenzen am Gesamtspektrum, erhält man mittels einer Spektralanalyse. Diese erfolgt durch die sog. Fast Fourier Transformation (FFT). Hierbei handelt es sich um ein mathematisches Verfahren zur Umwandlung zeitbezogener in frequenzbezogene Daten. Der Gesamtfrequenzgehalt wird als Summe der Überlagerung verschiedener Sinusschwingungen ausgedrückt. Der Anteil verschiedener Frequenzbereiche am Gesamtsignal wird auf diese Weise einer Analyse zugänglich.

Bei der Frequenzanalyse wurde als Kenngröße die „Median Frequency“ (MF) verwendet, also der Median der im Spektrum enthaltenen Sinusfrequenzen. Die



MF ist ein bewährter Parameter in der Elektromyographie (Stulen and DeLuca 1981).

Um Verfälschungen der Frequenzanalyse durch externe Einflüsse wie Körperbewegungen der Probanden oder hochfrequente elektrische Felder auszuschließen, wurde das Signal bei der Aufzeichnung hoch- und tiefpaßgefiltert und nur der relevante Frequenzbereich von 10-500 Hz registriert.

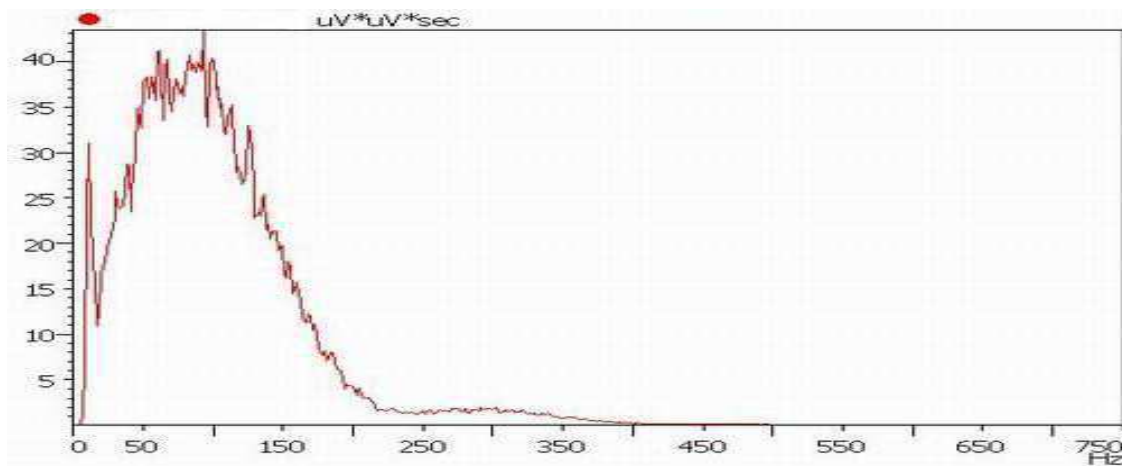


Abb. 19 - Frequenzgehalt

### 2.3.1.3 Ermüdungsmodell

Nach Edwards ist *Muskelermüdung* definiert als:

*„Das Nachlassen der Fähigkeit, eine geforderte oder angestrebte Kraft aufrechtzuerhalten“* (Edwards 1981)

Damit gehen spezifische Veränderungen der elektrischen Aktivität und Frequenz einher, welche sich elektromyographisch erfassen und quantifizieren lassen. Es kommt zur Verringerung der Kraftentwicklung pro Aktionspotential durch Veränderungen im intramuskulären Milieu. Folglich sind zur Aufrechterhaltung der Kraft im Vergleich zum unermüdeten Zustand mehr Aktionspotentiale erforderlich. Somit steigt der Frequenzkennwert MF (Median

Frequency). Diese Zunahme beruht zum einen auf der Erhöhung der Feuerrate, zum anderen auf der Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten. Des Weiteren kommt es durch zentralnervöse Veränderungen des Erregungsmusters zu vermehrter Synchronisation von Aktionspotentialen. Aus diesen Faktoren resultiert eine erhöhte elektrische Aktivität und somit ein Anstieg des Amplitudenkennwerts EA (Elektrische Aktivität).

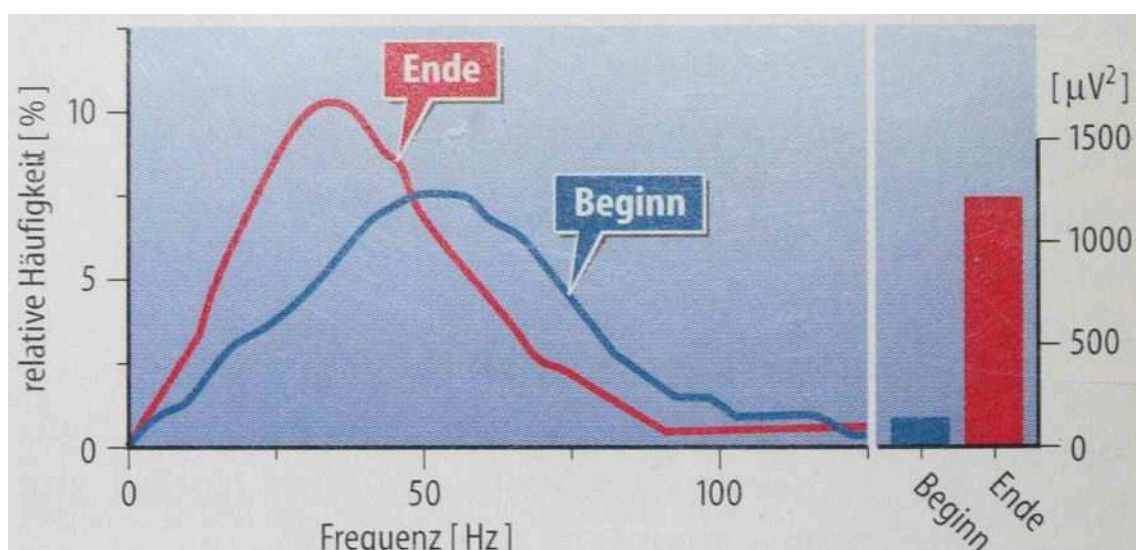
Neben der beschriebenen Amplitudenveränderung bewirkt die vermehrte Synchronisation der Aktivität auch einen Frequenzabfall. Ein weiterer Faktor, der bei Muskelermüdung zu einer Frequenzerniedrigung führt, ist die verlangsamte Ausbreitung der Aktionspotentiale entlang der Muskelfasern. Ursächlich hierfür sind Veränderungen der Intra- und Extrazellulärflüssigkeit (Kossler, Caffier et al. 1990; Sjogaard 1990). Durch die verlangsamte Ausbreitung haben die einzelnen Aktionspotentiale eine verlängerte Dauer. Es resultiert eine größere Fläche unter dem Integral des Zeitintervalls, und somit eine Erhöhung des EA-Wertes. Die verminderte Steilheit der Aktionspotentiale bewirkt eine relative Abnahme der hochfrequenten- sowie Zunahme der niederfrequenten Anteile des Spektrums. So kommt es zur Verschiebung des Frequenzspektrums nach links, also zu einer Abnahme der MF. Dadurch überwiegt trotz der gegenläufigen Mechanismen bezüglich der Frequenzkennwerte bei der Muskelermüdung der Effekt der Frequenzabnahme (Luttmann, Jäger et al. 1999). Zusammenfassend kann festgestellt werden:

*Muskelermüdung = Abnahme der Kontraktionskraft je Aktionspotential*

Physiologische Reaktionen	EMG-Veränderungen	
	EA	MF
<b>FOLGE</b>		
- Rekrutierung zusätzlicher Muskelfasern	+	+
- Erhöhung der Aktionspotential-Folgefrequenz	+	+
<b>BEGLEITERSCHEINUNGEN</b>		
- Synchrone Aktivierung motorischer Einheiten	+	-
- Verlangsamte Ausbreitung der Aktionspotentiale	+	-

**Abb. 20 – Ermüdungsbedingte EMG-Veränderungen (Übersicht) nach Luttmann (Luttmann, Jäger et al. 1999)**

Abb. 20 zeigt schematisch die ermüdungsbedingten EMG-Veränderungen, Abb. 21 das entsprechende Diagramm mit Linksverschiebung der Frequenzverteilung und Zunahme der elektrischen Aktivität am Ende eines Muskelermüdungsversuchs.



**Abb. 21 – Ermüdungsbedingte EMG-Veränderungen (aus: Schmidt/Thews - Physiologie des Menschen) (Schmidt and Thews 1996)**

Bei der Interpretation von EMG-Veränderungen darf nicht außer Acht gelassen werden, daß Spektrum und Amplitude auch durch die vom Muskel entwickelte Kraft beeinflusst werden. Unter den in der Studie gegebenen Laborbedingungen mit gleichbleibender Tätigkeit, identischen Geräten und somit gleichbleibendem Kraftaufwand während der Tests dürfen jedoch Frequenzabfall und Amplitudenzunahme als Ermüdungszeichen interpretiert werden (Basmajian, De Luca et al. 1985). Nach Luttmann werden in elektromyographischen Ermüdungsstudien die zeitlichen Veränderungen der Parameter Frequenz und Amplitude als Steigungen der entsprechenden Regressionsgeraden in Form eines Wertepaars in einem Koordinatensystem dargestellt. Dies ermöglicht die Einordnung jeglicher Veränderungen nach den Kriterien Kraftzunahme, Kraftabnahme, Erholung und Ermüdung auf Basis der oben erläuterten elektrophysiologischen Grundlagen (Luttmann 1996; Luttmann, Jäger et al. 1996; Luttmann, Sokeland et al. 1996; Luttmann, Jäger et al. 1999). Dieses Verfahren ist unter dem Namen JASA (**J**oint **A**nalysis of **E**MG **S**pectrum and **A**mplitude) etabliert.

Um eine bessere Übersicht und Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, wurde der jeweils größte Wert gleich „1“ gesetzt und die restlichen Werte darauf normiert. So ergeben sich gut vergleichbare Koordinatensysteme mit einem Wertebereich von 0 bis 1 für beide Achsen.

Die Versuchsaufgabe ist eine repetitive Bewegung mit immer auf gleichem Niveau befindlicher, nur im Rahmen der verschiedenen Bewegungskomponenten wechselnder Kraftanstrengung. Auf Basis dieser Tatsache wird zur schematischen Verdeutlichung das JASA-Ergebnis in nochmals komprimierter Form dargestellt. So verstehen sich in den jeweils nebenstehenden Diagrammen (im Ergebnisteil der EMG-Analysen ab Kapitel 3.2) die Faktoren „Erholung“ und „Kraftabnahme“ als Zustände „geringer Beanspruchung“, die Faktoren „Kraftzunahme“ und „Ermüdung“ fallen dementsprechend unter die Bezeichnung „hohe Beanspruchung“. Dadurch läßt sich ein schneller, wenn auch vereinfachender Überblick über die jeweiligen Zustände erlangen.

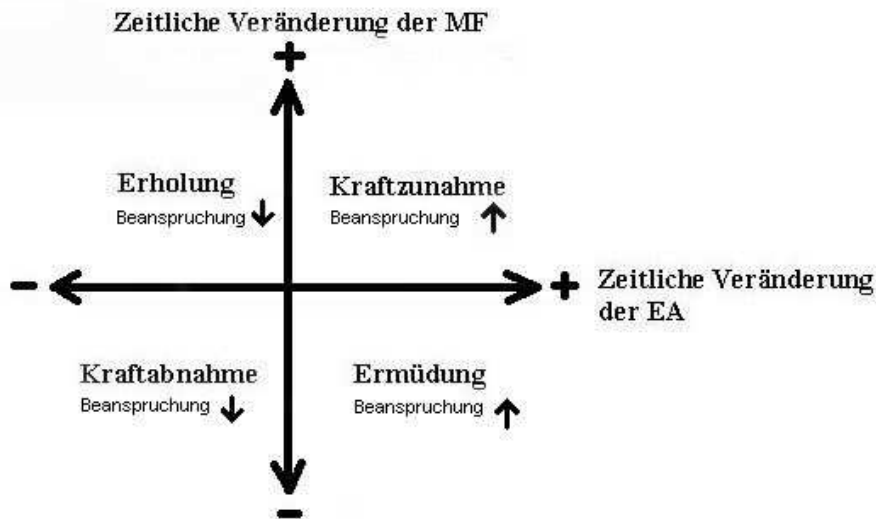


Abb. 22 – JASA schematische Darstellung (positive x-Achse: Beanspruchung steigt, negative x-Achse: Beanspruchung sinkt). Diagramm nach Luttmann (Luttmann, Jäger et al. 1999).

Die in den Versuchen erhobenen Daten wurden nach den obigen Kriterien hinsichtlich Ermüdungszeichen untersucht.

### 2.3.1 Auswertung der Bewegungsdaten

Die im Versuchsverlauf gemessenen Werte der Wirbelsäuleninklination wurden als Diagramm über die Zeit aufgetragen und im Vergleich zwischen den Tischhöhen statistisch analysiert (ANOVA), um aus den verschiedenen Tischhöhen resultierende Haltung Unterschiede der Wirbelsäule aufzudecken.

### 2.3.2 Statistische Analyse

Sowohl die EMG-Daten wie auch die 3D-Haltungsdaten wurden mit dem Programm SPSS der Version 11.5 im Hinblick auf statistisch signifikante Unterschiede analysiert. Zu diesem Zweck wurde ein Mittelwertsvergleich mittels univariater Varianzanalyse mit Meßwiederholung auf einem Faktor

(Tischhöhe) und Anpassung für Mehrfachvergleiche nach Bonferroni durchgeführt (ANOVA). Die elektromyographischen Daten wurden für die statistische Analyse jeweils über ein Zeitfenster von 10 Sekunden gemittelt, die Halungsdaten aus dem Zebris-System im Format von 10 Werten pro Sekunde ausgewertet. Die Informationen aus den Fragebögen wurden ebenfalls mittels einer ANOVA analysiert. Bei allen Analysen galt nach allgemeiner Konvention ein p-Wert  $< 0,05$  als signifikant, ein p-Wert  $< 0,01$  als hochsignifikant.

Aufgrund nicht störungsfreier Datenübertragung der EMG-Meßapparatur beim ersten Probanden (der Fehler wurde dauerhaft behoben) kommen in der EMG-Analyse nur 24 Probanden zur Auswertung, während bei den 3D- und Fragebogendaten 25 komplette Datensätze vorliegen.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Fragebogen und Arbeitsleistung

##### 3.1.1 Anzahl der gefädelten Hülsen

Hinsichtlich der Arbeitsleistung (pro 15 Minuten aufgefädelt Hülsen) konnte in der Studie kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Tischhöhen gefunden werden. Es fand sich im Durchschnitt aller Probanden eine Streubreite von 26,8 (Tischhöhe *hoch*) bis 28,9 (Tischhöhe *mittel*) aufgefädelter Hülsen, die Ergebnisse für die tiefe Tischhöhe lagen mit 27,8 Hülsen dazwischen.

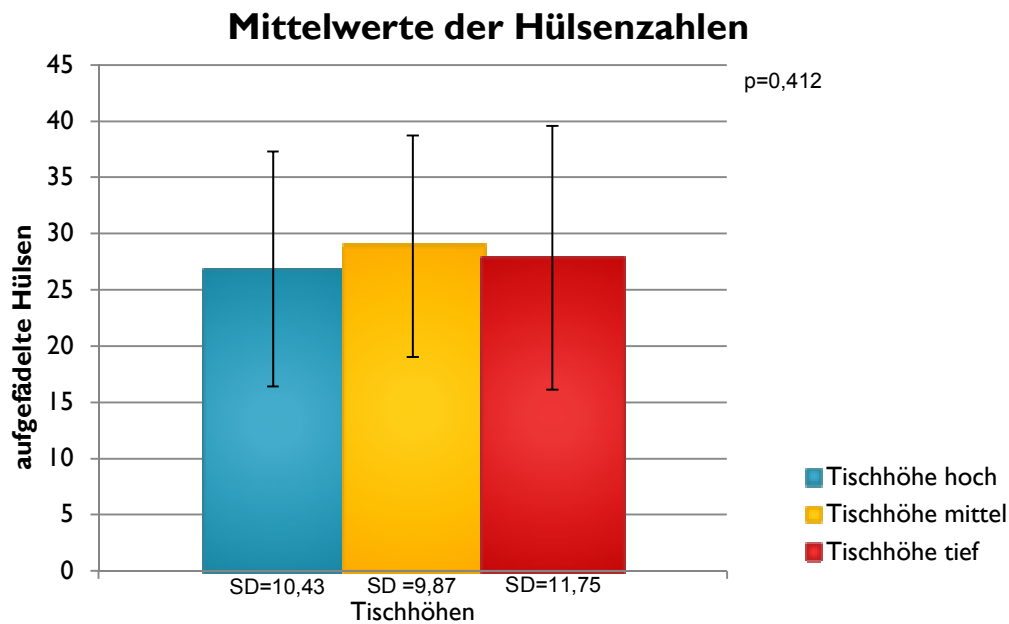


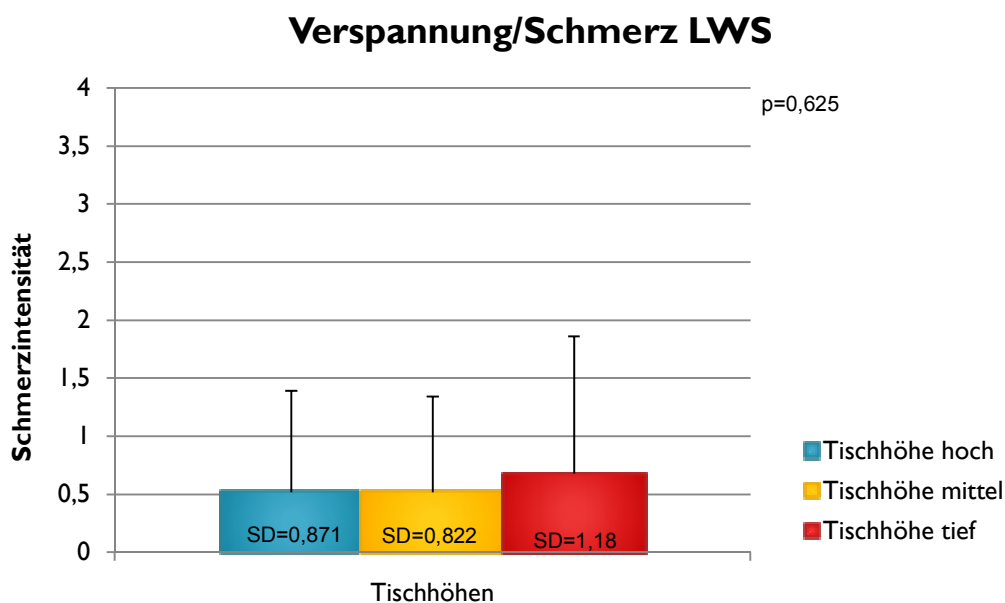
Diagramm 1 – gefädelt Hülsen – Mittelwerte, Standardabweichung (SD) und Signifikanz (p)

Kein statistisch signifikanter Unterschied der Arbeitsleistung in Abhängigkeit von der Arbeitshaltung (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel)

### 3.1.2 Verspannung/Schmerz im Bereich der Lendenwirbelsäule

(Punktesystem: 0 = keine Beschwerden, 4 = starke Beschwerden)

Bezüglich Verspannung und Schmerz im Bereich der Lendenwirbelsäule berichteten die Probanden durchgehend nur über sehr geringe Beschwerden. Das Schmerzniveau bei den Tischhöhen „hoch“ und „mittel“ ist identisch (jeweils 0,52 auf der Skala von 0-4), bei der tiefen Tischhöhe zeigt sich ein leicht erhöhter Wert von 0,68, ohne daß sich bei insgesamt großer Standardabweichung von 0,822 bis 1,18 statistisch signifikante Unterschiede nachweisen lassen.



**Diagramm 2 – Beschwerden der LWS – Mittelwerte, Standardabweichung und Signifikanz:**

**Kein statistisch signifikanter Unterschied von Verspannung/Schmerz der LWS in Abhängigkeit von der Arbeitshaltung (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel)**



### 3.1.3 Verspannung/Schmerz im Bereich der Brustwirbelsäule

(Punktesystem: 0 = keine Beschwerden, 4 = starke Beschwerden)

Mit Bewertungen hinsichtlich der Intensität von Schmerz bzw. Verspannung von 0,52 für die hohe Tischhöhe sowie einem Wert von je 0,6 für die mittlere und tiefe Tischhöhe erbringt die Auswertung nur geringe Differenzen. Diese sind statistisch nicht signifikant.

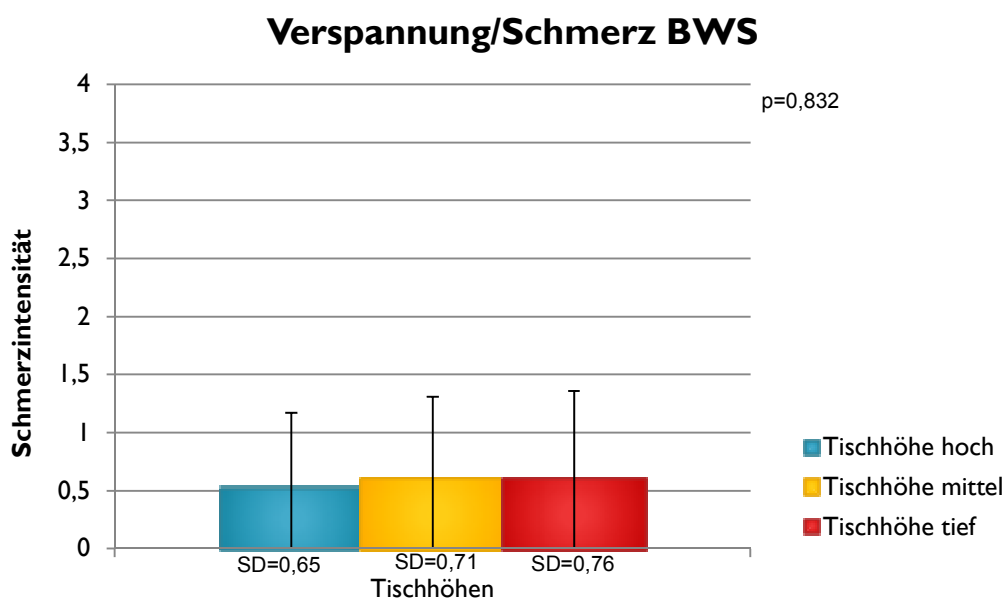


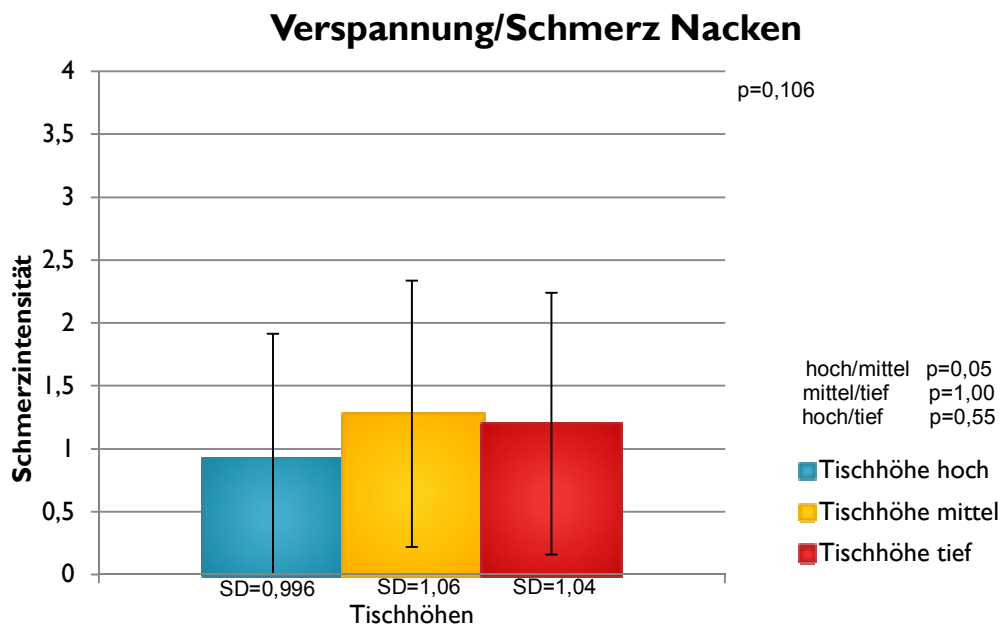
Diagramm 3 – Beschwerden im BWS-Bereich – Mittelwerte, Standardabweichung und Signifikanz: Kein statistisch signifikanter Unterschied von Verspannung/Schmerz der BWS in Abhängigkeit von der Arbeitshaltung (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel)

### 3.1.4 Verspannung/Schmerz im Nackenbereich

(Punktesystem: 0 = keine Beschwerden, 4 = starke Beschwerden)

Die subjektiv empfundenen Beschwerden im Nackenbereich liegen mit 0,92 Punkten bei der hohen Tischhöhe am niedrigsten im Vergleich zu 1,28 (mittlere

Tischhöhe) und 1,2 (tiefe Tischhöhe), Diese Unterschiede zeigen mit einem p-Wert von 0,106 einen geringen Trend, sind aber statistisch nicht signifikant. Im Vergleich zwischen hoher und mittlerer Tischhöhe wird mit  $p=0,05$  ein deutlicher Trend dargestellt.

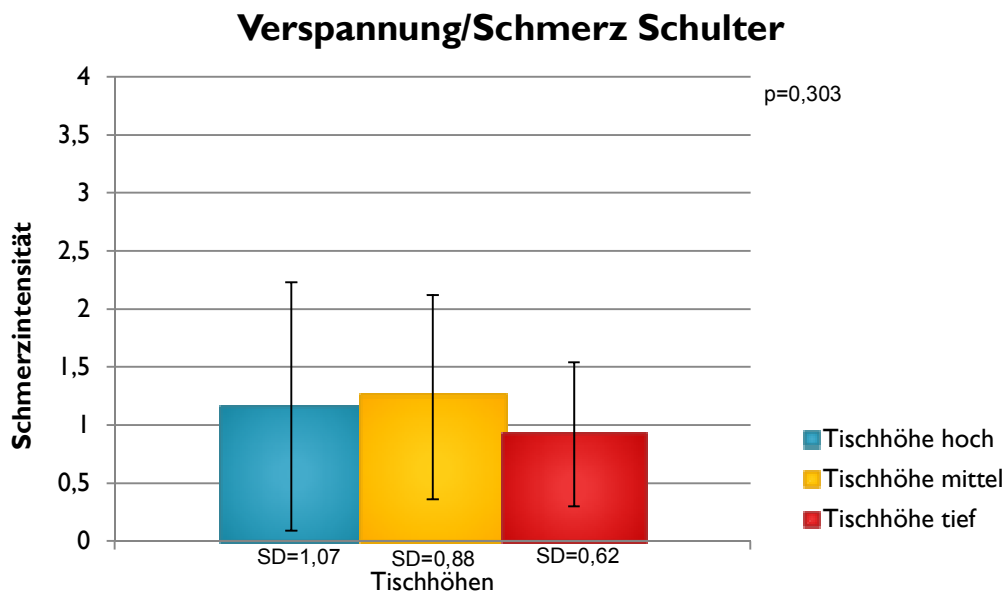


**Diagramm 4 – Beschwerden im Nackenbereich – Mittelwerte, Standardabweichung und Signifikanz: Deutlicher Trend, aber kein statistisch signifikanter Unterschied von Verspannung/Schmerz des Nackens in Abhängigkeit von der Arbeitshaltung (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel)**

### 3.1.5 Verspannung/Schmerz im Bereich der Schulter

(Punktesystem: 0 = keine Beschwerden, 4 = starke Beschwerden)

Im Schulterbereich kamen keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich Verspannung und Schmerz zutage. Die exakten Mittelwerte betragen: Tischhöhe *hoch*: 1,16, Tischhöhe *mittel*: 1,24, Tischhöhe *tief*: 0,92. Somit läßt sich hier kein Trend erkennen, da die Werte nicht im Sinne einer Regressionsgerade interpretierbar sind.

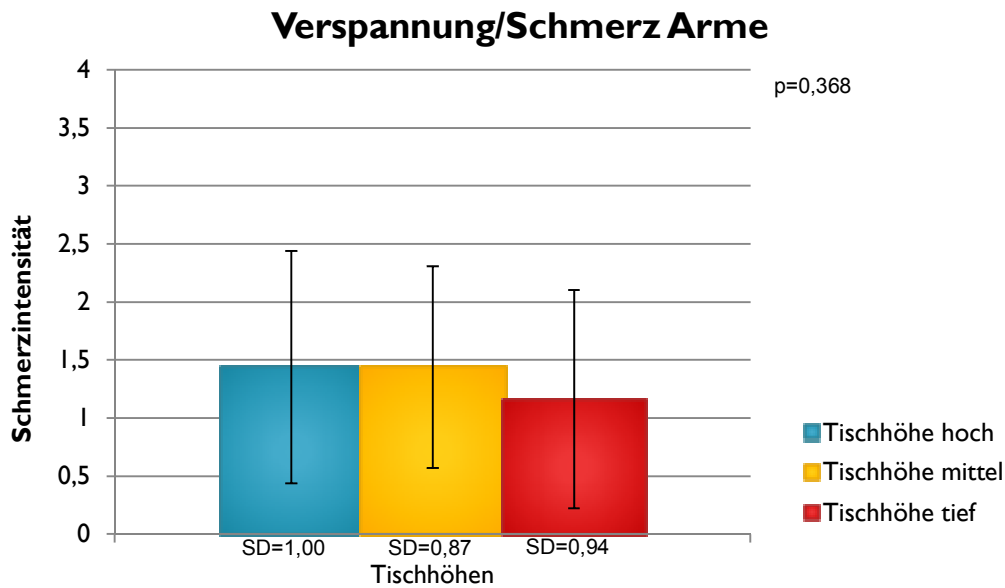


**Diagramm 5 – Beschwerden im Schulterbereich – Mittelwerte, Signifikanz, Standardabweichung: Kein statistisch signifikanter Unterschied von Verspannung/Schmerz der Schulter in Abhängigkeit von der Arbeitshaltung (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel)**

### 3.1.6 Verspannung/Schmerz im Bereich der Arme

*(Punktesystem: 0 = keine Beschwerden, 4 = starke Beschwerden)*

Bei der Bewertung der drei Arbeitshaltungen hinsichtlich Schmerz und Verspannung der Arme fällt für die hohe und die mittlere Tischhöhe je der Wert 1,44 an, die tiefe Arbeitshaltung wird mit einem Wert von 1,16 Schmerzpunkten geringfügig besser bewertet. Bei jedoch hoher Standardabweichung werden hier keine signifikanten Unterschiede registriert.



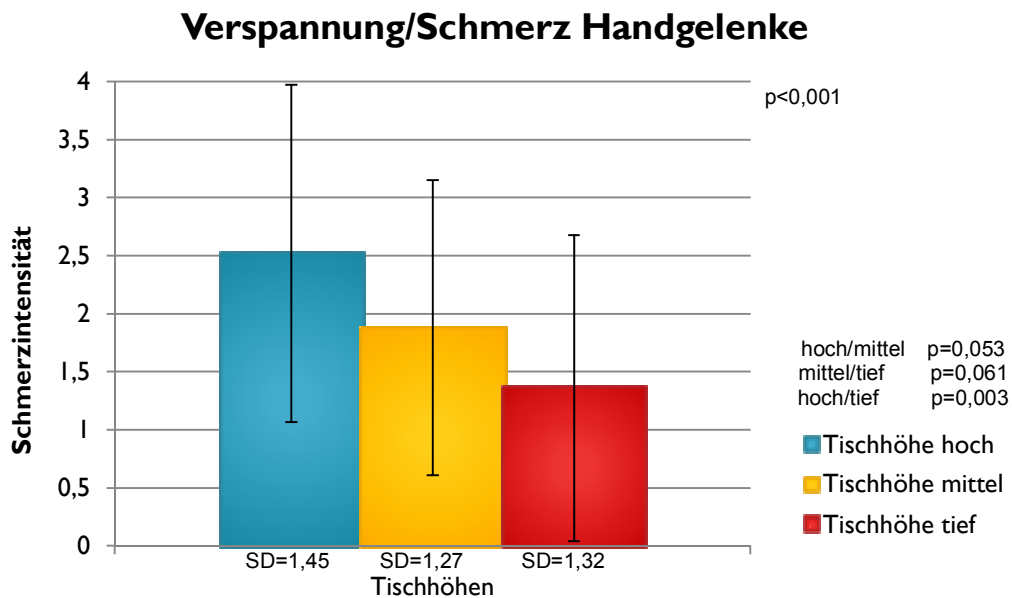
**Diagramm 6 – Beschwerden im Armbereich – Mittelwerte, Signifikanz, Standardabweichung: Kein statistisch signifikanter Unterschied von Verspannung/Schmerz der Arme in Abhängigkeit von der Arbeitshaltung (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel)**

### 3.1.7 Verspannung/Schmerz im Bereich der Handgelenke

(Punktesystem: 0 = keine Beschwerden, 4 = starke Beschwerden)

Die Werte für Verspannung und Schmerz im Bereich der Handgelenke unterscheiden sich mit  $p < 0,001$  auf hochsignifikantem Niveau. Die höchste Beschwerdeintensität wird mit einem Wert von 2,52 bei der hohen Tischhöhe gemessen. Die mittlere Tischhöhe wird im Durchschnitt mit 1,88 Beschwerdepunkten bewertet. Die geringsten Beschwerden verursachte mit 1,36 Punkten die tiefe Tischhöhe. Der Unterschied zwischen den Tischhöhen „hoch“ und „tief“ ist mit  $p = 0,003$  hochsignifikant. Zwischen den Vergleichspaaren hohe/mittlere Tischhöhe mit  $p = 0,053$  und mittlere/tiefe Tischhöhe mit 0,061 wird bei deutlicher Trend-Darstellung ein statistisch signifikantes Ergebnis knapp verfehlt. Es läßt sich in der Interpolation der Regressionsgerade ein klarer Trend zur Beschwerdereduktion im Bereich der Handgelenke bei geringeren Tischhöhen erkennen. Bei der hohen Tischhöhe

wird ein annähernd doppeltes Beschwerdeniveau im Vergleich zur tiefen Tischhöhe registriert.



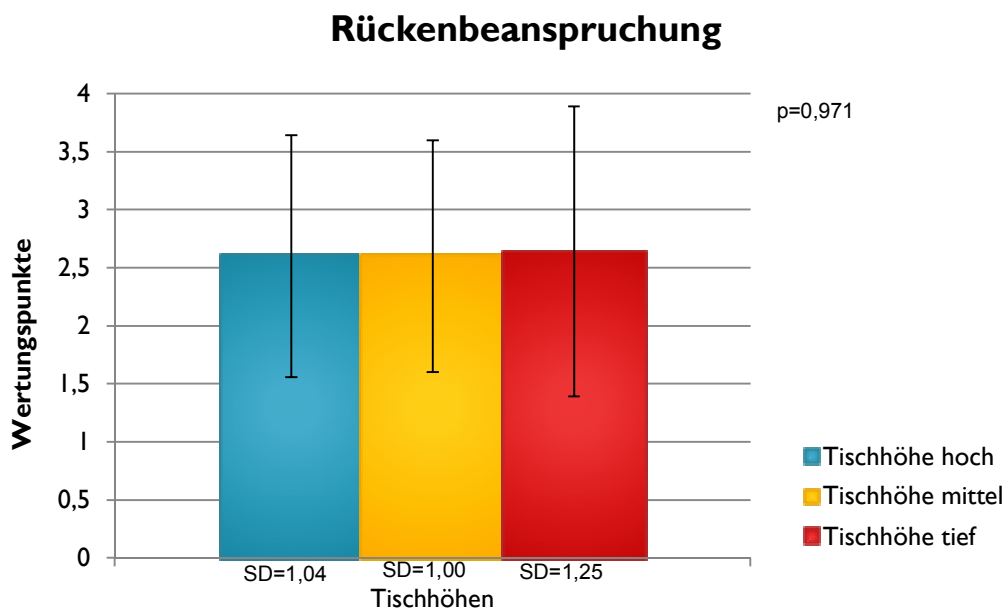
**Diagramm 7 – Beschwerden der Handgelenke - Mittelwerte, Signifikanz, Standardabweichung: Nachweis eines statistisch signifikanten Unterschiedes von Verspannung/Schmerz der Handgelenke in Abhängigkeit von der Arbeitshaltung (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel)**

### 3.1.8 Bewertung der Rückenbeanspruchung

(Punktesystem: 0 = sehr schlecht, 4 = sehr gut)

Hinsichtlich der Rückenbeanspruchung werden die hohe sowie die mittlere Tischhöhe je mit 2,6 Punkten bewertet. Die Rückenbeanspruchung bei der tiefen Tischhöhe erhält die Punktzahl 2,64. Somit wird die tiefe Tischhöhe hinsichtlich dieses Parameters geringfügig besser eingestuft.

Mit einem p-Wert von 0,971 ergibt sich hinsichtlich der subjektiven Bewertung der Rückenbeanspruchung durch die Probanden kein statistisch signifikanter Unterschied.

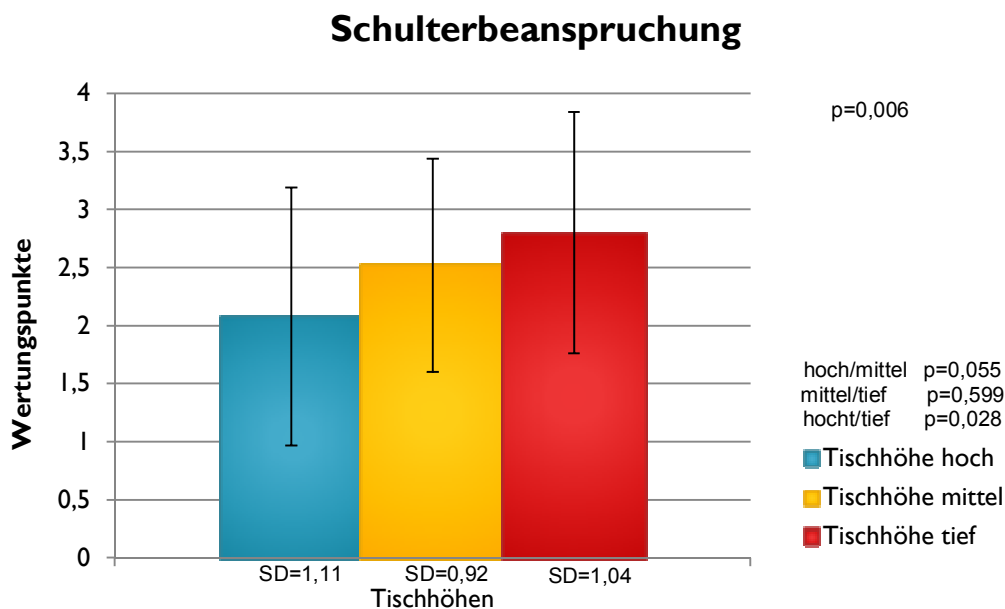


**Diagramm 8 – Rückenbeanspruchung, Bewertung von 0=sehr schlecht bis 4= sehr gut, Mittelwerte, Signifikanz, Standardabweichung: Kein statistisch signifikanter Unterschied der Rückenbeanspruchung in Abhängigkeit von der Arbeitshaltung (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel)**

### 3.1.9 Bewertung der Schulterbeanspruchung

(Punktesystem: 0 = sehr schlecht, 4 = sehr gut)

Die statistische Analyse der Bewertung der Schulterbeanspruchung zeigt einen deutlichen, mit  $p=0,006$  statistisch hochsignifikanten Unterschied. Mit einer durchschnittlichen Bewertung von 2,8 auf der Skala von 0-4 (sehr schlecht - sehr gut) und einem  $p=0,028$  ist die tiefe Tischhöhe signifikant besser einzuschätzen als die hohe mit einem Mittelwert von 2,08. Die Differenz von Tischhöhe *hoch* zur Tischhöhe *mittel* (Mittelwert 2,52) zeigt mit  $p=0,055$  einen klaren Trend. Die Tischhöhen *mittel* und *tief* unterscheiden sich hinsichtlich der Schulterbeanspruchung mit  $p=0,599$  nicht statistisch signifikant. Doch lässt sich bei Betrachtung der Regressionsgeraden ein klarer Trend zu geringeren Schulterbeschwerden bei niedriger Arbeitshaltung festmachen.

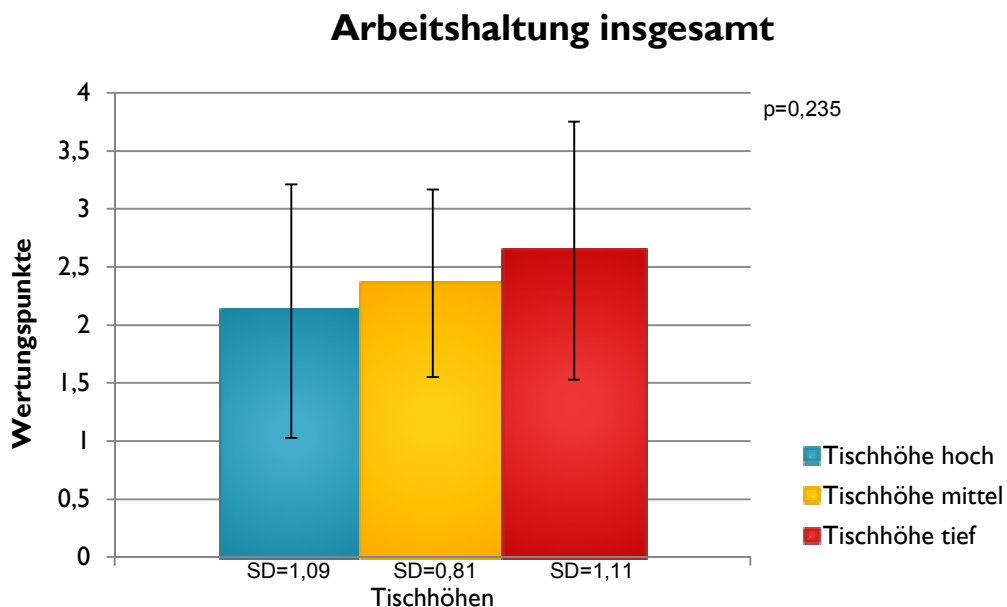


**Diagramm 9 - Schulterbeanspruchung, Bewertung von 0=sehr schlecht bis 4= sehr gut, Mittelwerte, Signifikanz, Standardabweichung: Die Rückenbeanspruchung unterscheidet sich signifikant in Abhängigkeit von der Arbeitshaltung (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel).**

### 3.1.10 Allgemeine Beurteilung der Arbeitshaltung

(Punktesystem: 0 = sehr schlecht, 4 = sehr gut)

Bei der allgemeinen Beurteilung der Arbeitshaltung findet sich bei reiner Betrachtung der Mittelwerte und Extrapolieren der Regressionsgerade ein Trend zur besseren Bewertung der tiefen Tischhöhe, gefolgt von der mittleren Tischhöhe (Mittelwerte: Tischhöhe *tief*: 2,64, Tischhöhe *mittel*: 2,36, Tischhöhe *hoch*: 2,12). Mit  $p=0,235$  sind diese Beobachtungen als statistisch nicht signifikant einzustufen.



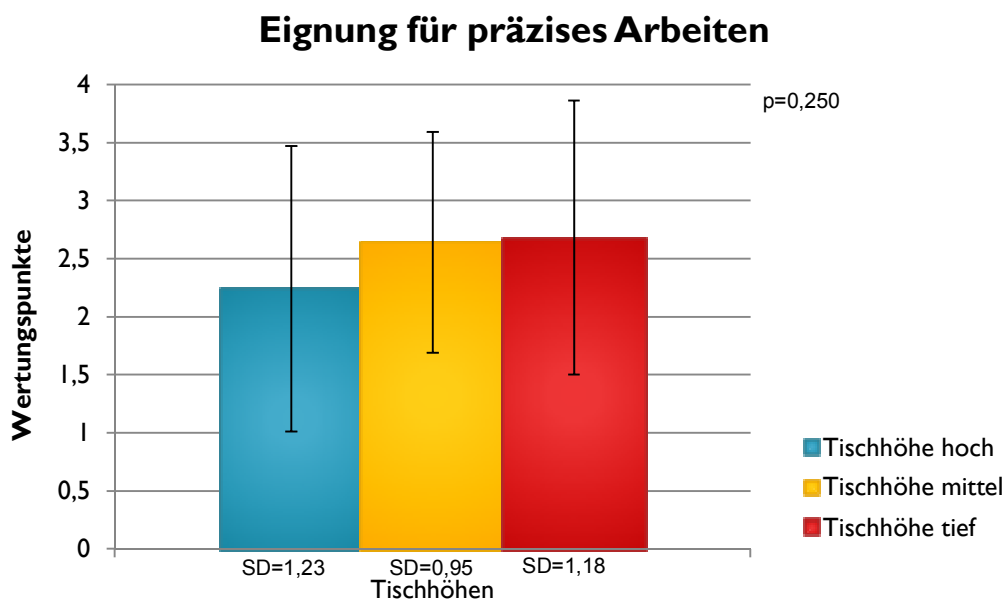
**Diagramm 10 – Arbeitshaltung insgesamt bewertet, Bewertung von 0=sehr schlecht bis 4= sehr gut, Mittelwerte, Signifikanz, Standardabweichung: Kein statistisch signifikanter Unterschied in der allgemeinen Bewertung der drei Arbeitshaltungen (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel)**



### 3.1.11 Eignung der Arbeitshaltungen für präzises Arbeiten

(Punktesystem: 0 = sehr schlecht, 4 = sehr gut)

Die subjektive Bewertung der Probanden hinsichtlich der Eignung der drei Tischhöhen für präzises Arbeiten fällt mit  $p=0,250$  statistisch nicht signifikant unterschiedlich aus. Bei Mittelwerten für die hohe (2,24), mittlere (2,65) und tiefe (2,68) Tischhöhe ist die Bewertung der tiefen Tischhöhe wiederum knapp am besten, der schon im vorherigen Diagramm Nr. 10 beobachtete Trend zur guten Bewertung der tiefen Tischhöhe zeigt sich erneut.

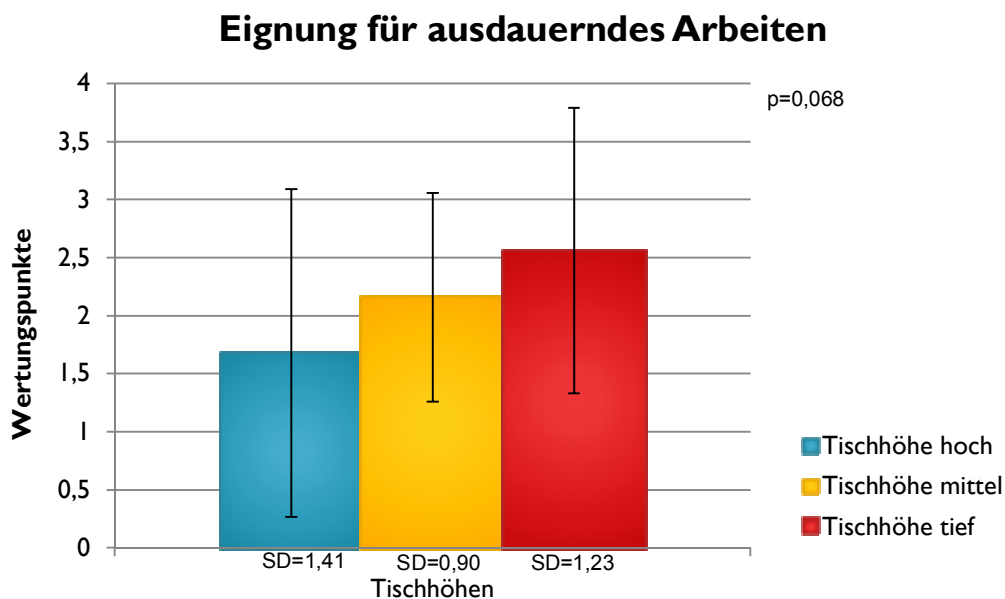


**Diagramm 11 – Eignung für präzises Arbeiten - Bewertung von 0=sehr schlecht bis 4= sehr gut, Mittelwerte, Signifikanz, Standardabweichung: Kein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich der Eignung für präzises Arbeiten in der Bewertung der drei Arbeitshaltungen (Tischhöhe/Ellenbogenwinkel)**

### 3.1.12 Eignung der Arbeitshaltungen für ausdauerndes Arbeiten

(Punktesystem: 0 = sehr schlecht, 4 = sehr gut)

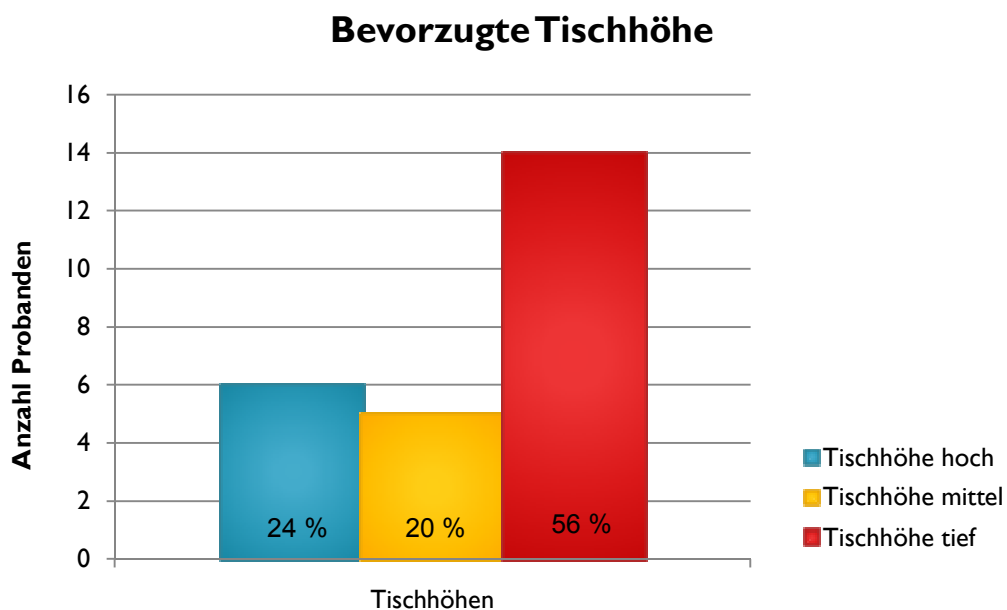
Mit  $p=0,068$  stellt sich kein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der Eignung der drei Tischhöhen für ausdauerndes Arbeiten dar. Ein Trend ist jedoch erkennbar. Die Mittelwerte betragen: Tischhöhe *hoch*: 1,68, Tischhöhe *mittel*: 2,16, Tischhöhe *tief*: 2,56. Somit findet sich erneut der Trend zur besten Bewertung der tiefen Tischhöhe, ohne jedoch statistische Signifikanz zu erreichen. Die Bewertung der hohen Einstellung unterliegt mit  $SD=1,41$  einer sehr hohen Standardabweichung.



**Diagramm 12 – Eignung für ausdauerndes Arbeiten - Bewertung von 0=sehr schlecht bis 4= sehr gut, Mittelwerte, Signifikanz, Standardabweichung: Deutlicher Trend zur besten Bewertung der tiefen Tischhöhe hinsichtlich der Eignung für ausdauerndes Arbeiten. Kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar.**

### 3.1.13 Bevorzugte Tischhöhe

Die abschließende subjektive Beurteilung der Tischhöhen entsprechend dem Gesamteindruck der Probanden erbringt ein klares Votum für die niedrigste der drei Arbeitshöhen. 56% der Versuchspersonen würden diese Haltung bei der Arbeit bevorzugen, hingegen 20% die mittlere und 24% die hohe Tischhöhe.



**Diagramm 13 – Insgesamt bevorzugte Tischhöhe – Anzahl der Stimmen, prozentueller Anteil:** Die tiefe Tischhöhe wird mit 56% der Stimmen klar bevorzugt. Die mittlere und die hohe Tischhöhe liegen mit 20% und 24% auf ähnlichem Niveau.

## 3.2 Elektromyographische Messungen

Die folgenden Diagramme stellen die Ergebnisse der EMG-Analysen der getesteten Muskeln bzw. der entsprechenden Kanäle des EMG-Systems graphisch dar. Die x-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf der Messungen, unterteilt in 60-sekündige Intervalle. Auf der y-Achse sind die Meßwerte für die Median Frequency (MF) bzw. die Elektrische Aktivität (EA) aufgetragen.

Der zweite Diagrammtyp zeigt die Ergebnisse der JASA (**J**oint **A**nalysis of **S**pectrum and **A**mplitude). Die JASA erlaubt die Interpretation und Darstellung der Meßwerte hinsichtlich Ermüdung, Erholung, Kraftzunahme und Kraftabnahme des jeweils getesteten Muskels im Laufe der Versuche. Die Ergebnisse werden entsprechend ihrer Werte in die vier Quadranten eines Koordinatensystems eingeteilt. Das jeweils rechts nebenstehende Diagramm faßt die Punkte *Erholung* und *Kraftabnahme* unter dem Titel *hohe Beanspruchung* bzw. *Zunahme der Beanspruchung* zusammen, die Punkte *Erholung* und *Kraftabnahme* werden unter dem Titel *geringe Beanspruchung* bzw. *Abnahme der Beanspruchung* subsumiert.

### 3.2.1 EMG-Analyse des M. biceps brachii rechts

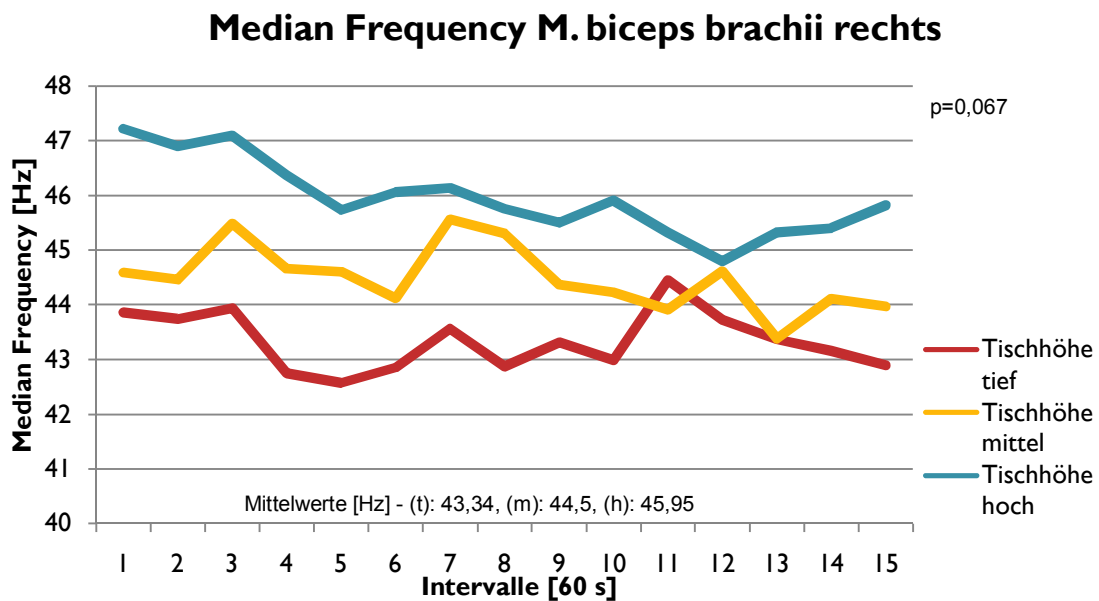


Diagramm 14 – MF-Verlauf M. biceps brachii rechts: Frequenzabnahme bei allen drei Tischhöhen. Erkennbarer Trend zwischen Tischhöhe *hoch* und Tischhöhe *tief*. Keine statistisch signifikante Differenz.

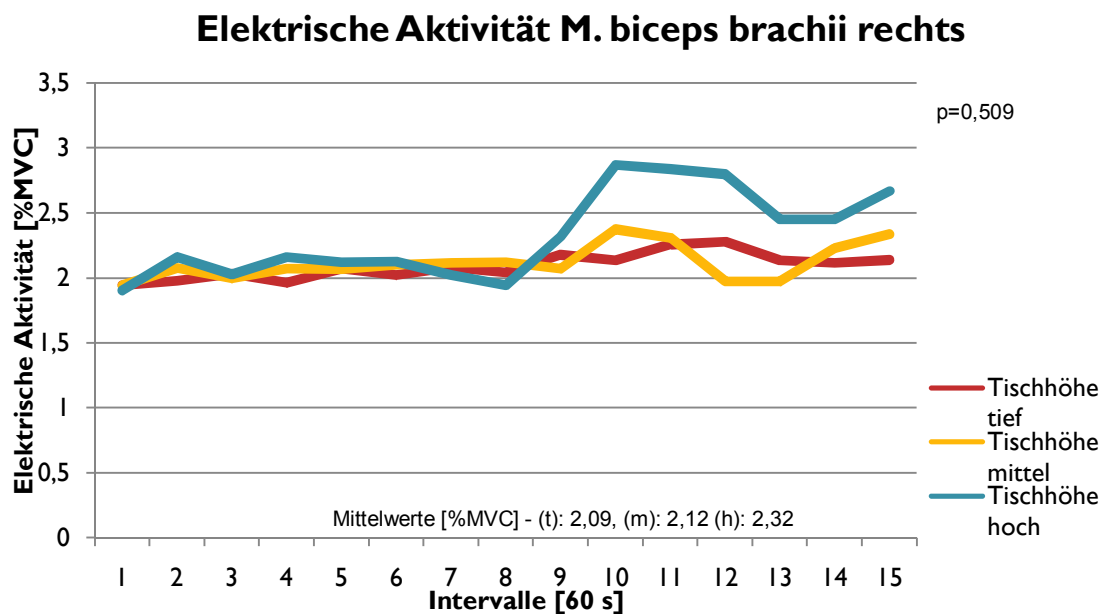


Diagramm 15 – EA-Verlauf M. biceps brachii rechts: Geringgradige Zunahme der EA bei allen drei Tischhöhen. Kein statistisch signifikanter Unterschied.

Die Beobachtung des Frequenzverlaufs zeigt bei allen drei Tischhöhen eine Frequenzabnahme, wobei die Ausgangsfrequenz bei der hohen Einstellung am höchsten ist und auch im Verlauf über den ermittelten Frequenzen bei den anderen Tischhöhen liegt. Die Mittelwerte der MF sind ebenfalls in der Reihenfolge hohe Tischhöhe – mittlere Tischhöhe – niedrige Tischhöhe gestaffelt (Mittelwerte: *hoch* 45,95Hz, *mittel* 44,5Hz, *tief* 43,34Hz). Die elektrische Aktivität verhält sich antagonistisch im Sinne eines geringen Anstiegs über die Zeit in allen drei Fällen, wobei es bei der hohen Tischhöhe in der zweiten Versuchshälfte zu einem deutlichen Anstieg um ca. 0,5% MVC kommt. Auch bei der Analyse der EA zeigt die hohe Tischhöhe mit EA 2,32%MVC den höchsten Aktivitätswert, gefolgt von der mittleren Tischhöhe mit EA 2,12%MVC. Die geringste Aktivität liegt bei der tiefen Tischhöhe mit 2,09%MVC vor.

Trotz deutlich erkennbaren Trends sind die Ergebnisse für die MF sowie die EA statistisch nicht signifikant unterschiedlich.

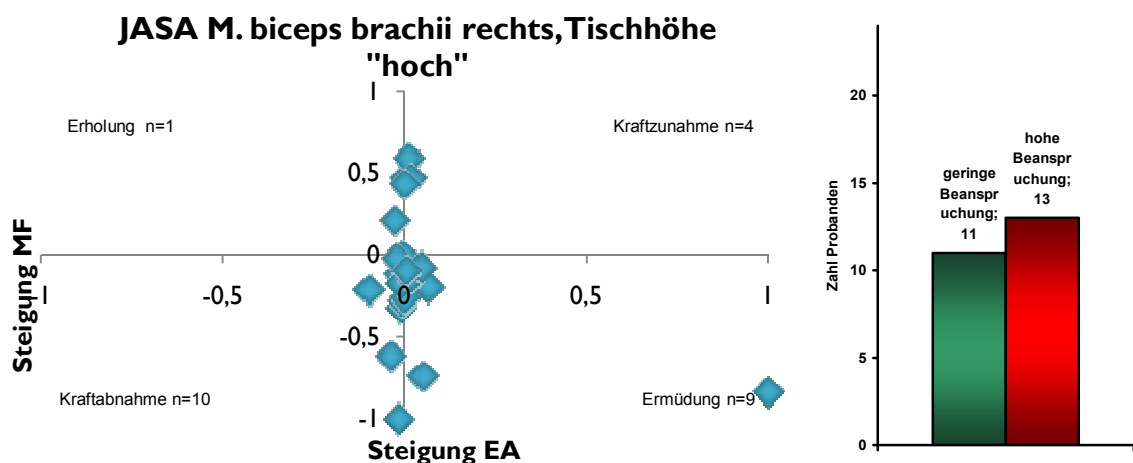
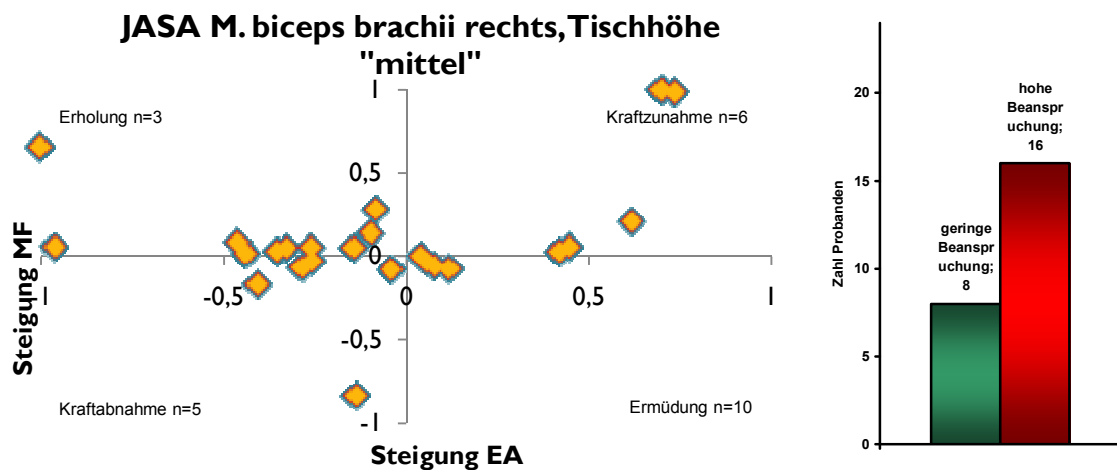
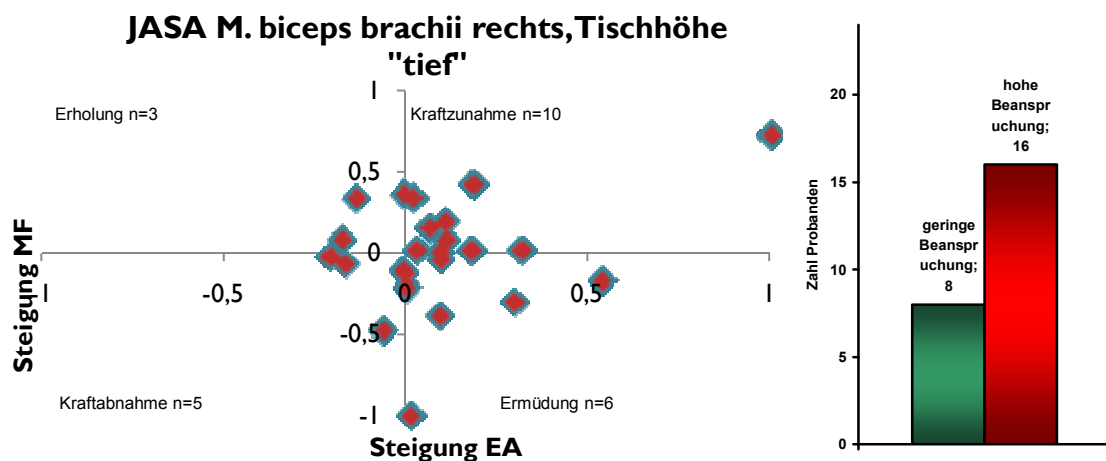


Diagramm 16 – JASA-Darstellung M. biceps brachii rechts, Tischhöhe *hoch*

Diagramm 17 – JASA-Darstellung M. biceps brachii rechts, Tischhöhe *mittel*Diagramm 18 – JASA-Darstellung M. biceps brachii rechts, Tischhöhe *tief*

Die JASA des rechten M. biceps brachii erbringt mit 13 Fällen bei der Tischhöhe hoch für diese Arbeitshaltung eine niedrigere Beanspruchung als bei der mittleren und tiefen Tischhöhe mit jeweils 16 Fällen. EMG-Veränderungen im Sinne von Muskelermüdung finden sich bei Tischhöhe „hoch“ in 9 Fällen, bei „mittel“ sind es 10, bei „tief“ 6. In der zusammenfassenden Darstellung zeigt sich somit die hohe Tischhöhe den beiden anderen hinsichtlich der Beanspruchung des M. biceps brachii geringfügig überlegen.

### 3.2.2 EMG-Analyse des M. deltoideus pars anterior rechts

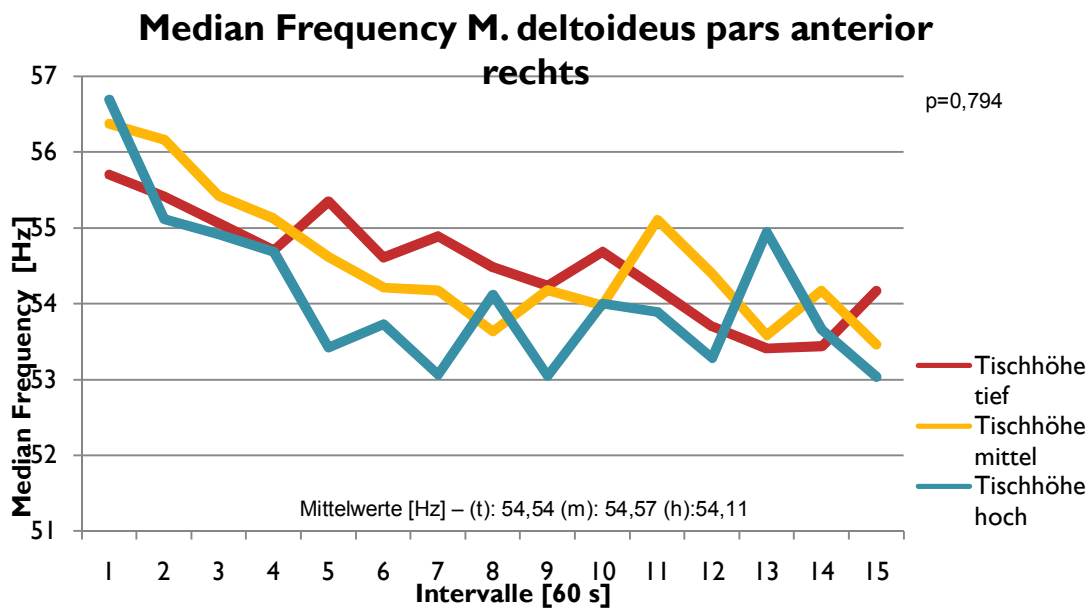


Diagramm 19 – MF-Verlauf M. deltoideus pars anterior rechts: Frequenzabnahme bei allen drei Tischhöhen, annähernd identische Mittelwerte. Keine statistisch signifikanten Unterschiede der Frequenz-Mittelwerte des M. deltoideus bei den drei Tischhöhen.

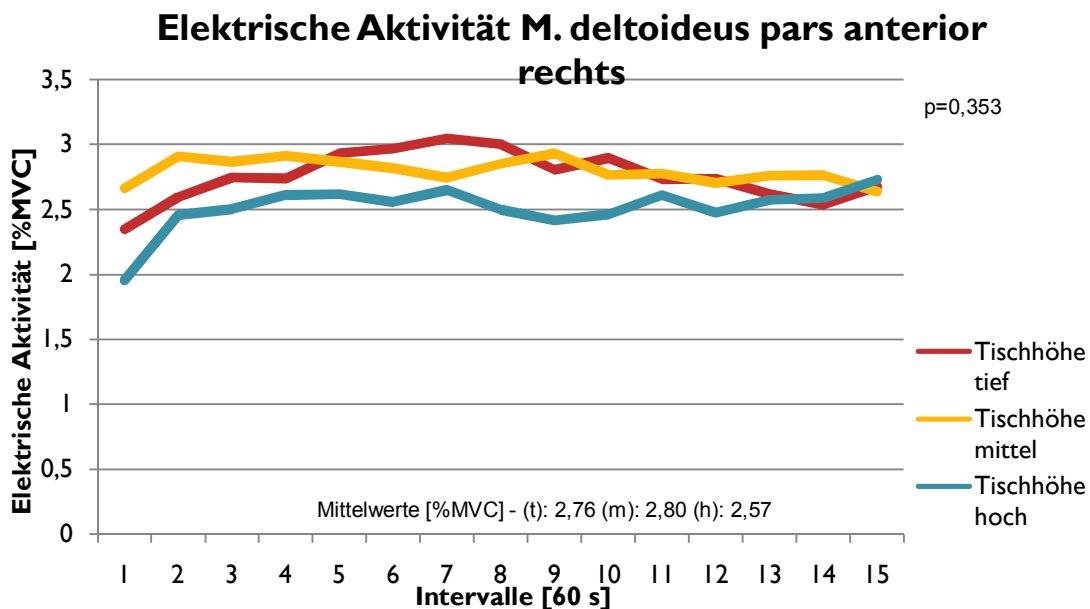


Diagramm 20 – EA-Verlauf M. deltoideus pars anterior rechts: Konstanter bis gering ansteigender Verlauf der Elektrischen Aktivität bei allen drei Tischhöhen. Keine statistische Signifikanz der Mittelwertdifferenzen für die drei Tischhöhen.



Die Auswertung der Meßwerte des M. deltoideus pars anterior rechts erbringt weder für die Elektrische Aktivität noch für die Median Frequency einen statistisch signifikanten Unterschied. Die Frequenz fällt bei allen drei Tischhöhen über die Zeit deutlich, die Elektrische Aktivität bleibt annähernd auf konstantem Niveau bzw. steigt im Verlauf nur gering an. Die Mittelwerte von MF und EA unterscheiden sich in allen Fällen nur marginal voneinander.

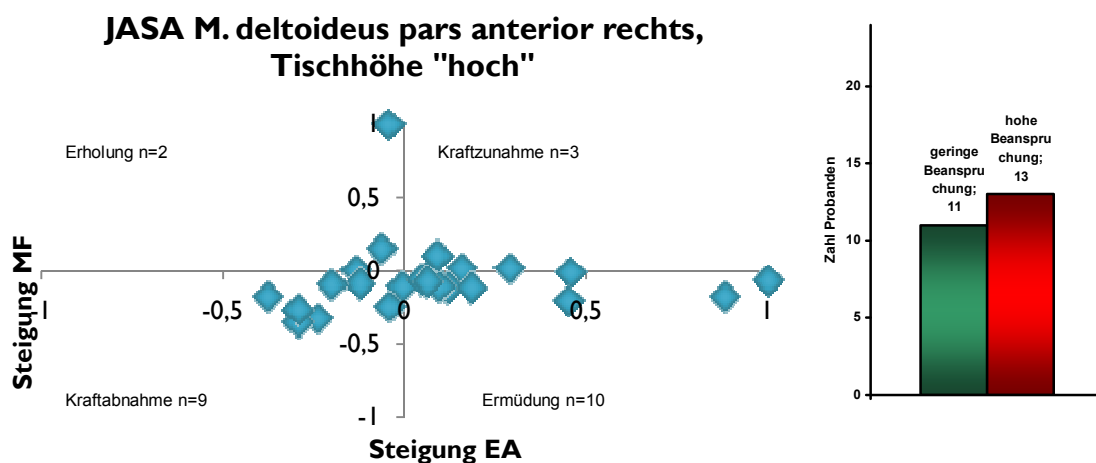


Diagramm 21 – JASA-Darstellung M. deltoideus pars anterior rechts, Tischhöhe *hoch*

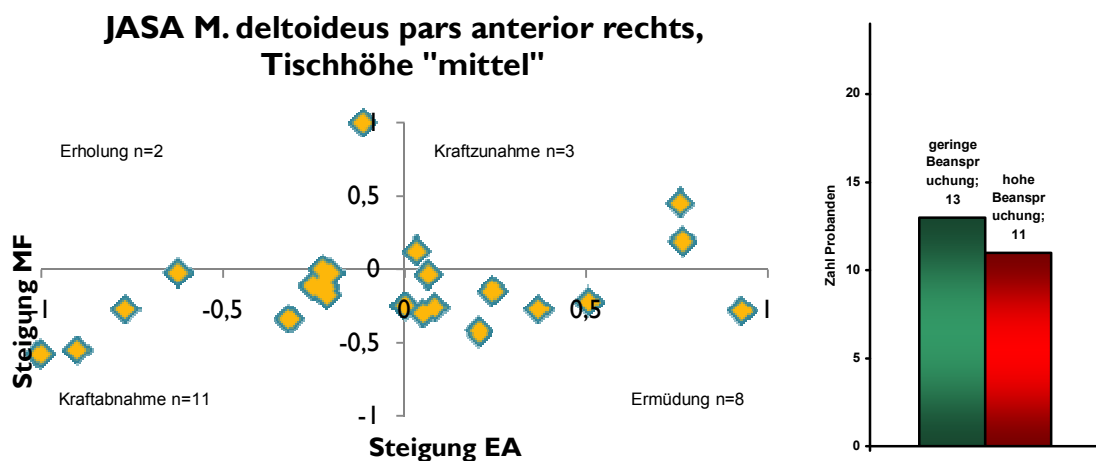
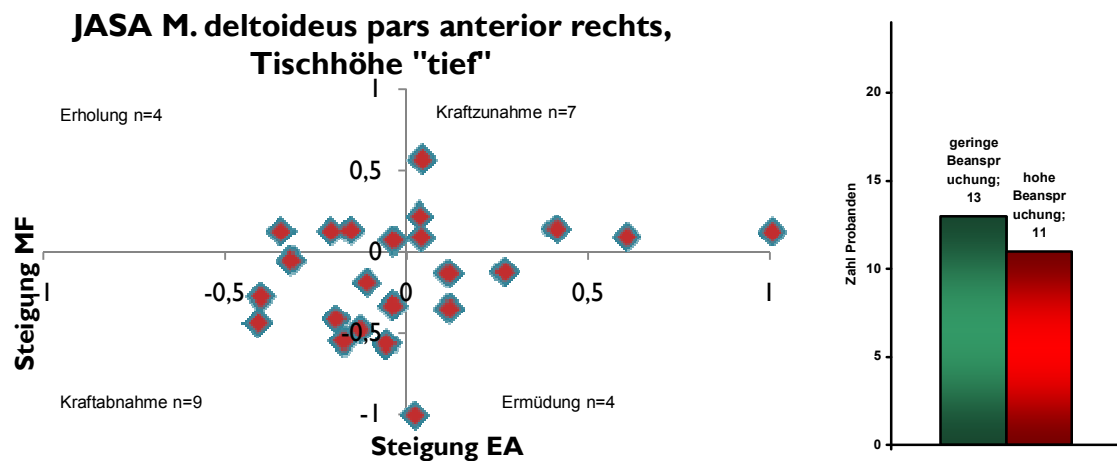


Diagramm 22 – JASA-Darstellung M. deltoideus pars anterior rechts, Tischhöhe *mittel*



**Diagramm 23 – JASA-Darstellung M. deltoideus pars anterior rechts, Tischhöhe *tief***

Die Beanspruchungs-Ermüdungsanalyse des M. deltoideus pars anterior rechts zeigt eine mit sinkender Tischhöhe abnehmende Quote an ermüdenden Probanden. Liegt sie bei „hoch“ bei 10 Fällen, so sind es bei „mittel“ 8, bei „tief“ 4 Fälle. In der Zusammenschau zeigt sich bei Tischhöhe „hoch“ 13-mal eine hohe Beanspruchung, hingegen bei den anderen Höhen lediglich 11-mal. Somit ist nach der JASA die tiefe Tischhöhe als die hinsichtlich des M. deltoideus pars anterior zu bevorzugende anzusehen.

### 3.2.3 EMG-Analyse des M. deltoideus pars medialis rechts

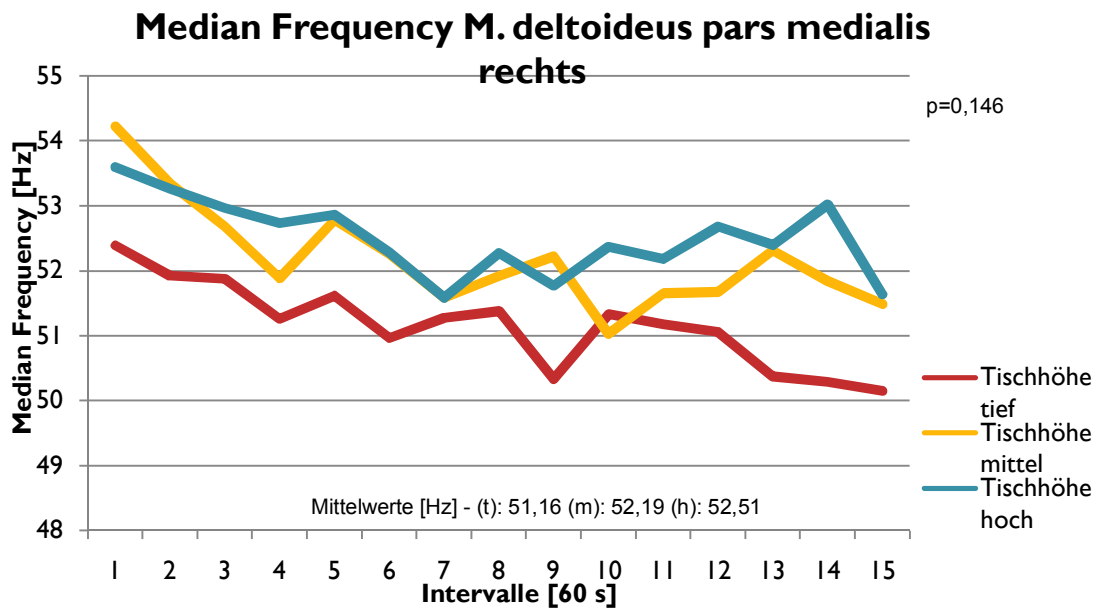


Diagramm 24 – MF-Verlauf M. deltoideus pars medialis rechts: Frequenzabfall bei allen drei Tischhöhen. Deutlicher Trend, aber kein statistisch signifikanter Unterschied der Mittelwerte.

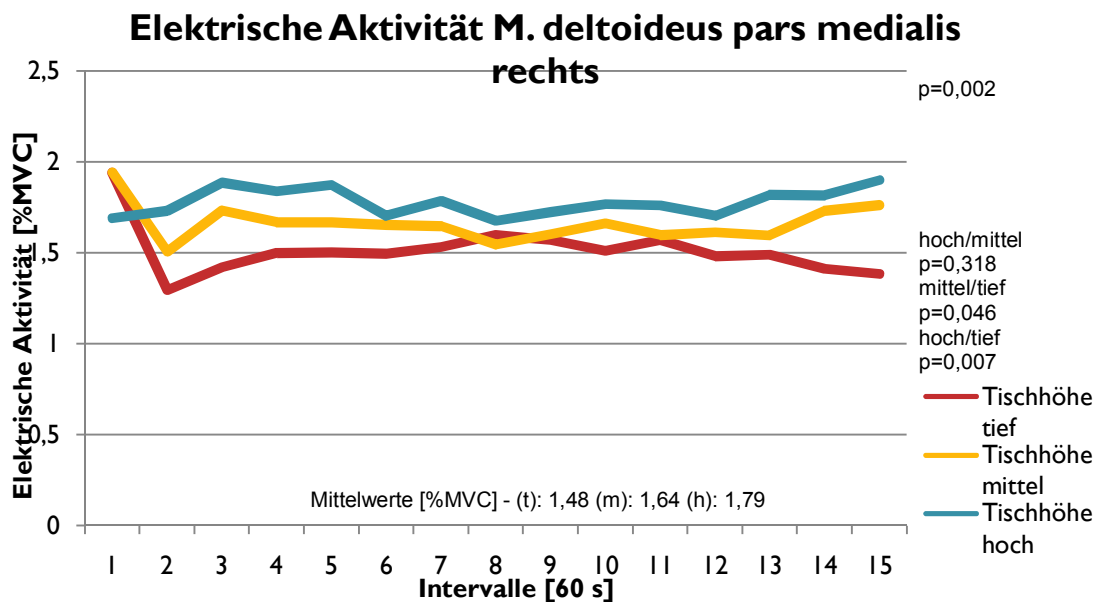


Diagramm 25 – EA-Verlauf M. deltoideus pars medialis rechts: Statistisch hochsignifikant unterschiedliche Elektrische Aktivität bei den drei Tischhöhen.

Der Frequenzverlauf des M. deltoideus pars medialis rechts zeigt einen deutlichen Frequenzabfall bei allen drei Tischhöhen. Die Unterschiede zwischen den drei Tischhöhen sind bei einem p-Wert von 0,146 nicht statistisch signifikant. Das Frequenzniveau liegt bei der hohen Tischhöhe am höchsten, gefolgt von „mittel“ und dann „tief“.

Die Elektrische Aktivität des M. deltoideus, pars medialis ist bei der hohen Tischhöhe statistisch hochsignifikant ( $p=0,007$ ) höher als bei der tiefen. Zwischen „mittel“ und „tief“ existiert ein signifikanter Unterschied mit  $p=0,046$ . Insgesamt liegt hinsichtlich der Unterschiede der Elektrischen Aktivität ein Signifikanzniveau von  $p=0,002$  vor. Die elektrische Aktivität liegt, über den gesamten Versuch gemittelt, bei der hohen Tischhöhe mit 1,79% MVC am höchsten. Darauf folgen in absteigender Reihenfolge die mittlere Tischhöhe mit 1,64% MVC und die tiefe mit 1,48% MVC.

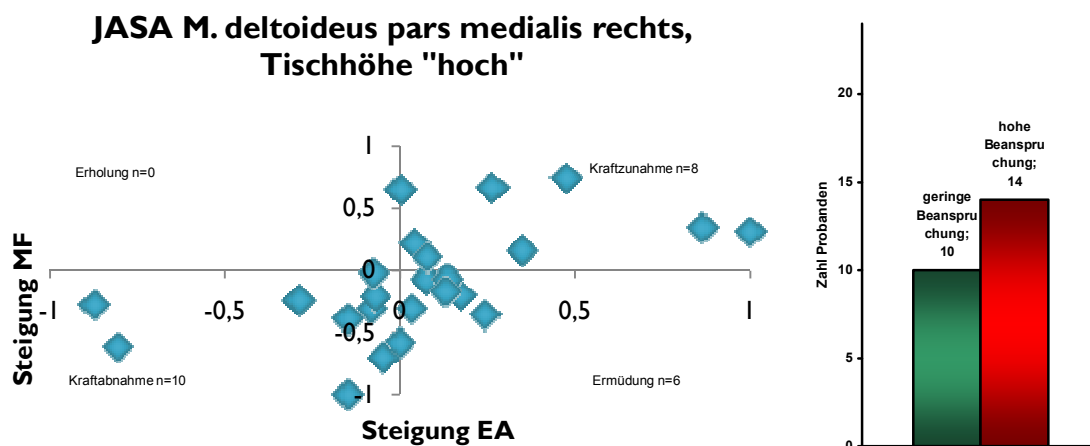


Diagramm 26 – JASA-Darstellung M. deltoideus pars medialis rechts, Tischhöhe hoch

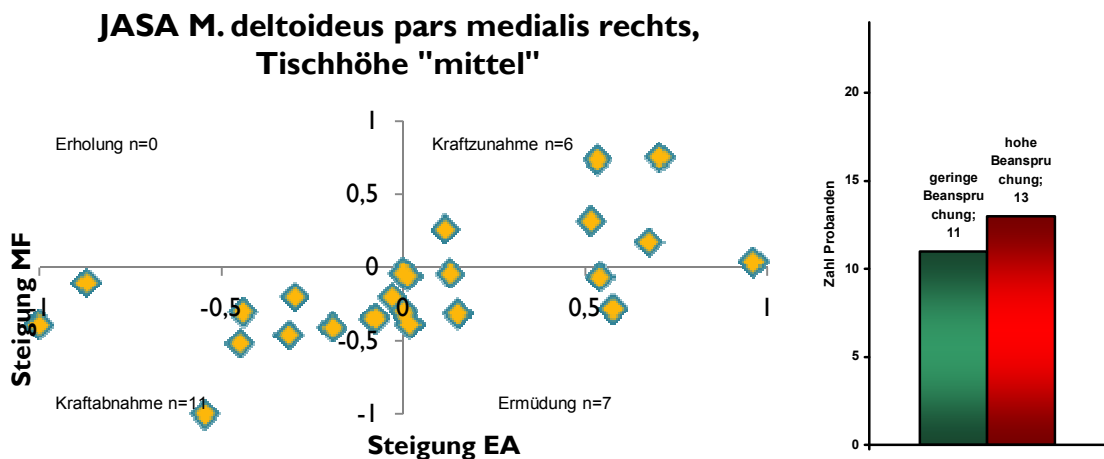


Diagramm 27 – JASA-Darstellung M. deltoideus pars medialis rechts, Tischhöhe *mittel*

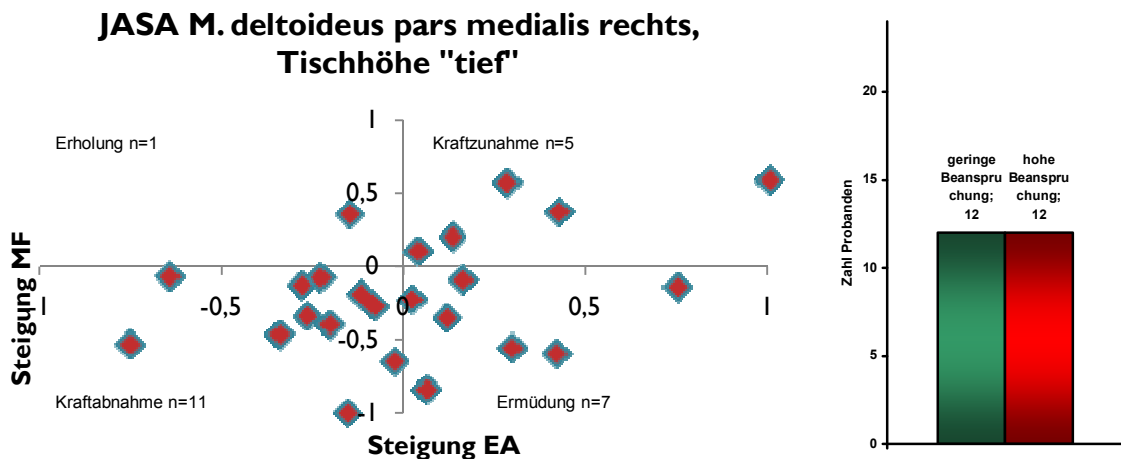


Diagramm 28 – JASA-Darstellung M. deltoideus pars medialis rechts, Tischhöhe *tief*

Die JASA bestätigt die Ergebnisse der Frequenz- und Aktivitätsdaten. Es zeigt sich, daß die Beanspruchung des M. deltoideus pars medialis bei der hohen Tischhöhe am höchsten ist mit 14 Fällen von hoher Beanspruchung. Mit Absenken der Tischhöhe sinkt auch die Beanspruchung des Muskels: Bei der mittleren Tischhöhe liegt eine hohe Beanspruchung noch bei 13 Probanden vor, bei der tiefen bei 12.

### 3.2.4 EMG-Analyse des M. trapezius pars descendens rechts

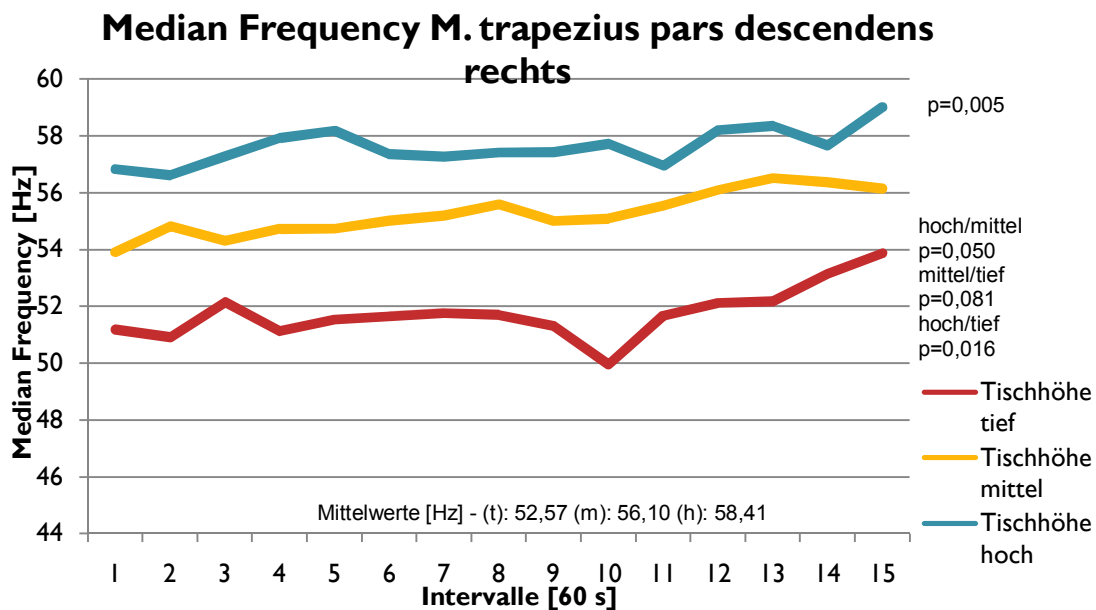
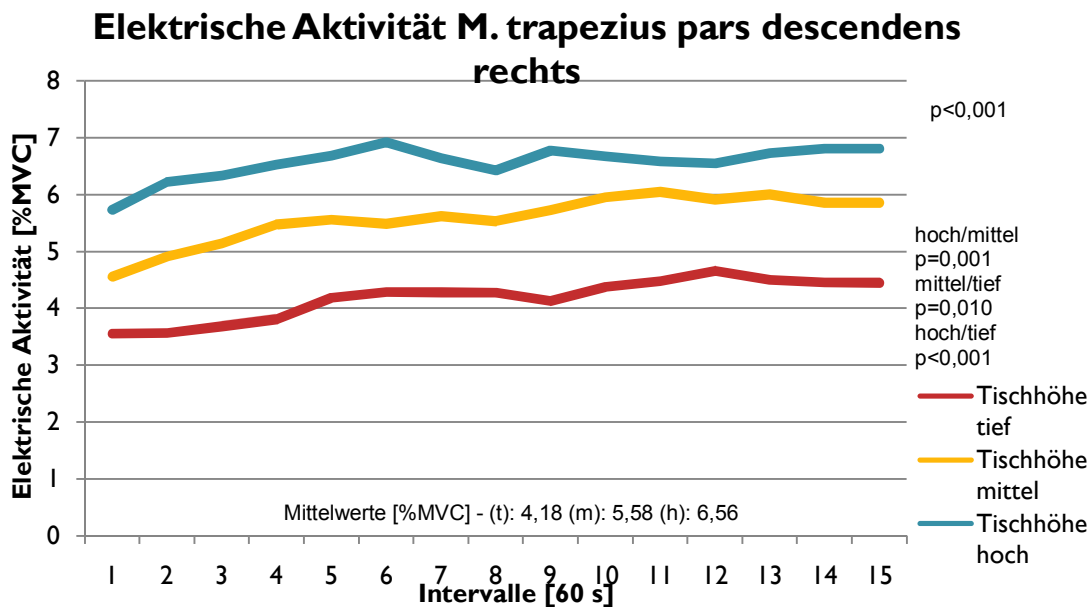


Diagramm 29 – MF-Verlauf M. trapezius pars descendens rechts: Mit  $p=0,008$  statistisch hochsignifikante Unterschiede zwischen den Medianfrequenzen des Muskels bei den drei Tischhöhen. In den Paarvergleichen statistisch signifikanter Unterschied der MF des Testmuskels zwischen den Tischhöhen mittel und tief, hochsignifikanter Unterschied zwischen den Tischhöhen *hoch* und *tief*.



**Diagramm 30 – EA-Verlauf M. trapezius pars descendens rechts: Statistisch hochsignifikante Unterschiede hinsichtlich der elektrischen Aktivität des M. trapezius pars descendens rechts bei den drei Tischhöhen.**

Bei der EMG-Analyse des M. trapezius pars descendens rechts zeigt sich sowohl für die MF-Verläufe wie auch für die EA-Werte ein zwischen den Tischhöhen hochsignifikant unterschiedliches Ergebnis. Im Falle der EA sind auch die Differenzen der Tischhöhen untereinander ausnahmslos statistisch hochsignifikant. Sowohl hinsichtlich der Frequenz wie auch bei der elektrischen Aktivität resultieren bei der hohen Tischhöhe am Testmuskel die höchsten Werte. Mit Absenken der Tischhöhe sinken entsprechend auch die Meßwerte, die zweithöchsten Werte resultieren aus der mittleren Tischhöhe, die geringsten aus der tiefen.

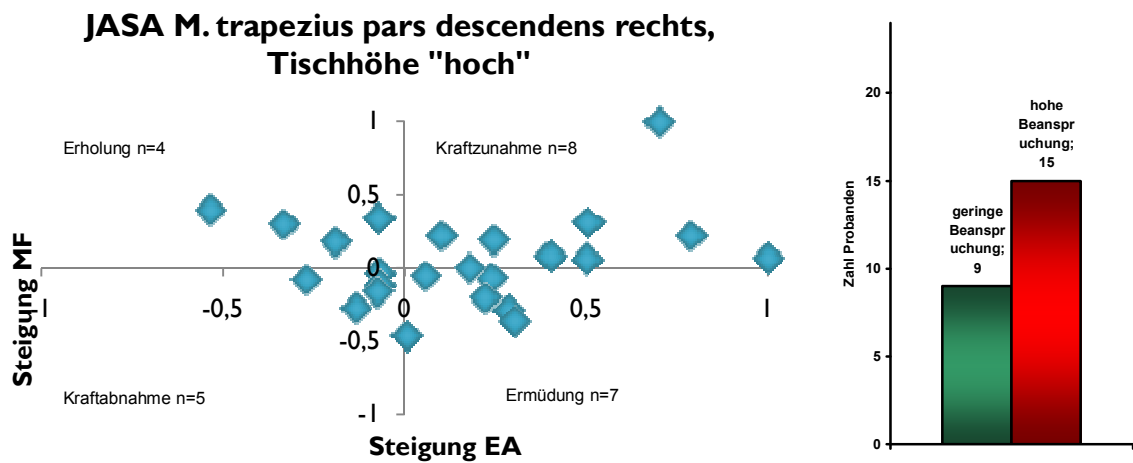


Diagramm 31 – JASA-Darstellung M. trapezius pars descendens rechts, Tischhöhe *hoch*

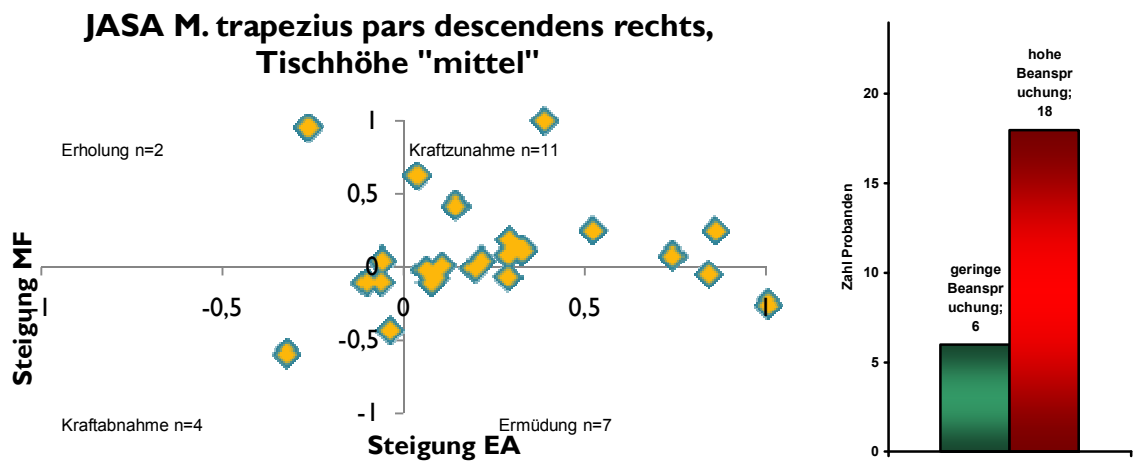
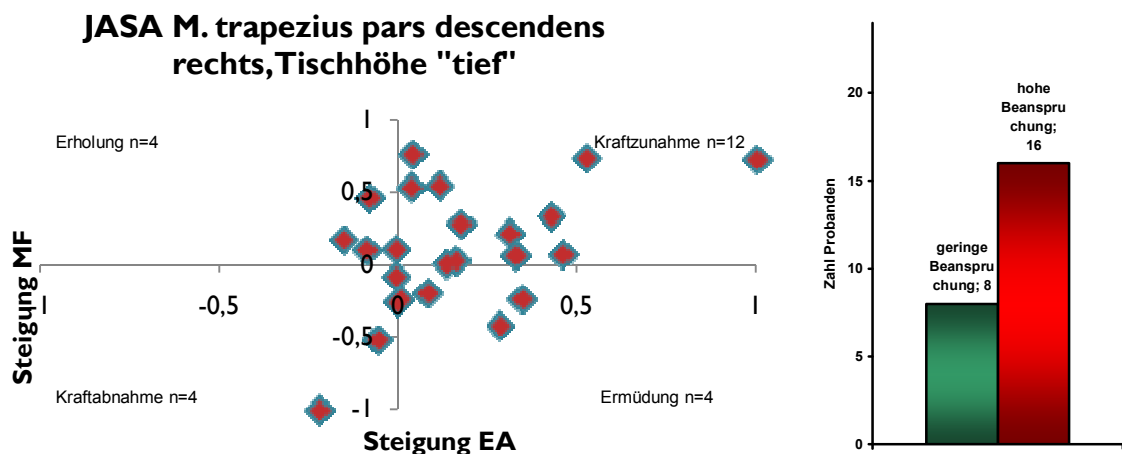


Diagramm 32 - JASA-Darstellung M. trapezius pars descendens rechts, Tischhöhe *mittel*





**Diagramm 33 - JASA-Darstellung M. trapezius pars descendens rechts, Tischhöhe *tief***

Bei der tiefen OP-Tisch-Einstellung kommt es bei 4 Probanden zur Ermüdung des M. trapezius pars descendens, bei Tischhöhe *mittel* und *hoch* werden jeweils sieben Fälle von Ermüdung nachgewiesen. Eine Kraftzunahme wird bei Tischhöhe *hoch* in acht Fällen registriert, *mittel* und *tief* erbringen 11 bzw. 12 Mal das Ergebnis einer Kraftzunahme. In der Zusammenschau zeigt sich für alle drei Tischhöhen ein großer Anteil an hoher Beanspruchung, im Schnitt bei 2/3 der Probanden. Im Einzelnen sind dies: Tischhöhe *hoch*: 16, Tischhöhe *mittel*: 18 und Tischhöhe *tief*: 16.

### 3.2.5 EMG-Analyse des M. trapezius pars horizontalis rechts

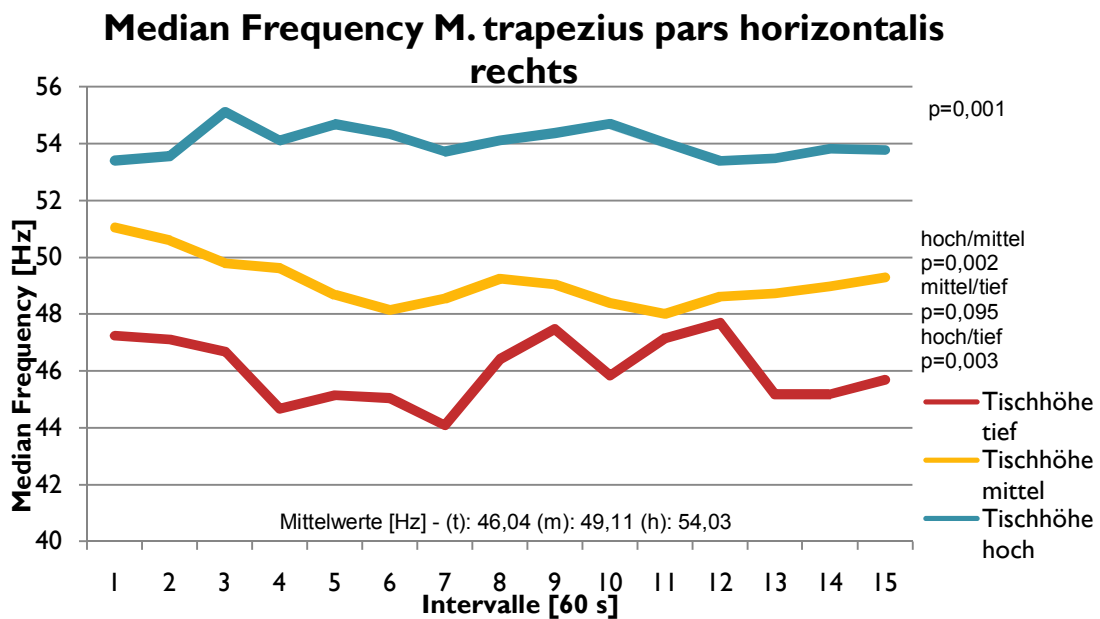


Diagramm 34 – MF-Verlauf M. trapezius pars horizontalis rechts: Statistisch hochsignifikante Unterschiede im Frequenzverlauf bei den drei Tischhöhen. Mit Abstand höchste Frequenzwerte bei der hohen Tischhöhe.

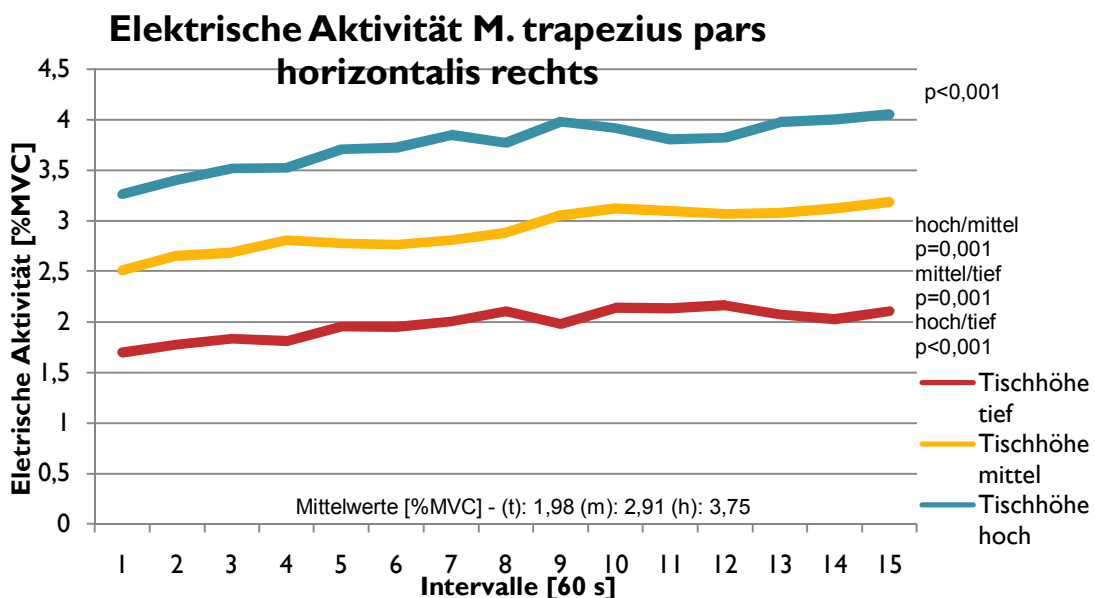
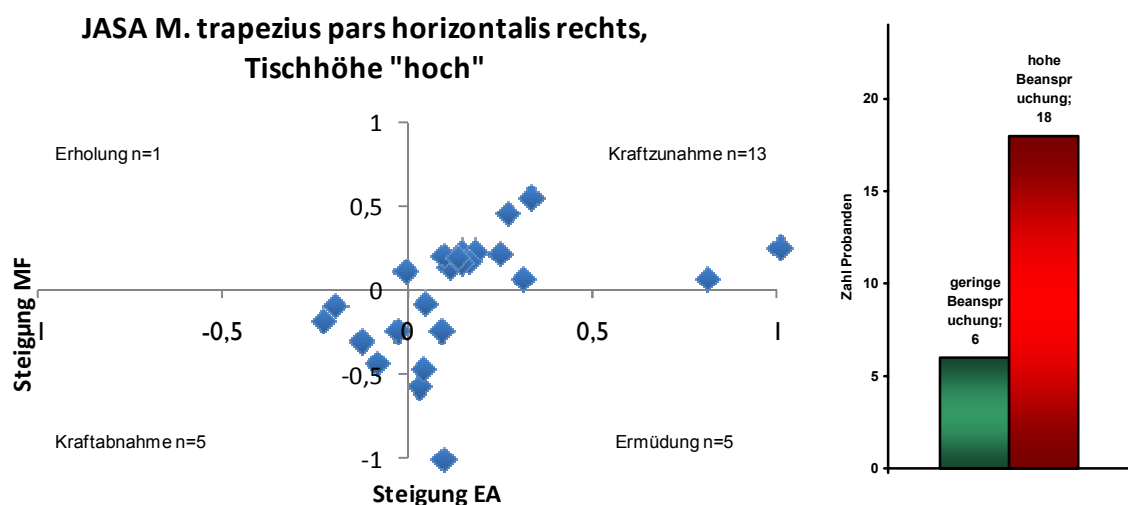


Diagramm 35 – EA-Verlauf M. trapezius pars horizontalis rechts: Statistisch hochsignifikante Unterschiede im Verlauf der EA-Kurven bei den drei Tischhöhen für den Testmuskel.

Hochsignifikant unterschiedliche Ergebnisse für die verschiedenen Tischhöhen erbrachten die Messungen am M. trapezius pars horizontalis rechts hinsichtlich Median Frequency ( $p=0,001$ ) und Elektrischer Aktivität ( $p<0,001$ ). In den Paarvergleichen unterscheiden sich bezüglich der MF die Werte für die Tischhöhen *hoch/mittel* und *hoch/tief* hochsignifikant. Der Vergleich der Tischhöhen *mittel/tief* zeigt mit  $p=0,095$  einen Trend. Die Paarvergleiche der drei Tischhöhen bezüglich der EA-Werte des Testmuskels ergeben ausnahmslos statistisch hochsignifikante Unterschiede. Der Verlauf der MF- sowie der EA-Kurve zeigt jeweils für die hohe Tischhöhe die höchsten Werte. Die Ergebnisse für die mittlere Tischhöhe liegen hinsichtlich MF und EA jeweils in der Mitte, die niedrigsten Werte liegen bei der tiefen Tischhöhe vor. Es kommt zu keiner Überschneidung der Kurven, die Ergebnisse sind zu jedem Zeitpunkt eindeutig.



**Diagramm 36 – JASA-Darstellung M. trapezius pars horizontalis rechts, Tischhöhe hoch**

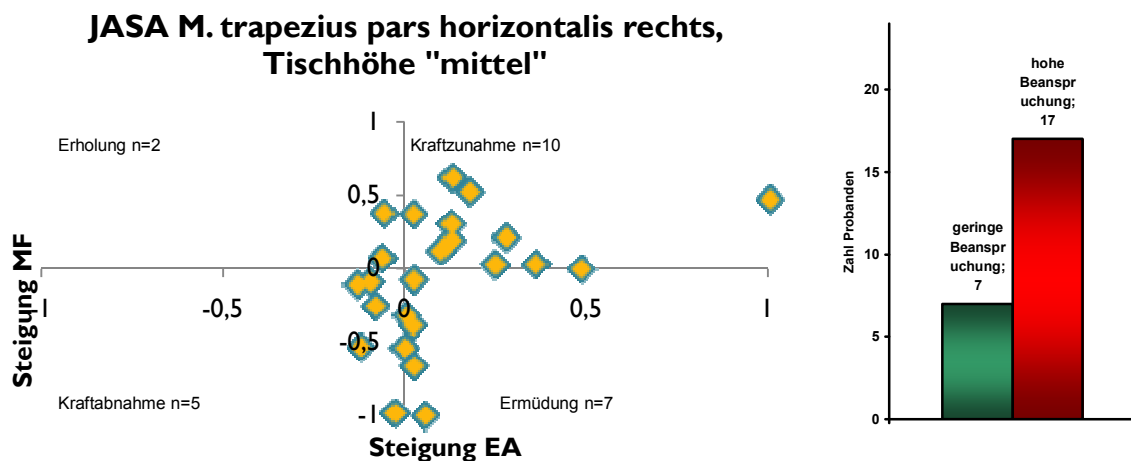


Diagramm 37 – JASA-Darstellung M. trapezius pars horizontalis rechts, Tischhöhe *mittel*

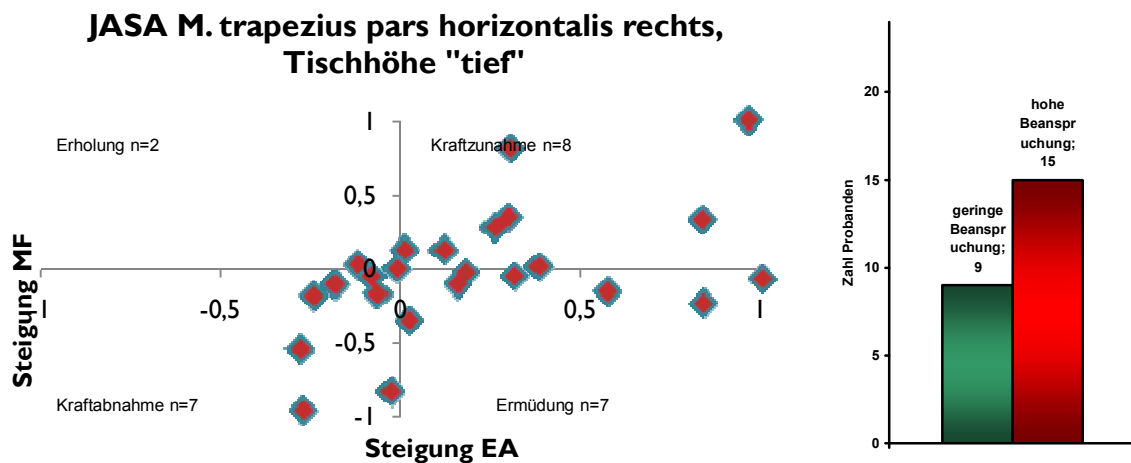
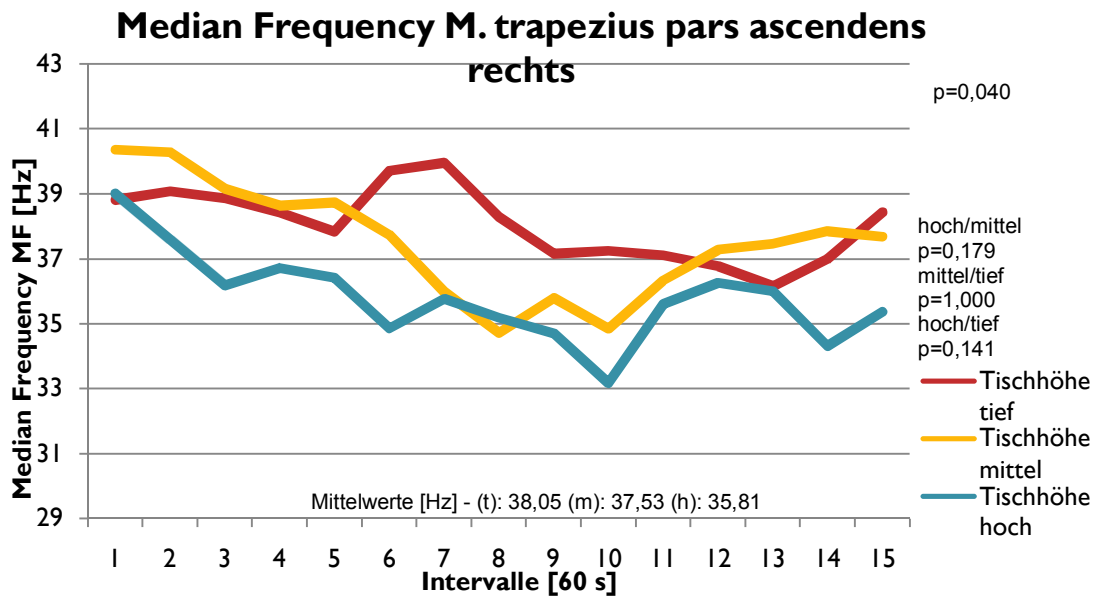


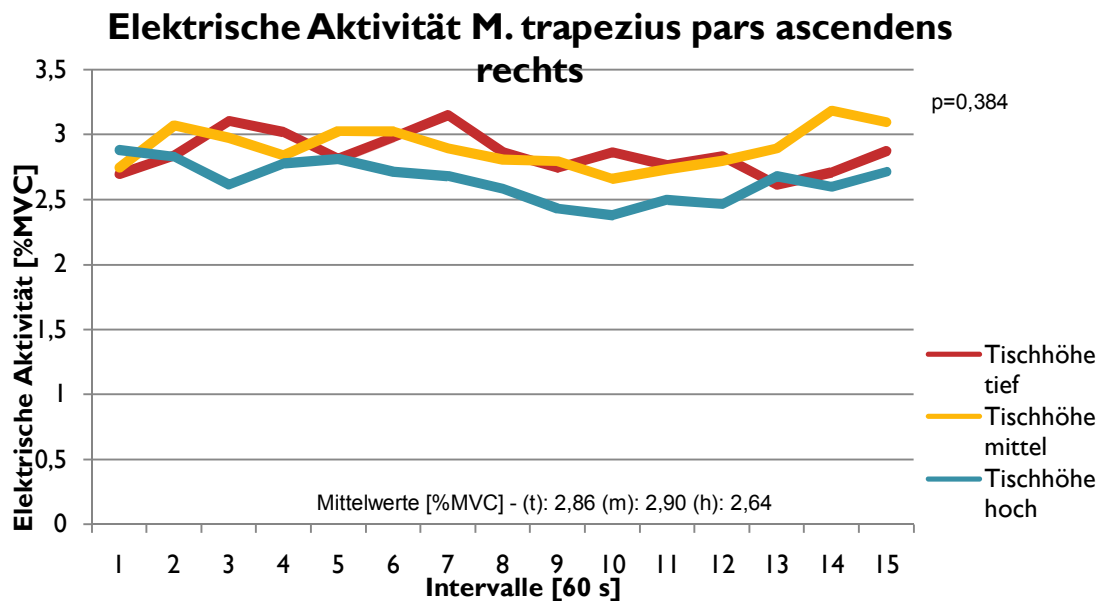
Diagramm 38 – JASA-Darstellung M. trapezius pars horizontalis rechts, Tischhöhe *tief*

Die Ergebnisse der JASA decken sich in ihrer Aussage exakt mit denen aus der gesonderten MF- bzw. EA-Auswertung. Auch in der JASA zeigen sich die höchsten Werte für die hohe Tischhöhe. Bei 18 Probanden fällt bei der hohen Tischhöhe eine hohe Beanspruchung auf. Für die mittlere Tischhöhe liegen noch 17 Probanden in diesem Bereich, bei der tiefen noch 15.

### 3.2.6 EMG-Analyse des M. trapezius pars ascendens rechts



**Diagramm 39 - MF-Verlauf M. trapezius pars ascendens rechts: Statistisch signifikanter Unterschied der MF des Testmuskels bei den verschiedenen Tischhöhen. Keine statistische Signifikanz in den Paarvergleichen. Im Verlauf fallende Frequenzen bei allen drei Tischhöhen. Niedrigster Mittelwert bei der hohen Tischhöhe.**



**Diagramm 40 – EA-Verlauf M. trapezius pars ascendens rechts: Gering differente Mittelwerte für die EA bei den drei Tischhöhen. Tendenziell leichter Abfall der Kurven über die Zeit. Keine statistisch signifikanten Unterschiede.**

Die Betrachtung des Frequenzverlaufs der Meßwerte des M. trapezius pars ascendens rechts erbringt bei der MF des Muskels statistisch signifikant unterschiedliche Werte für die jeweiligen Tischhöhen. In den Paarvergleichen ergibt sich kein Nachweis statistisch signifikanter Unterschiede. Bezüglich der EA des Testmuskels bestehen zwischen den drei Tischhöhen keine statistisch signifikanten Unterschiede. Es kommt zu Überschneidungen der Kurvenverläufe, bei rein deskriptiver Betrachtung liegt die Kurve der tiefen Tisch-Einstellung bei beiden Meßparametern (MF und EA) häufig im oberen Bereich. Die EA bleibt in allen Fällen annähernd konstant, die Median Frequency zeigt einen Abfall über die Zeit.

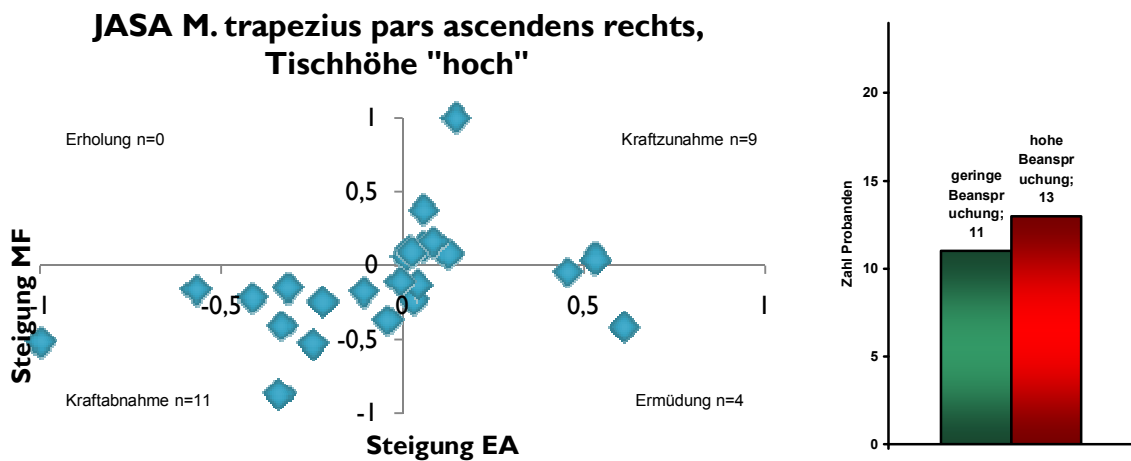


Diagramm 41 – JASA-Darstellung M. trapezius pars ascendens rechts, Tischhöhe *hoch*

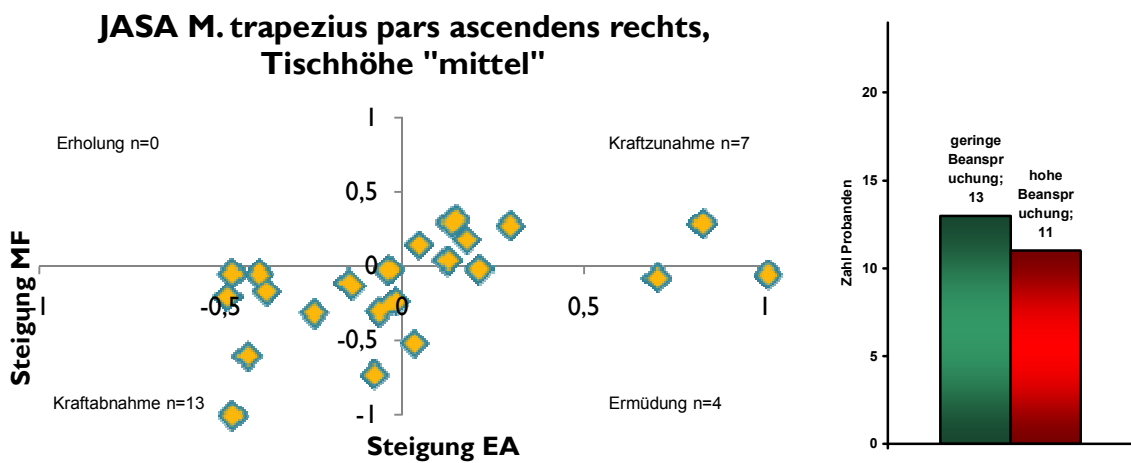


Diagramm 42 – JASA-Darstellung M. trapezius pars ascendens rechts, Tischhöhe *mittel*

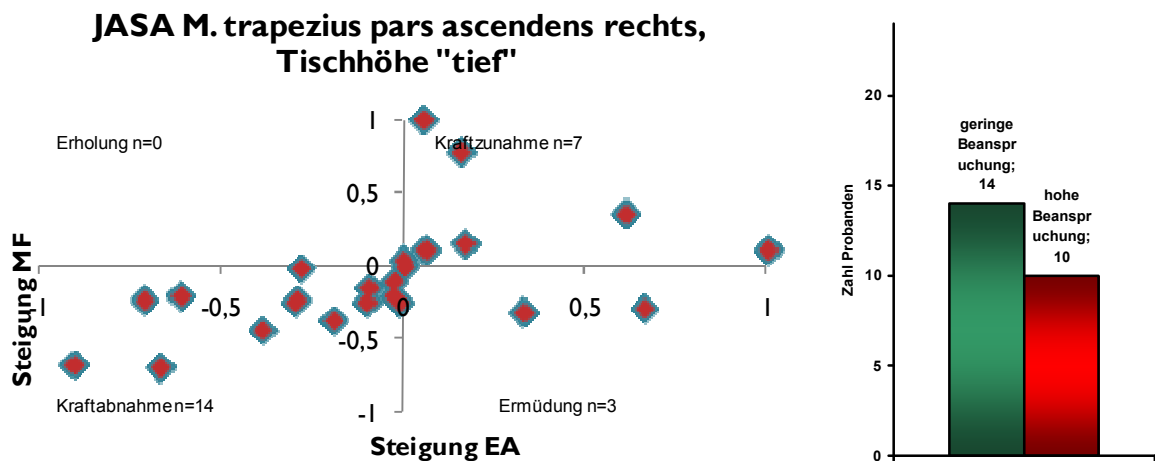


Diagramm 43 – JASA-Darstellung M. trapezius pars ascendens rechts, Tischhöhe *tief*

Die JASA zeigt bei der hohen Tischhöhe für 13 Probanden eine hohe Beanspruchung, es folgen Tischhöhe *mittel* mit 11 stark beanspruchten Probanden und Tischhöhe *tief* mit 10.

### 3.2.7 EMG-Analyse des M. erector spinae pars lumbalis links

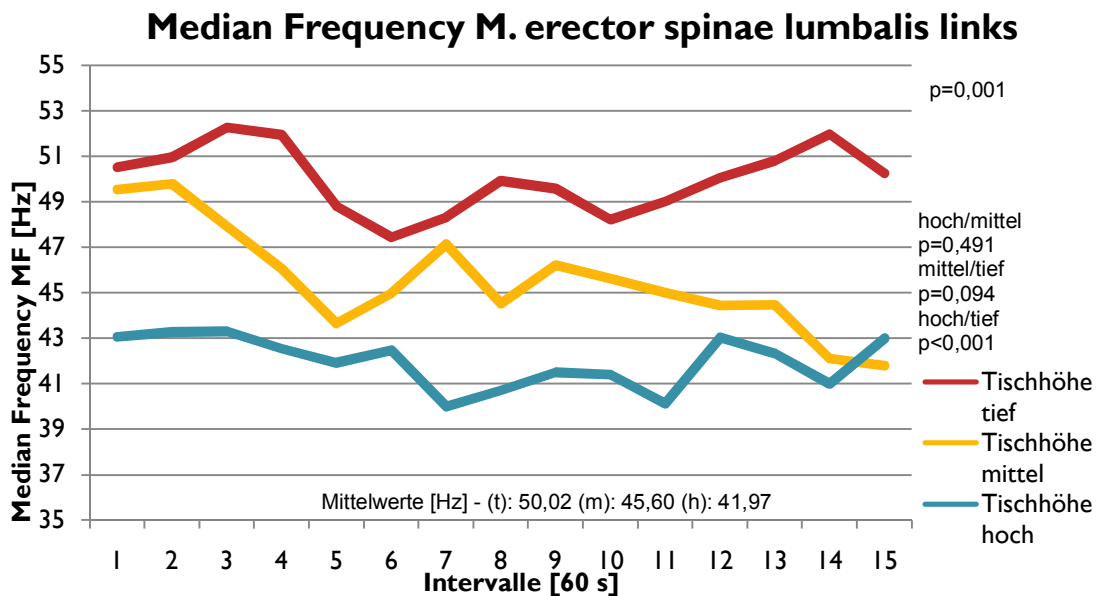
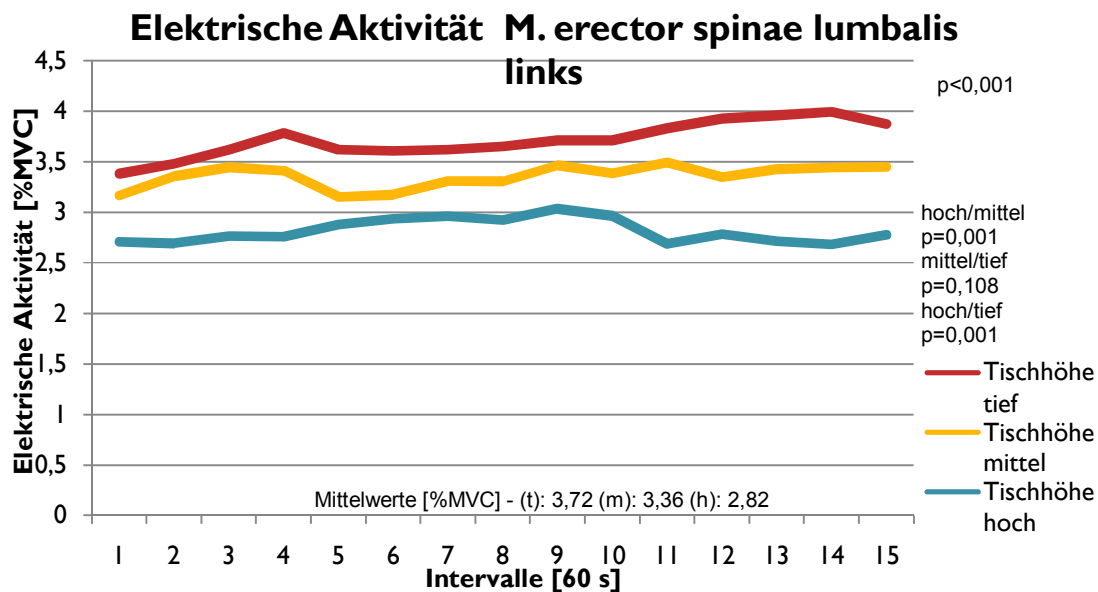


Diagramm 44 – MF-Verlauf M. erector spinae lumablis links: Statistisch hochsignifikant unterschiedliche Verläufe der MF für der Testmuskel. Durchgehend höchste Werte bei der tiefen Tischhöhe, gefolgt von der mittleren und hohen Tischhöhe.





**Diagramm 45 – EA-Verlauf M. erector spinae lumbalis links: Statistisch hochsignifikant unterschiedliche Verläufe der EA für den Testmuskel. Hochsignifikante Unterschiede im Paarvergleich der Tischhöhen *hoch/mittel* und *hoch/tief*. Höchste EA-Werte des Testmuskels durchgehend bei der tiefen Tischhöhe, gefolgt von der mittleren und hohen Tischhöhe.**

Die Analyse der MF- und EA-Werte des M. erector spinae lumbalis links erbringt in der statistischen Analyse hochsignifikant unterschiedliche Ergebnisse (MF:  $p=0,001$ , EA:  $p<0,001$ ) für die drei Tischhöhen. Im Paarvergleich für die MF unterscheiden sich die hohe und die tiefe Tischhöhe hochsignifikant. Statistisch hochsignifikante Unterschiede liegen auch bei Betrachtung der EA-Meßwerte zwischen den Tischhöhen *hoch/mittel* und *hoch/tief* vor.

Der Frequenzverlauf der tiefen Tischhöhe liegt deutlich über dem der anderen beiden Arbeitshöhen. Die Mittelwerte der Frequenz betragen bei Tischhöhe *tief* 50,01 Hz, bei Tischhöhe *mittel* 45,55 Hz und bei Tischhöhe *hoch* 41,97 Hz.

Die Betrachtung der EA-Kurven über die Dauer der Messungen erbringen eine stets auf dem relativ höchsten Niveau liegende Wertereihe für die Tischhöhe *tief*, gefolgt von den Tischhöhen *mittel* und *hoch*. Ein geringer Anstieg der

elektrischen Aktivität ist in allen 3 Fällen zu beobachten, am stärksten bei Tischhöhe *tief*.

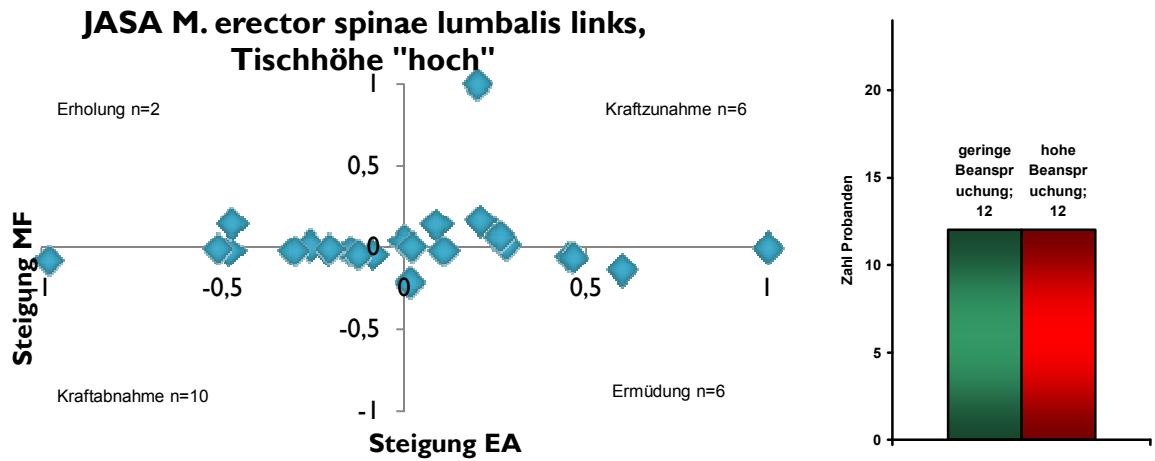


Diagramm 46 – JASA-Darstellung M. erector spinae lumbalis links, Tischhöhe *hoch*

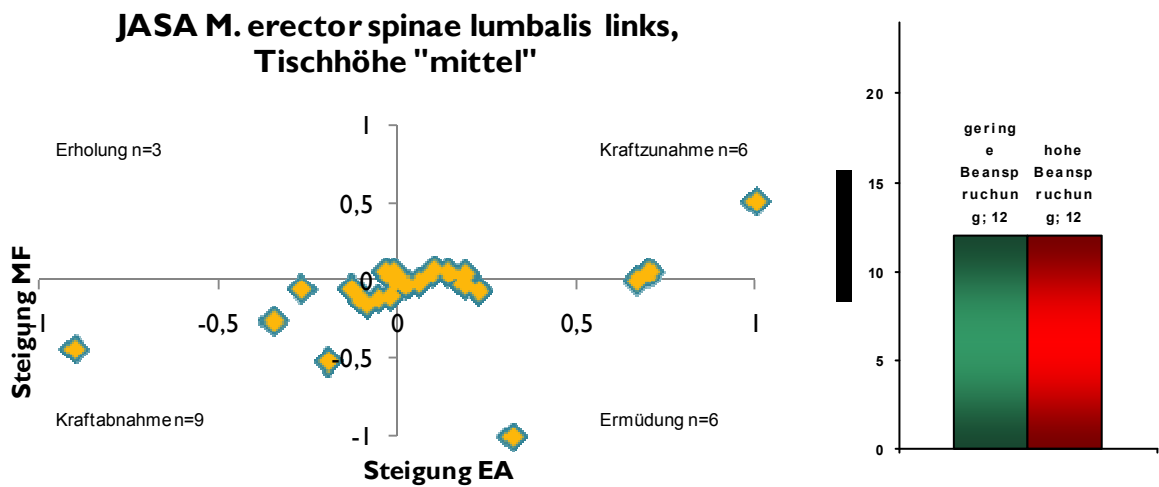
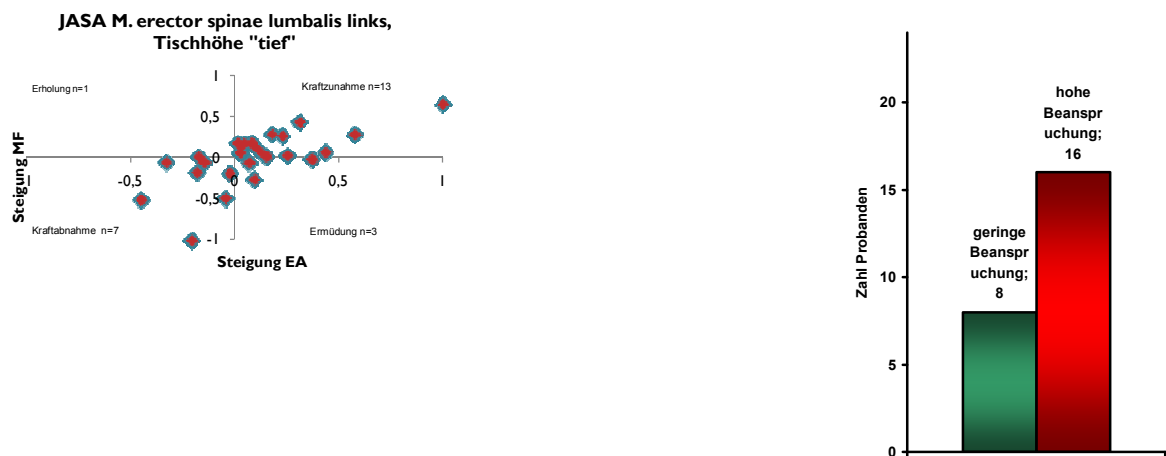


Diagramm 47 - JASA-Darstellung M. erector spinae lumbalis links, Tischhöhe *mittel*



**Diagramm 48 - JASA-Darstellung M. erector spinae lumbalis links, Tischhöhe *tief***

Die JASA des M. erector spinae lumbalis links zeigt für die tiefe Tischhöhe bei 16 Probanden eine hohe Beanspruchung. Bei der mittleren und der hohen Tischhöhe werden jeweils 12 Fälle von hoher Beanspruchung nachgewiesen. Das Kriterium „Ermüdung“ ist bei der tiefen Tischhöhe bei 3 Probanden erfüllt, hingegen bei den anderen bei jeweils 6 Probanden.

### 3.2.8 EMG-Analyse des M. erector spinae lumbalis rechts

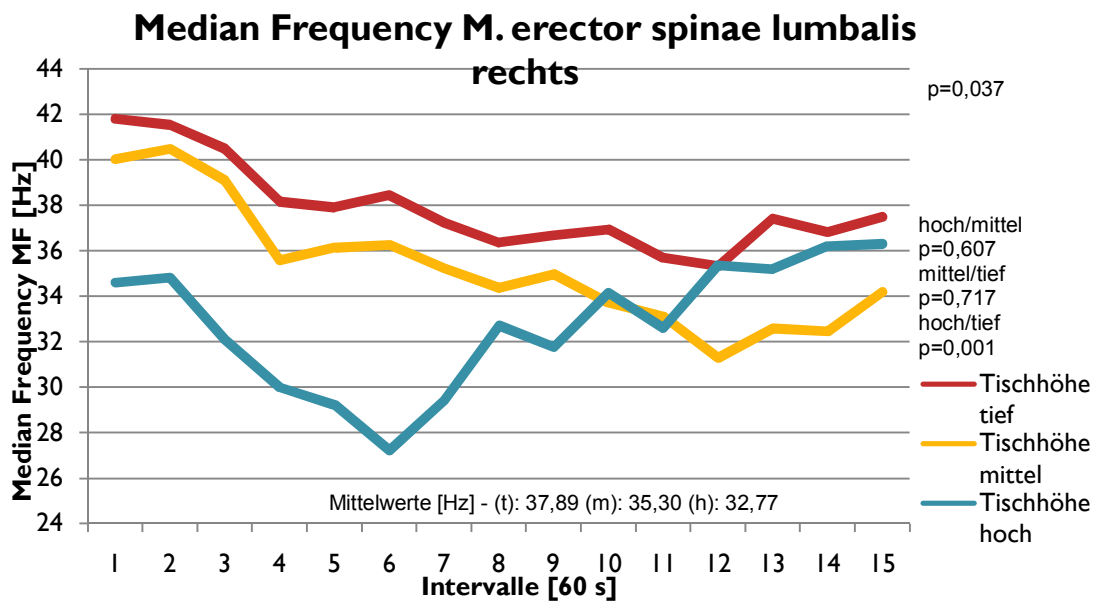


Diagramm 49 – MF-Verlauf M. erector spinae lumbalis rechts: Statistisch signifikanter Unterschied der MF des Testmuskels bei den drei Tischhöhen. Hochsignifikante Differenz der MF zwischen den Tischhöhen *hoch* und *tief*. Anstieg der MF am Ende des Versuchs bei der hohen Tischhöhe.

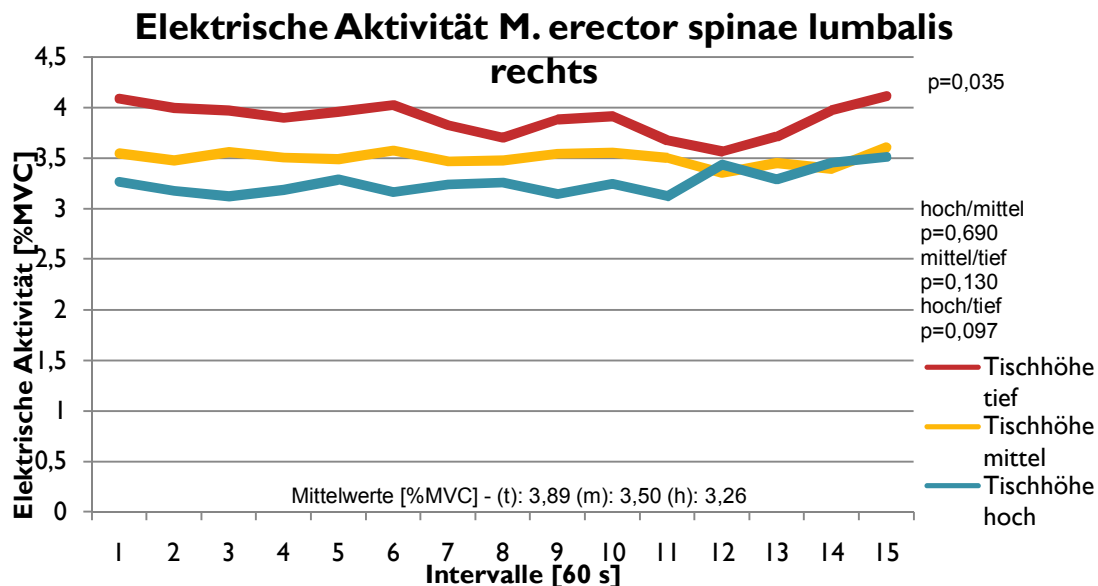


Diagramm 50 – EA-Verlauf M. erector spinae lumbalis rechts: Statistisch signifikanter Unterschied der EA des Testmuskels bei den drei Tischhöhen. In den Paarvergleichen kein Nachweis statistisch signifikanter Unterschiede.

Die Analyse der EMG-Daten des M. erector spinae lumbalis rechts ergibt mit  $p=0,037$  statistisch signifikante Unterschiede für die MF zwischen den drei Tischhöhen. Im Paarvergleich unterscheiden sich die hohe und die tiefe Tischhöhe mit  $p=0,001$  statistisch hochsignifikant, bei den anderen Paarungen lassen sich keine signifikanten Differenzen ermitteln.

Die Frequenzverläufe bei der tiefen und mittleren Tischhöhe sind im Versuchszeitraum annähernd parallel ohne Überschneidungen bei insgesamt fallender Tendenz, wobei die Kurve der Tischhöhe *tief* höhere Werte als die Kurve der Tischhöhe *mittel* zeigt. Bei den Frequenz-Mittelwerten zeigt sich dies wie folgt: Tischhöhe *tief*: 37,89 Hz, Tischhöhe *mittel* 35,3 Hz, Tischhöhe *hoch* 32,77 Hz.

Hinsichtlich der EA-Werte des Testmuskels wurden für die drei Tischhöhen mit  $p=0,035$  statistisch signifikante Unterschiede ermittelt. In den Paarvergleichen der Tischhöhen bezüglich der EA fanden sich keine statistisch signifikanten Unterschiede. Die Meßwerte für die EA verbleiben in allen drei Kurvenverläufen auf relativ konstantem Niveau. Die Kurve der tiefen Tischhöhe schneidet keine der anderen beiden und liegt mit einem durchschnittlichen Mittelwert von 3,89 über den anderen Mittelwerten (Tischhöhe *mittel*: 3,50, Tischhöhe *hoch*: 3,26).

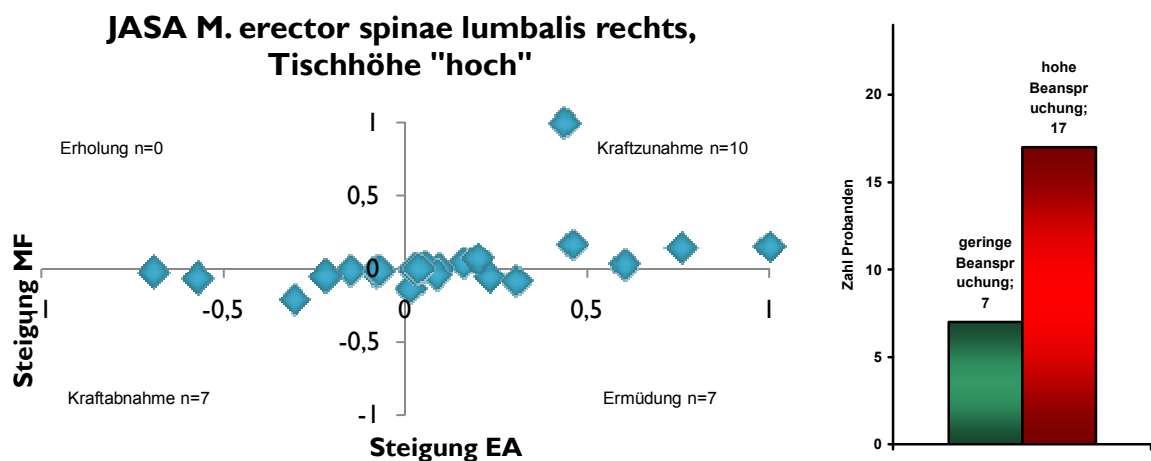
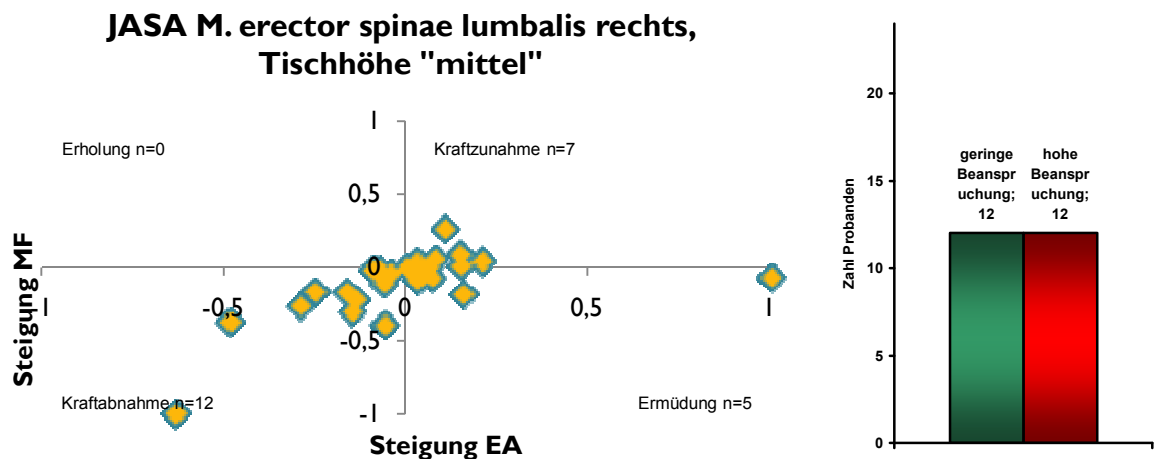
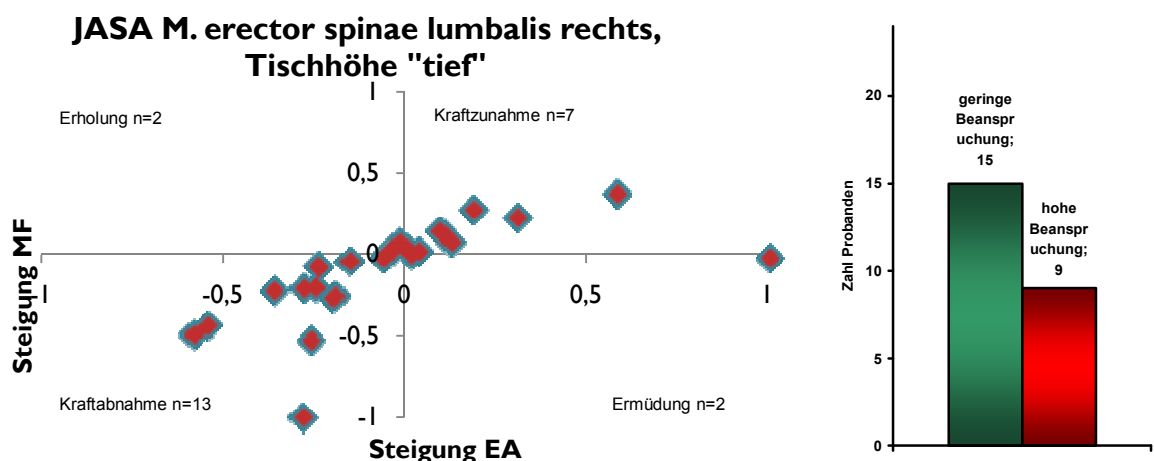
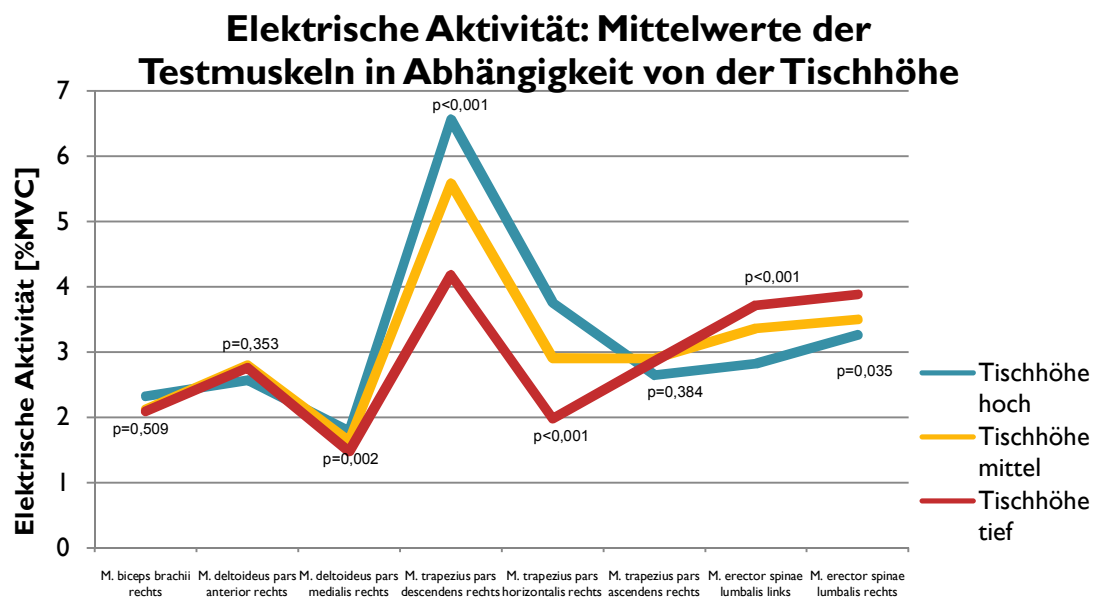


Diagramm 51 – JASA-Darstellung M. erector spinae lumbalis rechts, Tischhöhe *hoch*

Diagramm 52 – JASA-Darstellung M. erector spinae lumbalis rechts, Tischhöhe *mittel*Diagramm 53 – JASA-Darstellung M. erector spinae lumbalis rechts, Tischhöhe *tief*

Die Ergebnisse der JASA zeigen für den Testmuskel bei der tiefen Tischhöhe eine hohe Beanspruchung bei 9 Probanden (7 Kraftzunahme, 2 Ermüdung). Eine hohe Beanspruchung des M. erector spinae lumbalis rechts resultiert bei 12 Probanden aus der mittleren Tischhöhe. Dabei werden zwei Fälle von Ermüdung nachgewiesen. Den höchsten Anteil an Probanden mit hoher Beanspruchung des Testmuskels bewirkt mit 17 Fällen Arbeiten bei tiefer Tischhöhe. Es ist mit 7 Fällen hier auch der höchste Anteil von „Ermüdung“ zu registrieren. Zusammenfassend beansprucht die tiefe Tischhöhe den M. erector spinae lumbalis rechts statistisch betrachtet am stärksten.

### 3.3 Integrierte Darstellung und Analyse der elektrischen Muskelaktivität

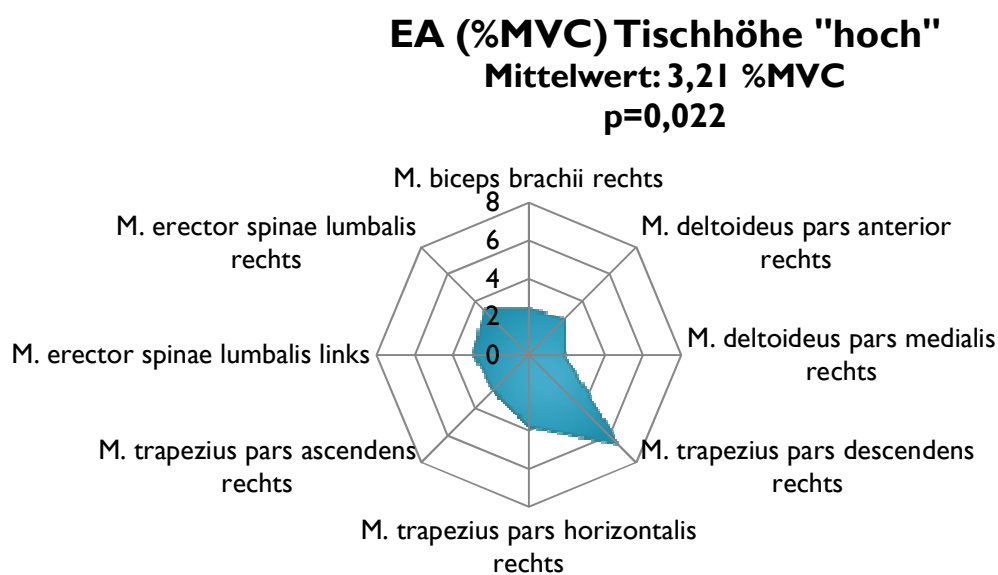


**Diagramm 54 – Integrierte Darstellung der Mittelwerte der Elektrischen Aktivität [EA(%MVC)] aller getesteten Muskeln über die gesamte Versuchsdauer für die drei getesteten Tischhöhen. Statistisch hochsignifikant größte Aktivität des M. deltoideus pars medialis rechts, M. trapezius pars descendens rechts und M. trapezius pars horizontalis rechts bei der hohen Tischhöhe. Niedrigste Werte für diese Muskeln bei der tiefen Tischhöhe. Statistisch hochsignifikant niedrigste Werte für die Mm. erector spinae lumbalis links und rechts bei der hohen Tischhöhe, höchste Werte bei der tiefen Tischhöhe.**

Das obenstehende Diagramm stellt zusammenfassend die elektromyographischen Meßergebnisse sowie die statistische Auswertung hinsichtlich der Elektrischen Aktivität der acht analysierten Muskeln dar. Auf der Y-Achse sind die Mittelwerte der Elektrischen Aktivität (%MVC) der Muskeln über die Messungen bei den jeweiligen Tischhöhen aufgetragen, auf der X-Achse die verschiedenen Testmuskeln angeordnet. Im Fall des M. biceps

brachii rechts sowie des M. deltoideus pars anterior rechts konnten keine statistisch signifikant unterschiedlichen Mittelwerte zwischen den drei Tischhöhen nachgewiesen werden, wohingegen für den M. deltoideus pars medialis rechts, M. trapezius pars descendens rechts sowie M. trapezius pars horizontalis rechts die Unterschiede auf hochsignifikantem Niveau lagen. Die Aktivität dieser drei Muskeln war bei der hohen Tischhöhe am größten und bei der tiefen Tischhöhe am geringsten. Auffällig hohe Muskelaktivität wurde bei allen drei Tischhöhen am M. trapezius pars descendens rechts nachgewiesen.

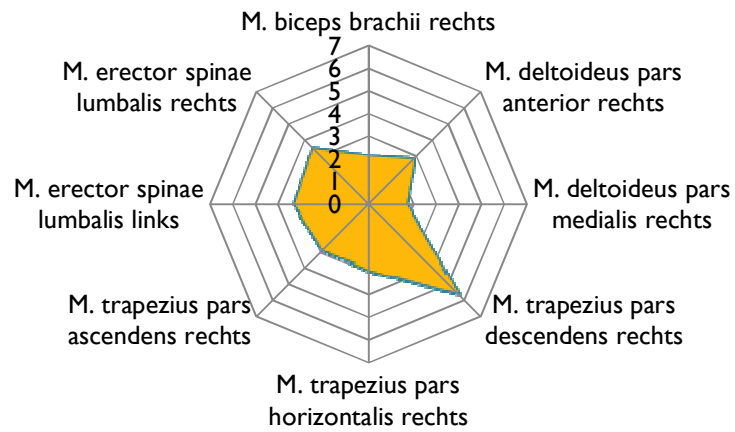
Die Verhältnisse kehren sich bei der Analyse der beiden Mm. erectores spinae lumbales um: Bei ebenfalls hochsignifikanten Unterschieden in der statistischen Analyse lagen die niedrigsten Aktivitätswerte bei der hohen Tischhöhe vor, die höchsten bei der niedrigen Tischhöhe.



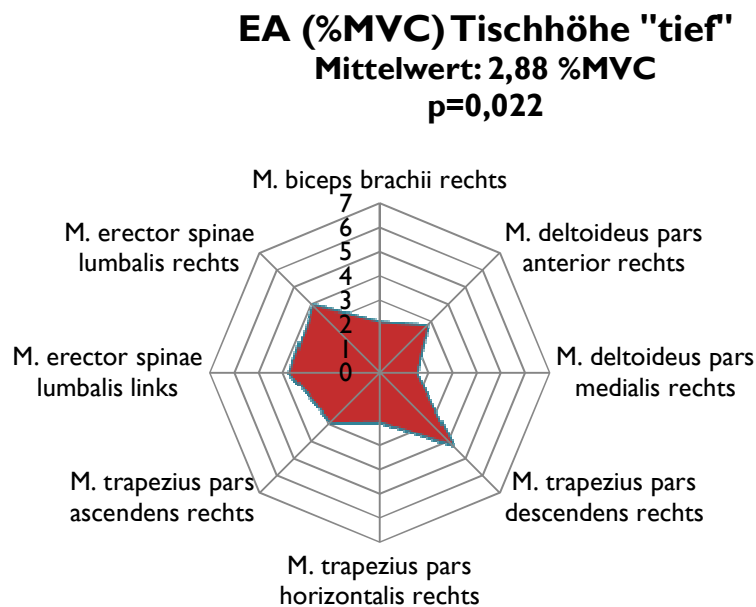
**Diagramm 55 – Netzdiagramm der Elektrischen Aktivität (%MVC) der acht getesteten Muskeln bei der hohen Tischhöhe. Der Mittelwert der EA aller Muskeln beträgt 3,21 %MVC. Mit p=0,022 liegt ein statistisch hochsignifikanter Unterschied in der über alle Muskeln ermittelten Gesamtaktivität bezüglich der Tischhöhen vor.**



**EA (%MVC) Tischhöhe "mittel"**  
**Mittelwert: 3,11 %MVC**  
**p=0,022**



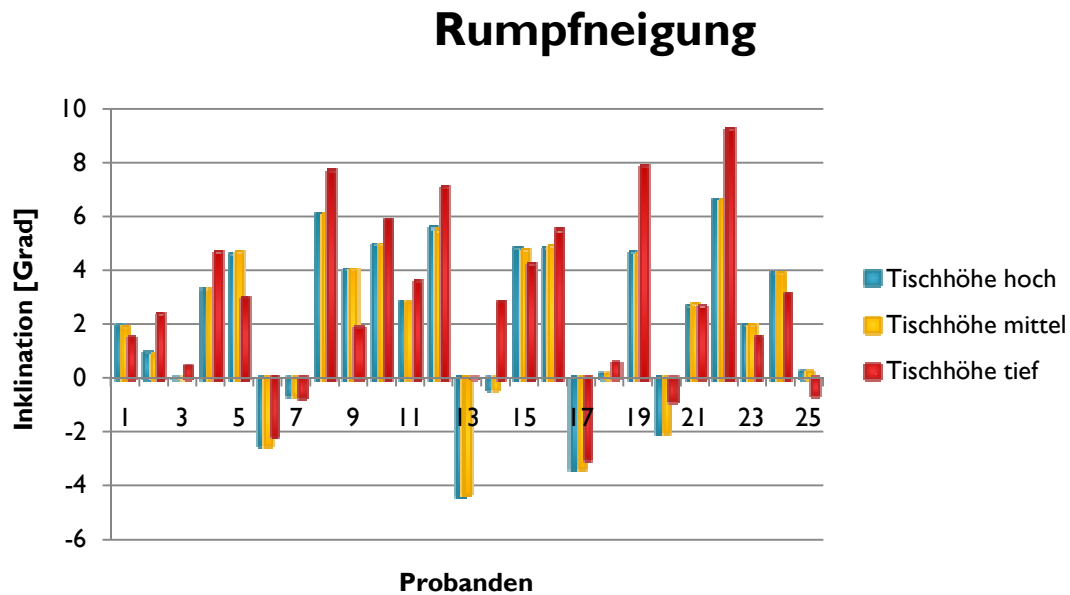
**Diagramm 56 - Netzdiagramm der Elektrischen Aktivität (%MVC) der acht getesteten Muskeln bei der mittleren Tischhöhe. Der Mittelwert der EA aller Muskeln beträgt 3,11 %MVC. Mit  $p=0,022$  liegt ein statistisch hochsignifikanter Unterschied in der über alle Muskeln ermittelten Gesamtaktivität bezüglich der Tischhöhen vor.**



**Diagramm 57 - Netzdiagramm der Elektrischen Aktivität (%MVC) der acht getesteten Muskeln bei der tiefen Tischhöhe. Der Mittelwert der EA aller Muskeln beträgt 2,88 %MVC. Mit  $p=0,022$  liegt ein statistisch hochsignifikanter Unterschied in der über alle Muskeln ermittelten Gesamtaktivität bezüglich der Tischhöhen vor.**

Die drei vorliegenden Netzdiagramme stellen ergänzend zum oben vorgestellten Liniendiagramm die Elektrische Aktivität der getesteten Muskeln graphisch dar. Die Auslenkung des Graphen auf der Größenachse ausgehend vom Zentrum zeigt die ermittelte EA in %MVC für die beschriebenen Muskeln. Es kommt zur Darstellung, daß der über alle getesteten Muskeln ermittelte Mittelwert der EA bei der hohen Tischhöhe mit 3,21 %MVC am höchsten liegt. Ein niedrigerer Wert wurde mit 3,11 %MVC für die mittlere Tischhöhe ermittelt. Die Aktivität lag mit 2,88 %MVC bei der tiefen Tischhöhe am niedrigsten. Die Unterschiede zwischen diesen Mittelwerten sind mit  $p=0,022$  statistisch signifikant.

### 3.4 3D-Bewegungsanalyse

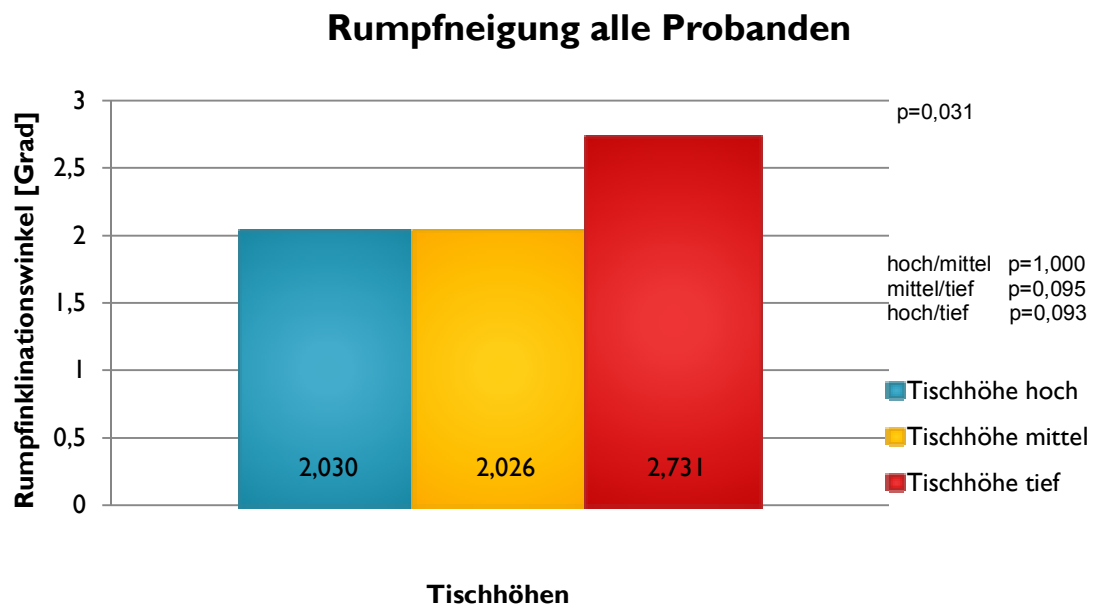


**Diagramm 58 – durchschnittliche Rumpfneigung in Abhängigkeit von der Tischhöhe, Probanden auf der X-Achse einzeln aufgetragen**

Die Darstellung der Rumpfneigung der Probanden im Rahmen der Versuche bei den unterschiedlichen Tischhöhen wird hier auf einen Durchschnittswert für die Zeitdauer der Versuche pro Tischhöhe zusammengefaßt dargestellt. Eine genauere Darstellung im Sinne eines Auftrags der Daten über die Zeit ist aufgrund der hohen Haltungsvervariabilität (Videoanalyse) durch die multidimensionalen Bewegungen bei der Versuchsaufgabe nicht darüber hinausgehend aufschlußreich.

Die Analyse der Winkeldaten für die Rumpfinklination während der Versuche zeigt, daß bei 15 von 25 Probanden die Vorneigung bei der tiefen OP-Tisch-Einstellung am größten war. In den übrigen Fällen ist der Unterschied der Rumpfneigung bei den verschiedenen Versuchen sehr gering. In insgesamt 8 Fällen kam es zu einer Rückneigung des Rumpfes während der Versuche, in 6 davon war wiederum der Rumpf bei der tiefsten Tischhöhe am stärksten nach vorne geneigt.

Insgesamt reicht die Bandbreite der gemessenen Rumpfneigungswinkel von über  $-4^\circ$  (Proband 13) bis hin zu mehr als  $9^\circ$  (Proband 22).



**Diagramm 59 – durchschnittliche Rumpfneigung je Tischhöhe, Werte aller Probanden gemittelt**

Die Analyse der Rumpfneigungswinkel in Abhängigkeit von der Tischhöhe erbringt mit  $p=0,031$  den Nachweis eines statistisch signifikanten Unterschieds. Die Paarvergleiche der drei Tischhöhen zeigen keine signifikanten Differenzen, wobei zwischen den Tischhöhen-Vergleichspaaren *mittel/tief* und *hoch/tief* ein Trend ersichtlich ist. Die Mittelwerte betragen für die Tischhöhe *hoch*  $2,030^\circ$ , für Tischhöhe *mittel*  $2,026^\circ$  und für die *tiefe* Tischhöhe  $2,731^\circ$ .

## **4 Diskussion**

### **4.1 Methodenkritik**

#### **4.1.1 Probanden**

In der vorliegenden Studie konnten 24 der 25 Probanden in die elektromyographische Auswertung einbezogen werden. Die Daten des ersten Probanden konnten aufgrund eines Fehlers bei der Aufzeichnung nicht ausgewertet werden. Der Fehler wurde umgehend und dauerhaft behoben. Es wurden drei verschiedene Tischhöhen untersucht. Daraus resultieren sechs mögliche Varianten für die Reihenfolge, in der die Versuche durchlaufen werden können. Um einen systematischen Fehler durch die Abfolge der Tischhöhen im Sinne von Übungseffekten zu vermeiden, wurden die Probanden entsprechend in sechs Gruppen mit den unterschiedlichen Varianten randomisiert eingeteilt.

Die Anzahl von etwa 20 Probanden hat sich im Rahmen auf elektromyographischen Messungen basierender Studien als ausreichend erwiesen, um statistisch verwertbare Ergebnisse zu erhalten (Hagberg 1981; Jensen, Schibye et al. 1993; Luttmann, Jager et al. 1996; Luttmann, Sokeland et al. 1996; Arwert, de Groot et al. 1997; Hanna, Shimi et al. 1998; Burgess-Limerick, Mon-Williams et al. 2000).

Die Tatsache, daß die Probanden auf dem Gebiet der Laparoskopie keine Vorkenntnisse aufwiesen, läßt sich anhand der Literatur kontrovers bezüglich der Aussagekraft der Studie diskutieren. Akesson beschreibt, daß geübte Probanden ihr Muskelkontraktionslevel willkürlich zu senken vermögen und so eine Studie verfälschen (Akesson, Hansson et al. 1997). Hingegen sieht Hagg in der Erkenntnis, daß Geübte eine geringere Muskelspannung aufweisen, ein Argument gegen Laienprobanden, da diese letztlich zu hohe Werte liefern können, welche in der praktischen Anwendung durch trainiertes Personal nicht reproduzierbar sind (Hagg, Kadefors et al. 1996).

Letztlich ist für die vorliegende Studie diese Diskussion nicht essentiell, da das Hauptaugenmerk auf den Unterschieden zwischen den verschiedenen Tischhöhen liegt, und nicht auf den absoluten Werten.

#### **4.1.2 Analyisierte Muskeln**

Bei der Auswahl der zu analysierenden Muskeln kam es darauf an, jene Muskeln zu selektieren, die bei laparoskopischem Operieren und den daraus resultierenden Körperhaltungen potentiell ermüdungsanfällig sind. Dies sind hauptsächlich drei Gruppen von Muskeln: Zum einen die Unterarmmuskulatur, welche die Greif- und Feinmotorik der Manipulationen steuert. Desweiteren sind dies die Schultergürtelmuskulatur sowie die Rückenmuskulatur, wobei gerade letztere bei der Laparoskopie eher statisch belastet wird, da die Rückenhaltung durch die Tischhöhe vorgegeben ist und in der Schulter durch Abspreizen und Anheben der nötigen Bewegungsspielraum für den Unterarm geschaffen wird. Dessen Position sowie insbesondere die Stellung des Handgelenks, ist durch die Lage des zu operierenden Organs im Verhältnis zu den Einstichstellen fest vorgegeben. Somit eignen sich gerade Biceps-, Schultergürtel- und Rückenmuskulatur besonders zur EMG-gestützten Ermüdungsanalyse im Hinblick auf die Laparoskopie, denn in diesen Körperpartien muß die Kompensation der Gesamthaltung zur Gewährleistung einer probaten Handgelenksstellung erfolgen. Solcherart Haltungskompensation ist naturgemäß statischer Natur. Aus der Literatur sind etliche Beispiele, gerade aus dem Bereich der Laparoskopie bekannt, in denen von Myalgie und chronischen Schmerzen durch statische Belastungen berichtet wird (Hagberg 1981; Rademacher, von Pichler et al. 1996; Berguer, Forkey et al. 1999; Nguyen, Ho et al. 2001; Matern and Koneczny 2007; Soueid, Oudit et al. 2010).

### 4.1.3 Versuchsaufbau

Wie schon im Methodenteil erläutert, wurde für die vorliegende Studie die erwiesenermaßen vorteilhafteste und in laparoskopischen Ergonomiestudien bewährte Grundanordnung gewählt, in der mit einem Arbeitswinkel zwischen den beiden Nadelhaltern von  $60^\circ$  sowie einem Einstichwinkel der Instrumente aus der Horizontalen von  $60^\circ$  gearbeitet wird. Bei Messungen bezüglich Arbeitsqualität und Geschwindigkeit war diese Einstellung den anderen überlegen (Hanna, Shimi et al. 1997; Emam, Hanna et al. 2002; Manasayakorn, Cuschieri et al. 2008). Die Optik wurde, auch aus Gründen der Bewegungsfreiheit der Probanden, auf der Seite der nicht-dominanten Hand fixiert. Durch diese Anordnung entsteht laut Emam, Hanna und Cuschieri aus ergonomischer Sicht sowie hinsichtlich der Arbeitsleistung kein Nachteil, und sie ist der klassischen Stellung mit zentral angeordneter Optik bei Labormessungen gleichwertig (Emam, Hanna et al. 2002) (EMAM et al., 2002).

### 4.1.4 Arbeitshaltungen

Bereits im Jahr 1961 wurde durch Schmidtke in seinen „Untersuchungen über die Abhängigkeit der Bewegungsgenauigkeit im Raum von der Körperstellung“ (Schmidtke 1961) eine Handhaltung zum Arbeiten in der industriellen Fertigung empfohlen, die leicht unter dem Niveau des Ellenbogengelenks liegt. Auch wurde bereits vielfach gezeigt, daß der hinsichtlich Kraft, Ausdauer, Präzision und Ermüdung optimale Arbeitsbereich zwischen  $90^\circ$  und  $120^\circ$  Ellenbogenwinkel liegt. Diese Erkenntnisse konnten sowohl auf dem Gebiet der industriellen Arbeitswissenschaften wie auch in der medizinischen Ergonomieforschung validiert werden (Grandjean 1967; Rohmert and Schmidtke 1973; Bullinger and Solf 1979; Grandjean 1991; Hanna, Shimi et al. 1998; Matern and Waller 1999; Emam, Frank et al. 2001; Herron, Gagner et al.

2001; Matern, Waller et al. 2001; Berguer, Smith et al. 2002; van Veelen, Kazemier et al. 2002; Manasnayakorn, Cuschieri et al. 2009).

Um genaueren Aufschluß über die Güte verschiedener Haltungen bezüglich den gesetzten Kriterien zu erlangen, wurde der primär empfohlene Bereich in drei gleich große Intervalle aufgeteilt, daraus resultieren die in der Studie gewählten Ellenbogenwinkel von 90°, 105° und 120°. Eine noch feinere Abstufung erscheint nicht sinnvoll, da es sich bei der Laparoskopie nicht um eine vollständig statische Tätigkeit handelt und es im Rahmen der üblichen Bewegungskorridore zu größeren Überschneidungen kommen würde.

#### **4.1.5 Versuchsaufgabe und Ablauf**

Die Versuchsaufgabe mußte mehreren Anforderungen gerecht werden: Zum einen mußte sie in muskulärer wie auch koordinatorischer Hinsicht anspruchsvoll genug sein, um die Probanden auf diesen Gebieten ausreichend zu fordern. Nur auf diese Weise können systematische Unterschiede zutage treten und in der späteren Analyse bewertet werden. Auf der anderen Seite durfte die Aufgabe nicht zu schwer zu erlernen sein. Die Laien-Probanden sollten innerhalb der Trainings- und Eingewöhnungszeit genügend Fertigkeit erlangen können, um im späteren Versuch einen systematischen Fehler im Sinne einer Verbesserung der Arbeitsleistung durch zusätzliche Übung im Verlauf der Messungen zu vermeiden. Die Unterschiede zwischen den Messungen dürfen ausschließlich aus den unterschiedlichen Qualitäten der Tischhöhen hinsichtlich der Aufgabe resultieren.

Das Fädeln von Hülsen, wie es in der vorliegenden Studie praktiziert wurde, hat sich bereits vielfach in elektromyographischen Studien als Simulationsaufgabe bewährt und ist als guter Kompromiß hinsichtlich des oben genannten Anforderungsprofils zu werten. Die gewählte Versuchsdauer von je 15 Minuten pro Tischhöhe hat sich als ausreichend erwiesen, unter Versuchsbedingungen eine elektromyographisch meßbare und statistisch aussagekräftige Ermüdung



bzw. Veränderung der muskulären Beanspruchung der Testmuskeln aufzuzeigen.

Dabei muß darauf hingewiesen werden, daß die Genauigkeit von EMG-Analysen mit zunehmender Statik der Muskelbeanspruchung zunimmt. Durch Bewegung und damit verbundene Änderungen der ausgeübten Kraft kann es zu Bewegungsartefakten in der EMG-Ableitung sowie Schwankungen der Frequenz und Amplitude der abgeleiteten Aktivität kommen. Da es sich auch beim Laparoskopieren nicht um eine rein statische Tätigkeit handelt, entstehen auf diesem Wege potentielle Fehlerquellen. Durch die Methode der JASA kann jedoch diese Analyseungenauigkeit entschärft werden. So kann man in den elektromyographischen Daten dennoch verlässliche Abbildungen der Realität sehen, da es sich einerseits um eine hochrepetitive Versuchsaufgabe für die Probanden mit identischen Bewegungsmustern und Kontraktionslevels bei allen Versuchen handelt, sowie andererseits die Bewegungen beim Hülsenfädeln um ein Haltungszentrum herum divergieren und sich die jeweiligen Bewegungsausschläge, ähnlich einer Sinuskurve um die Nulllinie herum, nivellieren.

Letztendlich kann eine Simulation naturgemäß nicht mehr als eine stark vereinfachte Abbildung einer gedachten Realität darstellen. Gesucht ist der sinnvollste Kompromiß aus maximaler Simplifizierung und gleichzeitiger Erhaltung der Einflußfaktoren auf das Meßergebnis.

Um hinsichtlich der Arbeitsleistung aussagekräftige Ergebnisse auch mit Laienprobanden erzielen zu können, ist es wichtig, daß den Probanden ausreichend Möglichkeit gegeben wird, den Versuchsablauf zu erlernen. Aus der Literatur ist diesbezüglich bekannt, daß gerade bei der Laparoskopie am Pelvitainer der Lerneffekt im Sinne einer signifikanten Beschleunigung der Arbeitsgeschwindigkeit bei Wiederholen der Versuchsaufgabe eine große Rolle spielt (Sun, Chiu et al. 2000). Scott rät deshalb gerade bei Novizen zu ausgedehntem Training vor der Durchführung der eigentlichen Versuche. Für einen optimalen Trainingseffekt empfiehlt er eine mindestens 30- bis 35-fache

Wiederholung der jeweiligen Aufgabe (Scott, Young et al. 2001). Unsere Probanden durchliefen deshalb vor Beginn der Versuche eine Unterweisung sowie ein 20-minütiges Training. Im Verlauf dieser Zeit war es möglich, eine ausreichende Zahl von Hülsen aufzufädeln und so die motorischen Anforderungen der Versuchsaufgabe zu verinnerlichen.

Das zeitliche Regime der Versuchsabfolge wurde so gestaltet, daß durch die definierten Pausen von 20 Minuten zwischen den Versuchsabschnitten ausreichend Erholungsmöglichkeit gewährleistet war. So ließen sich Additionseffekte vermeiden, bei denen sich die elektrophysiologischen Auswirkungen von Rester müdung aus den jeweils vorausgegangenen Versuchen zu falsch hohen Ermüdungsparametern bei den späteren Messungen aufaddieren. Durch die schon von Sundelin und Hagberg etablierten und in elektromyographischen Studien beschriebenen Lockerungsübungen zwischen den Intervallen wurde die muskuläre Erholung nochmals gefördert (Sundelin and Hagberg 1989).

Der gesamte Versuchsablauf war zeitlich so gestaltet, daß innerhalb eines Zeitraumes von circa drei Stunden alle Vorarbeiten, Messungen und Nachbereitungen abgeschlossen werden konnten. Auf diese Weise konnte der bei EMG-Messungen wichtige Fehlerfaktor der Test-Retest-Reliabilität umgangen werden. Durch das Neuanlegen der EMG-Elektroden und die leicht geänderten Rahmenbedingungen wird die Vergleichbarkeit der ermittelten Meßwerte ansonsten stark beeinträchtigt. Veiersted erreichte in einer 1991 durchgeführten Versuchsreihe zur Reproduzierbarkeit von EMG-Messungen bei Elektrodenneuapplikation nur eine Test-Retest-Korrelation von  $r = 0,67$  beim EMG des M. trapezius. Diese Variation des Koeffizienten ergab sich trotz einer Genauigkeit der Elektroden-Replazierung von 3mm und galt sowohl für die durchgeführten Maximal- wie auch die Testkontraktionen (Veiersted 1991). Auf diesem Wege kann der Fehler theoretisch sogar nochmals potenziert werden, wenn die Messungen auf differente MVC-Werte normalisiert werden. Auch Forschungsgruppen um Komi, Roy und Li weisen kritisch auf die schlechte Reproduzierbarkeit von Messungen bei Nicht-Beibehalten der Elektroden hin (Komi and Buskirk 1970; Roy, De Luca et al. 1986; Li and Sakamoto 1996).

Marras berichtet des Weiteren von Impedanzänderungen innerhalb der ersten 20 Minuten nach Applikation der Elektroden, welche zu Meßungenauigkeiten führen können (Marras 1990). Dieser Fehler konnte durch das Versuchsprotokoll der vorliegenden Studie eliminiert werden, da die eigentlichen Messungen nicht innerhalb der ersten 20 Minuten nach Anbringen der Apparaturen begannen.

#### 4.1.6 EMG-Ableitung

Die primäre theoretische Fehlerquelle bei elektromyographischen Messungen liegt in der elektrischen Signalableitung selbst. Hier beeinflusst schon die Lage der zu messenden Muskulatur die Qualität und Genauigkeit der Ableitung. Ideale Bedingungen für qualitativ gute Ergebnisse liefern speziell bei der Oberflächenelektromyographie (OEMG) oberflächlich gelegene Muskeln. Hier ist mit geringem sog. *Cross Talk* durch sich überlagernde Signale zu rechnen. Besonders anfällig für Mischmessungen mehrerer Muskeln sind naturgemäß Testmuskeln mit enger anatomischer Beziehung zueinander (Koh and Grabiner 1993). Dieser Faktor wurde bei der Auswahl der Muskeln und Elektrodenapplikation mit berücksichtigt. Generell wird für EMG-basierte Studien die Oberflächenelektromyographie der Nadelelektromyographie vorgezogen, einerseits wegen der geringeren Belastung der Probanden, andererseits aber auch wegen der nachweislich überlegenen Reliabilität in Test-Retest-Modellen (Pease and Elinski 2003). So ermöglicht es die OEMG, das Summenpotential vieler motorischer Einheiten abzuleiten, im Gegensatz zur Nadelelektromyographie, welche stets nur einige wenige motorische Einheiten erfaßt und dadurch weniger Aussage über den Muskel in seiner Gesamtheit erlaubt (Milner-Brown and Stein 1975). Ein wichtiger Faktor ist auch der Hautwiderstand selbst. Um eine qualitativ hochwertige Signalableitung zu erhalten, sollte die Haut möglichst frei von Fett und überschüssigen Epithelien sein. Diesbezüglich hat sich die auch in der vorliegenden Studie praktizierte Hautvorbereitung mit Bimssteinpaste nach den Richtlinien von Zipp (Zipp 1982; Zipp 1988) bewährt, hängt doch die Signalreproduzierbarkeit in hohem Maße von der Qualität der Hautvorbereitung ab (Winter, Rau et al. 1980).

Zu beachten sind auch EMG-Veränderungen durch die Dicke der subkutanen Fettschicht bzw. des Muskel-Elektroden-Abstands. Hier wird z.B. regelmäßig eine Abnahme der gemessenen EA registriert (Nordlander, Willner et al. 2003), zudem werden mit zunehmend tiefer Lage des Muskels verstärkt hochfrequente Signale herausgefiltert (DeLuca 1979).

Weitere potentielle Fehlerquellen liegen in Größe und Abstand der verwendeten Elektroden sowie ihrer relativen Anordnung zu den motorischen Einheiten (Bilodeau, Arsenault et al. 1990; Fuglevand, Winter et al. 1992). In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich Elektroden eines einzigen Typs verwendet. Diese wurden unter standardisierten Bedingungen hinsichtlich Hautvorbereitung (Winter, Rau et al. 1980; Zipp 1982; Zipp 1988) und Positionierung nach Delagi (Delagi, Iazetti et al. 1989) angebracht, um systematische Fehler zu vermeiden. Ein Interelektrodenabstand von 2cm bei Positionierung auf dem Muskelbauch in Faserverlaufsrichtung ist diesbezüglich der Goldstandard, konnte doch von Zipp gezeigt werden, daß durch die Verringerung des Interelektrodenabstandes die störenden Signale aktiver motorischer Einheiten von Nachbarmuskeln reduziert werden (Zipp 1982).

#### **4.1.6 Ultraschall-Bewegungsanalyse**

Die ultraschallgestützte Zebris-3D-Echtzeit-Bewegungsanalyse ist ein präzises und verlässliches System und somit für klinische Studien zur Messung von Wirbelsäulenbewegungen bestens geeignet (Natalis and König 1999). Es ist eine bewährte Apparatur in der Bewegungsanalyse im Rahmen von wissenschaftlichen Studien zur HWS- und LWS-Bewegungsaufzeichnung (Castro, Sautmann et al. 2000; Vogt, Pfeifer et al. 2002; Cattrysse, Probyn et al. 2010). Als mögliche Fehlerquellen sind hier vor allem Signalaussetzer zu beachten, die durch zu weit entferntes Platzieren der Meßapparatur oder durch Einbringen von Gegenständen zwischen Mikrofon und Sender entstehen können. Dies wurde beim Anbringen der Apparatur berücksichtigt, und so konnten fehlerfreie Signale akquiriert werden. Da das Zebris-System eine frei einstellbare Meßfrequenz hat, läßt sich so die Genauigkeit der Messungen

steuern. In der Studie wurde eine Frequenz von 10Hz gewählt, da diese Konfiguration bei den langsamen Bewegungen im Rahmen der Versuche eine ausreichende Genauigkeit bei überschaubarer Datenmenge liefert.

## **4.1.7 EMG-Parameter und deren Anwendung**

### **4.1.7.1 Maximum Voluntary Contraction (MVC)**

Um bei elektromyographischen Beanspruchungsmessungen durch Amplitudenkennwerte eine intra- und interindividuelle Vergleichbarkeit der Meßparameter gewährleisten zu können, muß zunächst eine gemeinsame Bezugsbasis für die Messungen geschaffen werden. Nur so können aussagekräftige Vergleichsstudien mit mehreren Probanden und mehreren Messungen pro Proband durchgeführt werden. In der Elektromyographie-Analyse hat sich zu diesem Zweck die Normalisierung auf die sogenannte *Maximale Willkürkontraktion* „MVC“ bewährt. Die erhobenen Daten werden dann bei der Analyse relativ zum jeweiligen MVC-Wert als gemeinsame Bezugsgröße betrachtet. Auf diese Weise werden Verfälschungen der Ergebnisse durch individuelle Unterschiede in Muskelmasse, neurophysiologischen Parametern, Ableitungsqualität und entsprechender Amplitudengröße nivelliert. In der Wissenschaft hat sich das Vorgehen, wie es schon im Material- und Methodenteil beschrieben wurde, bewährt. Essentiell ist vor allem ein streng standardisiertes Vorgehen bei allen Probanden sowie das Durchführen der Messungen in derjenigen Haltung, in der die jeweils höchste Muskelaktivität erreicht werden kann. Dies entspricht im Regelfall einer Messung in der Mittelstellung des Bewegungsausmaßes des jeweiligen Gelenkes. Die vorliegende Studie orientiert sich an der bewährten Vorgehensweise von Westgaard und Schuldt/Harms-Ringdahl, um eine möglichst niedrige Wahrscheinlichkeit von Fehlmessungen zu erreichen (Schuldt and Harms-Ringdahl 1988; Westgaard 1988).

#### 4.1.7.2 Median Frequency (MF)

Der erste verwendete EMG-Parameter in dieser Studie ist die sog. Mittenfrequenz (Median Frequency, MF). Die Analyse des Frequenzspektrums der Muskelinnervation- und Aktivität anhand dieses Parameters in Relation zur Grundaktivität liefert Aussagen über die aktivitätsbedingten Veränderungen, welche im Rahmen der JASA weiter eingeordnet und im Sinne einer Belastungs- und Ermüdungsanalyse quantifiziert werden. In der Literatur werden bei elektromyographischen Studien sowohl die *Median Frequency* wie auch die sog. *Mean Power Frequency* MPF verwendet. Aus beiden Parametern lassen sich die benötigten Informationen extrahieren, doch haben sie spezifische Vor- und Nachteile. Stulen und De Luca beschreiben die MF als weniger störanfällig (Stulen and DeLuca 1981), während Hary die MPF als stabiler und sensitiver herausstellt (Hary, Belman et al. 1982). Im Besonderen bei der Analyse geringgradiger Frequenzänderungen bei minderen Muskelbeanspruchungen ist laut Nagata die MF der MPF hinsichtlich der Sensitivität geringfügig unterlegen (Nagata, Arsenault et al. 1990). Im konkreten Fall der Anwendung im Rahmen der JASA-Methode, auf der die vorliegende Studie fußt, wird vom Begründer dieser Analyse, Luttmann, jedoch die Verwendung der MF als der MPF überlegen herausgestrichen, da im Falle der MF ein linearerer Zusammenhang zwischen Kraftentwicklung und Verschiebung des Frequenzspektrums zu beobachten sei (Luttmann, Jager et al. 1996). Aufgrund dessen basieren die vorliegenden Analysen ebenfalls auf der *Median Frequency*.

#### 4.1.7.3 Elektrische Aktivität (EA)

Die elektrische Aktivität eines Muskels im EMG liefert Aussagen über die aktuelle Beanspruchung. Eine Steigerung der EA kann durch vermehrte Synchronisation von Aktionspotentialen sowie durch Rekrutierung neuer motorischer Einheiten zustande kommen und ist in jedem Fall Ausdruck einer gesteigerten Muskelaktivität. Analytisch besonders aussagekräftig läßt sich die

EA nach Normalisierung auf den MVC-Wert verwenden. Der EA-Wert in %MVC wird in der Literatur häufig zur Beurteilung von Muskelarbeit herangezogen. Gerade im Bereich der minimalinvasiven Chirurgie kommt es bekanntlich zu vermehrter statischer Haltearbeit im Vergleich zur offenen Chirurgie (Kant, de Jong et al. 1992; Rau, Rademacher et al. 1996). Die Grenze der statischen Belastbarkeit eines Muskels wird als der %MVC(EA)-Wert definiert, bis zu dem eine Tätigkeit unlimitiert ausgeführt werden kann, d.h. keine Ermüdung eintritt. Uneinigkeit herrscht über die Festsetzung einer Grenze für die statische Muskelbelastbarkeit:

Rohmert sieht die statische Belastbarkeit als auf 15% MVC limitiert an (Rohmert 1961), wohingegen Jonsson die Grenze bei 5% MVC zieht (Jonsson 1978). Aaras sieht schon ab 1% MVC die Ermüdungsgrenze überschritten (Aaras 1987).

Westgaard hingegen negiert die Existenz einer klaren Grenze der statischen Belastbarkeit, da es keinen eindeutigen Zusammenhang zwischen Beanspruchung und Ermüdung eines Muskels gebe (Westgaard 1988).

Aus ergonomischer Sicht ist eine möglichst geringe Muskelbeanspruchung bei statischer Arbeit erstrebenswert, um ermüdungsarmes Arbeiten zu gewährleisten.

## **4.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **4.2.1 Arbeitsleistung**

Die bei den Versuchen erbrachten Arbeitsleistungen (Anzahl gefädelt Hülse pro Zeit) unterscheiden sich nicht signifikant. Dies kann zum einen darin begründet sein, daß die verschiedenen Arbeitshöhen tatsächlich im Hinblick auf die mögliche Arbeitsleistung ebenbürtig sind, es ist jedoch wahrscheinlicher, daß die Dauer der Messungen bei der vorhandenen Probandenzahl nicht ausreichend war, um geringere Unterschiede aufzudecken. Alternativ hätte auch die Zahl der Teilnehmer entsprechend erhöht werden können, um noch aussagekräftigere Daten zu erhalten. Dennoch kann man aus den vorliegenden

Ergebnissen richtungsweisende Schlüsse ziehen, sollte sich eine Tischhöhe bei der Betrachtung anderer Parameter positiv hervortun. Gleiche Arbeitsleistung mit weniger Aufwand oder Ermüdung zu erzielen, ist aus ergonomischer Sicht ebensogut, wie mit identischem Aufwand eine bessere Leistung zu erbringen.

## **4.2.2 Kombinierte Betrachtung der Ergebnisse aus Fragebogen und EMG-Analyse**

### **4.2.2.1 Lenden- und Brustwirbelsäule**

Die Probanden beschreiben im Fragebogen hinsichtlich der Beschwerden im Bereich der Lenden- und Brustwirbelsäule keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den jeweiligen Tischhöhen. Lediglich ein Trend zur Beschwerdezunahme mit Absenken des Tisches ist zu ersehen. Die Befragung hinsichtlich der Rückenbeanspruchung ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Bei den elektromyographischen Messungen der Mm. erectores spinae lumbales bds. ergaben sich sowohl für die EA als auch für die MF hochsignifikante Differenzen der Mittelwerte. Bei beiden Meßparametern waren die Werte bei der tiefen Tischhöhe am höchsten und bei der hohen Tischhöhe am niedrigsten. Somit ist aus elektrophysiologisch-ergonomischer Sicht bezüglich Muskelbeanspruchung und Ermüdung die hohe Tischhöhe bei isolierter Betrachtung der o.g. Muskelgruppen wegen ihrer durchgehend geringsten Werte zum laparoskopischen Operieren am besten geeignet. Am wenigsten eignet sich hier demzufolge die tiefe Tischhöhe. Diese Einschätzung wird zunächst durch die JASA des linken M. erector spinae bestätigt, wo bei der tiefen Tischhöhe 16 Fälle von hoher Beanspruchung auftraten, bei der mittleren und hohen Tischhöhe je nur 12 Fälle. Die JASA des rechten M. erector spinae lieferte jedoch entgegengesetzte Ergebnisse: Es fielen bei der hohen Tischhöhe die Werte von 17 Probanden in die Kategorie „hohe Beanspruchung“, bei der mittleren Tischhöhe 12 Fälle und bei der tiefen Tischhöhe lediglich 9. Die Kausalität dieser Umkehr der Ergebnisse kann nicht letztgültig geklärt werden.



Auffallend ist jedoch der aus den Messungen sowie Videoaufzeichnungen nicht zu erklärende steile Anstieg der MF in der zweiten Versuchshälfte ausschließlich beim rechten M. erector spinae lumbalis. Es ist anzunehmen, daß dieses Phänomen das Ergebnis der JASA in der o.g. Weise beeinflusst, da die JASA vom Prinzip her insbesondere die Wertänderungen (Steigungen) der Kurvenverläufe betrachtet. Eine sichere Erklärung für das Phänomen, vor allem für den Grund des Kurvenanstiegs kann allerdings nicht erbracht werden, einzig ein zunehmendes lumbales „Ver-Rotieren“ der Probanden nach rechts im Verlauf ist ein möglicher Erklärungsansatz. Auch im Falle der Richtigkeit dieser These ist das Ausmaß der Rotation lediglich sehr gering, da es in der Videoanalyse bei allerdings bekleideten Probanden nicht sicher nachgewiesen werden kann.

Die hohen Aktivitäts- und Ermüdungswerte des lumbalen M. erector spinae bei tieferen Tischhöhen waren prinzipiell erwartbar, da die Inklination der Wirbelsäule mit Absenken des Tisches zunimmt, wie die Haltungsanalyse zeigt, und somit die LWS-Muskulatur eine vermehrte statische Haltearbeit leisten muß. Auch kommt es mit zunehmender Wirbelsäuleninklination zu stark ansteigender Kraftereinwirkung auf die lumbalen Bandscheiben. Dies kann degenerative Veränderungen der Bandscheiben beschleunigen sowie Lumbalgien induzieren.

Die vorliegenden Daten legen nahe, daß Operateure mit Lumbalgien, welche im Rahmen von laparoskopischem Operieren auftreten, eher höhere Tischhöhen bevorzugen sollten, um Schmerzen vorzubeugen oder schon vorhandene Beschwerden zu reduzieren. Diese Empfehlung wird allerdings durch die Erkenntnisse dieser Studie hinsichtlich der Beanspruchung der Schultermuskulatur relativiert bzw. eingeschränkt, wie im entsprechenden Kapitel nachzulesen ist.

#### 4.2.2.2 Halswirbelsäule/Nacken

Die Auswertung der Fragebögen hinsichtlich der subjektiven Bewertung der Tischhöhen erbrachte keine statistisch signifikant unterschiedlichen Ergebnisse bezüglich Verspannung und Schmerz im Nackenbereich. Auffällig sind jedoch die im Vergleich zur den Fragebogenergebnissen für die LWS deutlich höheren Werte für den „Diskomfort“ bei allen drei Tischhöhen von durchschnittlich 1,13 Punkten auf der Skala von 0-4 (BWS 0,55 und LWS 0,57). Offensichtlich lag also bei den Versuchen im HWS/Nackenbereich eine im Vergleich zu LWS und BWS deutlich höhere subjektive Beanspruchung vor.

Der M. trapezius pars descendens rechts wurde zur Rubrik „Nacken“ gerechnet, da Myalgien des o.g. Muskels von der Mehrheit der Bevölkerung als Nackenschmerzen tituiert werden. Die EMG-Analyse ist in diesem Fall äußerst aussagekräftig: Sowohl die EA- wie auch die MF-Analyse zeigt statistisch hochsignifikant unterschiedliche Ergebnisse, wobei bei beiden Parametern die Werte bei der hohen Tischhöhe bei weitem am höchsten sind. Somit wurde der Nachweis erbracht, daß aus hoher OP-Tischhöhe für den M. trapezius pars descendens rechts die höchste Beanspruchung resultiert, wohingegen diesbezüglich die niedrige Tischhöhe am günstigsten ist. Auffällig ist, daß mit Werten von bis zu 6% MVC (Tischhöhe „hoch“, M. trapezius pars descendens) bereits die entsprechenden Grenzwerte zweier Autoren von 5% bzw. 1% deutlich überschritten werden (Jonsson 1978; Jonsson 1978; Aaras 1987).

Die JASA bestätigt die obigen Beobachtungen, ohne jedoch ähnlich eindringliche Ergebnisse aufzuzeigen. Erklärbar ist dies wiederum durch die im Vergleich mit der reinen Frequenz- oder Aktivitätsanalyse größeren Anfälligkeit für Abweichungen durch Varianz der Kurvenverläufe über die Versuchsdauer hinweg, da der JASA die jeweiligen Steigungen der Kurven zugrunde liegen.

Operateure sind im Rahmen von laparoskopischen Eingriffen häufig gezwungen, die Schultern anzuheben und vorzuspannen, um mit den Instrumenten einen angemessenen Aktionsradius zu erhalten. Dies wird verstärkt durch Arbeitshaltungen, in denen schon die OP-Ausgangsstellung nur durch Anspannen, also isometrischer Haltearbeit erreicht werden kann. Gerade bei zu hoch eingestellten OP-Tischen neigen Operateure zu

kompensatorischem Hochziehen der Schultern. Diese Arbeit wird zu einem großen Teil vom absteigenden Teil des M. trapezius geleistet, in einem umso größeren Maße, je höher die Schultern gehoben werden müssen. Aus dieser isometrischen Muskelbeanspruchung können Verspannung und Schmerz resultieren. Diese Beobachtungen decken sich mit bekannten Fakten aus früheren Studien. So ist bekannt, daß insbesondere der M. trapezius pars descendens anfällig ist für Myalgie, vor allem im Rahmen statischer Belastungen (Hagg, Anderson et al. 1991). Auch weiß man aus einer Studie von Berguer, daß eine signifikante Anzahl von laparoskopischen Operateuren über häufige Nackensteifigkeit und Nackenschmerz klagen (Berguer, Forkey et al. 1999; Matern and Koneczny 2007).

Bei Vorliegen von Trapeziusmyalgien sollte demnach eine möglichst entspannte, nicht angehobene Schulterhaltung angestrebt werden, welche sich am besten bei niedrigem OP-Tisch realisieren läßt.

#### **4.2.2.3 Schulter**

Ganz besonderes Augenmerk lag bei der vorliegenden Studie auf den Fragebogen- und Meßergebnissen im Bereich der Schulter (Mm. deltoideus pars anterior et medialis rechts, Mm. trapezius pars transversa et ascendens rechts). In etlichen Vorstudien war schon aufgezeigt worden, daß der Fokus der Beschwerden laparoskopisch operierender Chirurgen unter anderem im Bereich der Schultern liegt (Berguer, Forkey et al. 1999; Nguyen, Ho et al. 2001) (Hagg, Anderson et al. 1991). Zum einen spielt die bereits oben erwähnte Schultererelevation eine Rolle, zum anderen müssen die Arme häufig dauerhaft seitlich angehoben und die Schultern zurückgezogen werden. Dieses Haltungsbild nennt sich im Fachjargon „Matadorhaltung“. Dabei kommt es zwangsläufig zu einer deutlichen Beanspruchung im Bereich der Trapezius- und Deltoideusmuskulatur, die das Schulterblatt führt und die Armhebung mit steuert.

Besonders interessant ist der quantitative Zusammenhang zwischen Ermüdung oder Beanspruchung in diesem Bereich und den durch die unterschiedlichen Tischhöhen bedingten Körperhaltungen der Probanden.

Die Auswertung der Fragebögen zeigt hinsichtlich Schmerz und Verspannung im Bereich der Schulter keine statistisch signifikanten Unterschiede auf. Die Bewertung der Schulterbeanspruchung bringt jedoch hochsignifikante Unterschiede zutage: Die hohe Tischhöhe führt subjektiv zur stärksten Beanspruchung der Schulterregion, am günstigsten erscheint diesbezüglich ist tiefe Tischhöhe. Ein Erklärungsansatz für die nichtsignifikanten Werte hinsichtlich der Schmerzangaben ist die Tatsache, daß die Schulterregion physiologisch für höhere Lasten ausgelegt ist, und eine statische Haltearbeit von 15 Minuten ohne zusätzliche Gewichtsbelastung nicht ausreicht, um hier eine Grenzbelastung mit entsprechenden Symptomen zu erzeugen. Bei längeren Belastungen stellen sich die Verhältnisse eindeutiger dar: Im Rahmen von Studien mit Umfragen unter Laparoskopieuren berichten diese über regelmäßige Myalgien, dauern laparoskopische OP's doch häufig etliche Stunden (Berguer, Forkey et al. 1999; Matern and Koneczny 2007).

Die Ergebnisse der EMG-Analysen der vorliegenden Studie stützen die These, daß hohe Tischhöhen für die Schulterregion eine muskuläre Mehrbeanspruchung bedeuten:

Zum einen sei an dieser Stelle nochmals das hochsignifikante Ergebnis des M. trapezius pars descendens (s.o.) genannt. Auch im Falle der elektromyographischen Analysen des M. trapezius pars horizontalis finden sich statistisch hochsignifikante Unterschiede zwischen den Tischhöhen sowohl für die EA wie auch für die MF. Bei beiden Parametern liegen die Werte bei der hohen Tischhöhe auf dem höchsten Niveau und bei der tiefen Tischhöhe auf dem niedrigsten. Dies spiegelt sich entsprechend auch in der JASA wider.

Beim M. trapezius pars ascendens liegen statistisch hochsignifikante Unterschiede nur hinsichtlich der MF vor, während bei der EA kein Signifikanzniveau erreicht wurde. Es fällt auf, daß sich die EA- und MF-Werte des M. trapezius pars ascendens entgegengesetzt zu denen der beiden anderen Züge des Trapeziusmuskels verhalten: Die niedrigsten Werte liegen

bei der hohen Tischhöhe vor, während aus der tiefen Tischhöhe die höchsten Werte resultieren. Die JASA liefert diesbezüglich keine ergänzenden Informationen. Die Ursache für die o.g. Umkehr der Aktivitätsmuster kann aus der funktionellen Anatomie hergeleitet werden: Hinsichtlich der Bewegung des Schulterblattes verhalten sich die Mm. trapezius pars ascendens et descendens teilweise antagonistisch: Ersterer zieht die Scapula nach kaudal-medial, während der Zweite das Schulterblatt nach kranial-medial zieht. So kommt es beim Hochziehen der Schulter im Falle der hohen Tischhöhe zu vermehrter Beanspruchung des absteigenden Teils und Entspannung des aufsteigenden Teils, was sich in o.g. Form auf die EMG-Parameter niederschlägt.

Die EMG-Analyseergebnisse für den M. deltoideus pars anterior sind weder bezüglich der EA noch der MF statistisch signifikant unterschiedlich. Längere Messungen über einen größeren Zeitraum hinweg könnten hier gegebenenfalls geringere Differenzen doch noch statistisch sichtbar machen. Die JASA weist bei der hohen Tischhöhe bei 13 Probanden eine hohe Beanspruchung des Muskels nach, bei der mittleren und tiefen jeweils nur bei 11 Probanden.

Im Falle des M. deltoideus pars medialis liegt eine hohe statistische Signifikanz der Mittelwertunterschiede für die EA vor, wohingegen bei der MF das Signifikanzniveau nicht erreicht wird. Die JASA zeigt wiederum die meisten Fälle hoher Beanspruchung bei der hohen Tischhöhe und die wenigsten bei der niedrigen Tischhöhe. Als Erklärungsmodell für die im Vergleich mit den anderen Muskeln wenig aussagekräftige Statistik bezüglich der Deltoideusmuskulatur ist die nicht-statische Komponente der Muskelaktivität heranzuziehen, da, wie in den Videoaufzeichnungen der Versuche ersichtlich ist, diese Muskelpartien verstärkt zu Manipulations- und Grobsteuerungsbewegungen im Rahmen des Fädelns eingesetzt wurden. So kommt es zu einer diskontinuierlichen Muskelaktivität, deren elektromyographische Untersuchung prinzipbedingt zu einer größeren Varianz der Meßwerte führt. Hier ließe sich durch eine Erhöhung der Probandenzahl und/oder Verlängerung der Versuchsdauer eine Verbesserung der Ergebnisse erreichen.

#### 4.2.2.4 Arme und Handgelenke

Die Arme selbst werden in Ergonomiestudien zur Laparoskopie selten betrachtet, stellen sie doch ein eher geringes Problempotential dar. Der M. biceps brachii wurde in unsere Studie eingeschlossen, da er maßgeblich mitbeteiligt ist an der Einstellung und Erhaltung der jeweiligen Ellenbogenflexion, die sich aus den verschiedenen Tischhöhen zwangsläufig ergibt. Die EMG-Untersuchungen zeigen erwartungsgemäß auch, daß das Aktivitätslevel (EA und MF) des M. biceps brachii mit zunehmender Flexion und deren Aufrechterhaltung über die Zeit steigt, doch ohne statistisch signifikante Differenzen für das Arbeiten bei den unterschiedlichen Tischhöhen aufzuzeigen. Elektromyographische Ermüdungszeichen fanden sich ebenfalls kaum, die Beanspruchung lag, wie anzunehmen war, deutlich unter der physiologischen Belastbarkeitsschwelle dieses Muskels, wurde er doch nicht durch nennenswertes zusätzliches Gewicht belastet. Auch subjektiv wurde der Armbereich von den Probanden nicht als Beschwerdegenerator angesehen, es liegen keine statistisch signifikanten Differenzen hinsichtlich Beschwerden zwischen den Tischhöhen in dem diesbezüglichen Fragebogen vor.

Bemerkenswert ist das Fragebogenergebnis hinsichtlich Verspannung und Schmerz in den Handgelenken, wo ein statistisch hochsignifikanter Nachweis von Beschwerdezunahme mit steigender Tischhöhe erbracht wurde, bei einem auffällig hohen Schmerzwert von 2,5 von 4 Punkten für die hohe Tischhöhe. Diese Beobachtungen decken sich eindeutig mit schon veröffentlichten Studien, die von Schmerzen und muskulärer Mehrbeanspruchung im Handgelenksbereich bei hohen Tischhöhen und vor allem bei starker Ulnardeviation im Handgelenk berichten (Matern, Waller et al. 2001; Nguyen, Ho et al. 2001). Auch außerhalb der medizinischen Ergonomieforschung wurde die Problematik der forcierten Ulnardeviation erkannt und beschrieben, z.B. in Form signifikant zunehmender Anzahl von Fällen von Sehnenscheidenentzündungen bei Verwendung von regulären Drahtzangen im Vergleich zu gekröpften Modellen, die eine Neutralposition im Handgelenk

während der Betätigung zulassen (Tischauer 1976). In einer weiteren Studie wurde der lineare Zusammenhang zwischen Schmerzen, Krämpfen und Ermüdung mit zunehmender Ulnardeviation im Handgelenk nachgewiesen (Grandjean 1982).

In diesem Kontext ist als wichtige Ursache für Handgelenksbeschwerden neben einer zu hohen OP-Tischhöhe demnach auch die Verwendung von Axialgriffen zu nennen, welche aufgrund ihrer Bauart eine starke Ulnardeviation in den Handgelenken prinzipiell begünstigen bzw. erfordern.

Es empfiehlt sich also, bei der Wahl der Tischhöhe neben der generellen Körperhaltung, zumindest bei entsprechenden Beschwerden des Operators, auch die verschiedenen Griffmodelle (z.B. Pistolengriff) mit zu berücksichtigen (Matern, Waller et al. 2001).

#### **4.2.2.5 Generelle Beobachtungen zu den Tischhöhen**

Die Probanden bewerten in den Fragebögen die tiefe Tischhöhe hinsichtlich der Arbeitshaltung insgesamt am besten. Die hohe Tischhöhe wird am schlechtesten eingestuft, jedoch ohne daß die Unterschiede ein statistisch signifikantes Niveau erreichen.

Auch bei der Beurteilung der drei Tischhöhen hinsichtlich ihrer Eignung für präzises und ausdauerndes Arbeiten wird die tiefe Tischhöhe von den Probanden am besten bewertet, während die hohe Tischhöhe die schlechteste Benotung bekommt. Es liegen jeweils klar erkenn- und interpolierbare Trends vor, beim Punkt „Eignung für ausdauerndes Arbeiten“ wird das Signifikanzniveau mit  $p=0,07$  sehr knapp verpaßt. Eine Erweiterung des Probandenkollektivs könnte hier aussagekräftigere Ergebnisse erbringen.

Es deckt sich die Einschätzung der Studienteilnehmer mit den bisher zum Thema Arbeitshöhe veröffentlichten Studien:

Die Bewegungskoordination wird bei Arbeiten in Zwangshaltungen nachhaltig gestört (Schmidtke 1961) – und als Generatoren einer solchen sind die

unergonomischeren Tischhöhen, aus Sicht der meisten Probanden demnach die hohe und mittlere Tischhöhe, anzusehen.

Dementsprechend votierten 56% der Probanden für die tiefe Tischhöhe als bevorzugte Arbeitshöhe.

#### **4.2.2.6 Integrierte Betrachtung der elektrischen Muskelaktivität**

Bei der Betrachtung der je Tischhöhe über alle Muskeln ermittelten Mittelwerte der elektrischen Aktivität fällt auf, daß mit durchschnittlich 3,21% MVC die EA bei der hohen Tischhöhe am größten ist, während Arbeiten an der tiefen Tischhöhe lediglich einen MVC-Wert von 2,88% MVC bedingt. Die mittlere Tischhöhe liegt auch seitens der MVC-Werte in der Mitte. Daraus ist zu folgern, daß die muskuläre Gesamtaktivität bezogen auf die in der Studie analysierten Muskeln und somit auch deren muskuläre Gesamtbeanspruchung bei der tiefen Tischhöhe am niedrigsten ist. Somit ist die tiefe Tischhöhe, bzw. ein Ellenbogenwinkel von 90° beim Laparoskopieren die aus ergonomischer Sicht beste Arbeitshöhe- bzw. Arbeitshaltung. Zu beachten ist allerdings, daß für die einzelnen Muskelgruppen sehr wohl Differenzen vorliegen, resultiert aus der tiefen Tischhöhe zwar die statistisch hochsignifikant geringste Aktivität bei den Mm. deltoideus pars medialis, trapezius pars descendens sowie trapezius pars horizontalis, aber auch die höchste EA beim M. trapezius pars ascendens sowie den beiden lumbalen Mm. erectores spinae. Umgekehrte Verhältnisse liegen entsprechend bei der hohen Tischhöhe vor. Diese Erkenntnisse ermöglichen es, die Tischhöhe individuell den jeweiligen Vorlieben und Problemen in Abhängigkeit von der Muskelgruppe anzupassen.



#### 4.2.2.7 Fazit

Da sowohl die elektromyographischen Ergebnisse wie auch die der Fragebögen für den Großteil der laparoskopischen Arbeitssituationen und die Mehrzahl der Operateure klare Vorzüge der niedrigen Tischhöhe darstellen, muß diese als die im Operationsalltag zu favorisierende Konfiguration des OP-Setups angesehen werden. Dennoch sollten die in der vorliegenden Studie erarbeiteten ergonomischen Empfehlungen nicht ungeprüft in den Alltag übernommen werden. Vielmehr ist eine Analyse der individuellen Bedarfslage erforderlich:

Die ermittelten Daten und Leitlinien für die beim laparoskopischen Operieren involvierten Körperbereiche sollten bedarfsgerecht mit den eigenen Anforderungen in Einklang gebracht werden. So empfiehlt sich für Operateure, die vornehmlich unter Lumbalgien leiden und im Schulterbereich eher beschwerdearm sind, die Wahl einer eher höheren Tischhöhe zur Entlastung der Lendenwirbelsäule. Liegen die Beschwerden eher im Bereich von Schulter, Nacken oder Handgelenken, ist eine tiefe Tischposition zur Reduktion von Beschwerden und Beanspruchung in diesen Bereichen sinnvoll.

Die gewonnenen ergonomischen Erkenntnisse sollten im OP-Alltag umgesetzt werden, um den Arbeitsplatz Operationssaal für die Operateure zu optimieren. Es lassen sich haltungsbedingte negative Einflüsse auf Wohlbefinden, Gesundheit und Leistungsfähigkeit vermindern, primär ohne Anschaffung neuer Instrumentarien. Somit sollte der erste Schritt auch hin zum Erreichen der in der Einleitung angesprochenen „Kostenergonomie“ ein Leichtes sein, zumal die „Kostenökonomie“ unbeeinflusst bleibt, beziehungsweise ebenfalls positiv verändert wird durch Verringerung von krankheitsbedingten Ausfällen und Erreichen besserer individueller Leistungsfähigkeit. Praktische Voraussetzung dafür, daß die erforderlichen Einstellungen vorgenommen werden können, ist ein entsprechender Verstellbereich der OP-Tische.

Aus unseren Versuchdaten ergibt sich, daß für den kleinsten Probanden im Kollektiv (1,59m) zum Erreichen der ergonomisch günstigen 120°-Ellenbogenwinkel-Einstellung die OP-Tisch-Höhe auf 47cm eingestellt werden muß. Die höchste notwendige OP-Tischhöhe zur Einstellung der niedrigen 120°-Ellenbogenposition lag für den Probanden mit der höchsten

Ellenbogenhöhe im Testkollektiv bei 59cm. Soll die höchste Tischhöhe für die Probanden angepaßt werden, ist für die Probanden dieser Studie ein Verstellbereich der OP-Tischhöhe von 56cm bis 73cm erforderlich, wie aus der unten abgedruckten Tabelle ersichtlich ist. Somit ist anhand der vorliegenden Daten zum Ermöglichen der drei verschiedenen Höheneinstellungen ein mindestens erreichbarer Verstellbereich der OP-Tischhöhe von 47cm bis 73cm erforderlich. Da in der vorliegenden Untersuchung der Erfolgsort der laparoskopischen Manipulationen auf dem Boden des Pelvitainers lag, muß in der Anwendung der Versuchsergebnisse auf den operativen Alltag noch mit einbezogen werden, daß die operativen Eingriffe in der Praxis eher im mittleren oder ventralen Bereich des antero-posterioren Abdomendurchmessers erfolgen. Soll die 120°-Stellung beibehalten werden, resultiert dann eine nochmals niedrigere OP-Tisch-Einstellung. Diese Beobachtungen decken sich mit Erkenntnissen bereits veröffentlichter Studien von Matern sowie Berguer, die in ihren Veröffentlichungen eine mindestens erreichbare Tischhöhe von 30cm respektive 64cm einfordern (Matern, Waller et al. 2001; Berguer, Smith et al. 2002; Matern 2009). Dabei darf nicht außer Acht gelassen werden, daß zum Beispiel für die Hautnaht am Ende einer Operation der Tisch nochmals in die Höhe nachjustiert werden muß, um auch hier eine ergonomische Arbeitshaltung zu gewährleisten. Somit sollte der Verstellbereich eines OP-Tisches in der Höhe nochmals deutlich größer sein, zumal dieser auch für jegliche offenen Operationen in der Höhe adäquat justiert werden muß.

Bei Betrachtung der Perzentilen-Statistik der deutschen Bevölkerung (5% bis 95%- Perzentile) hinsichtlich ihrer anthropometrischen Angaben (Ellenbogenhöhe, Unterarmlänge) unter Verwendung der in der vorliegenden Studie ermittelten Daten ergeben sich folgende Anforderungen an den Verstellbereich eines OP-Tisches:

	<b>Geschlecht</b>	<b>5%-Perzentile (cm)</b>	<b>50%-Perzentile (cm)</b>	<b>95%-Perzentile (cm)</b>
<b>Tischhöhe <i>hoch</i> (Ellenbogen 90°)</b>	w	55,7	63	70
	m	62,1	69,6	<b>77,9</b>
<b>Tischhöhe <i>mittel</i> (Ellenbogen 105°)</b>	w	49,5	56,4	62,9
	m	55,2	62,2	70,1
<b>Tischhöhe <i>tief</i> (Ellenbogen 120°)</b>	w	<b>43,8</b>	50,4	56,2
	m	48,9	55,3	62,8

**Tabelle 1 – Darstellung der resultierenden OP-Tischhöhe bei Anwendung der Studienergebnisse auf die deutsche Bevölkerung (18-65 Jahre) in Abhängigkeit der 5%, 50% und 95% Perzentile, errechnet aus der deutschen Perzentilenstatistik für Ellenbogenhöhe und Unterarmlänge nach ISO 33402.**

Um beim laparoskopischen Operieren unter der Annahme einer normalverteilten Größenstatistik der Operateure für die 5°- bis 95°-Perzentile die Tischhöhen *hoch*, *mittel* und *tief* einstellen zu können, ist ein *Verstellbereich der OP-Tischhöhe von 43,8cm – 77,9cm* erforderlich.

Insbesondere die äußerst niedrigen Einstellungen werden von den meisten gängigen OP-Tischmodellen nicht erreicht. Eine Anpassung der OP-Tische an die neuen Erkenntnisse im Sinne eines vergrößerten Verstellbereichs seitens der Hersteller ist zur Erfüllung der neuen ergonomischen Maßgaben erforderlich.

## 5 Zusammenfassung

Diese Studie analysierte anhand der Versuchsdaten von 24 Probanden die Auswirkungen dreier verschiedener Arbeitshaltungen bei laparoskopischen Operationen auf die Parameter Muskelbeanspruchung, Muskelermüdung, Arbeitsleistung und Körperhaltung des Operateurs. Die Datenerhebung erfolgte anhand elektromyographischer Messungen, 3D-Bewegungsanalyse und computergestützter Auswertung der Meßdaten. Ergänzend wurden nach den Versuchen Fragebögen zur Evaluation subjektiver Eindrücke bezüglich der Güte der getesteten Tischhöhen ausgefüllt und ebenfalls statistisch analysiert. Ziel war es, eine optimale Arbeitshaltung zu identifizieren und die jeweils erforderliche OP-Tisch-Höhe zu ermitteln.

Aufgabe war es, an einem Pelvitainer in laparoskopischer Technik mittels zweier Nadelhalter sog. Aderendhülsen auf eine chirurgische Nadel aufzufädeln. Als Arbeitshaltungen wurden jeweils Einstellungen mit 90°, 105° und 120° Ellenbogenwinkel durchlaufen. Oberarm-, Schulter-, Nacken- und Lendenwirbelmuskulatur wurden mittels Oberflächenelektromyographie untersucht. Die Messung der Arbeitsleistung erfolgte durch Auszählen der in der gegebenen Zeit von 15 Minuten je Arbeitshaltung aufgefädelten Hülsen. Der Neigungswinkel der Wirbelsäule wurde mittels eines Ultraschall-Meßsystems analysiert. Anhand von Fragebögen wurden Empfindungen von Ermüdung und Schmerz im Bereich von Rücken, Schulter, Nacken, Armen und Handgelenken ermittelt, zusätzlich wurde nach der individuell bevorzugten Arbeitshaltung gefragt.

Ein statistisch signifikanter Unterschied der Arbeitsleistung in Abhängigkeit von OP-Tischhöhe bzw. Ellenbogenwinkel wurde nicht nachgewiesen. Laut der Auswertung der Fragebögen präferieren 56% der Probanden die tiefe Tischhöhe bzw. 120° Ellenbogenwinkel als Arbeitshaltung beim Laparoskopieren. Diese OP-Tischeinstellung ist auch bezüglich der abgefragten Parameter zur Schulter- und Nackenbeanspruchung und Beschwerden den beiden anderen überlegen. Die elektromyographischen Messungen bestätigen

statistisch hochsignifikant, daß die Muskelbeanspruchung im Schulter- und Nackenbereich bei der 120°-Einstellung am niedrigsten ist und bei der 90°-Stellung am höchsten. Für die Beanspruchung der Lendenwirbelsäule sind die Verhältnisse umgekehrt, bedingt durch die in der Ultraschallvermessung nachgewiesene vermehrte Wirbelsäuleninklination bei tieferer Arbeitshaltung. Bei isolierten LWS-Beschwerden ist demnach die hohe Tischhöhe die aus ergonomischen Gesichtspunkten vorzuziehende. Für alle anderen Fälle legt diese Studie Arbeiten in der tiefen Tischhöhe bei einem Ellenbogenwinkel von 120° nahe.

Die in Operationssälen verbreiteten OP-Tische weisen im Regelfall keinen ausreichenden Verstellbereich für niedrige Tischhöhen auf. Es muß eine Tischhöhe von 43cm erreicht werden können. Um eine für Laparoskopie ergonomische Arbeitshaltung zu ermöglichen, muß deshalb vor allem die Verstellbarkeit in die Tiefe, d.h. hin zu einem sehr flach positionierten Tisch, vergrößert werden. Die Hersteller von OP-Tischen müssen ihre Produkte den neuen ergonomischen Erkenntnissen anpassen. Weitere ergonomische Studien zur Optimierung der Ergonomie in der operativen Medizin sollten folgen.

## 6 Literaturverzeichnis

- Aaras, A. (1987). "Postural load and the development of musculo-skeletal illness." Scand J Rehabil Med Suppl **18**: 5-35.
- Akesson, I., G. A. Hansson, et al. (1997). "Quantifying work load in neck, shoulders and wrists in female dentists." Int Arch Occup Environ Health **69**: 461-474.
- Arndt, R. (1983). "Working posture and musculoskeletal problems of video display terminal operators--review and reappraisal." Am.Ind.Hyg.Assoc.J. **44**(6): 437-446.
- Arwert, H. J., J. de Groot, et al. (1997). "Electromyography for shoulder muscles in relation to force direction." J shoulder and elbow surg **6**(4): 360-370.
- Basmaijan, J. V., C. J. De Luca, et al. (1985). Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography, Williams & Wilkins.
- Bennion, E. (1979). Antique Medical Instruments.
- Berguer, R., J. Chen, et al. (2003). "A comparison of the physical effort required for laparoscopic and open surgical techniques." Arch.Surg. **138**(9): 967-970.
- Berguer, R., D. L. Forkey, et al. (1999). "Ergonomic problems associated with laparoscopic surgery." Surg.Endosc. **13**(5): 466-468.
- Berguer, R., D. L. Forkey, et al. (2001). "The effect of laparoscopic instrument working angle on surgeons' upper extremity workload." Surg.Endosc. **15**(9): 1027-1029.
- Berguer, R., M. Remler, et al. (1997). "Laparoscopic 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., W. D. Smith, et al. (2001). "Performing laparoscopic surgery is significantly more stressful for the surgeon than open surgery." Surg.Endosc. **15**(10): 1204-1207.
- Berguer, R., W. D. Smith, et al. (2002). "An ergonomic study of the optimum table height for laparoscopic surgery." Surg.Endosc.(3): 416-421.

- Bilodeau, M., A. B. Arsenault, et al. (1990). "The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors." Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol **61**(5-6): 461-466.
- Bullinger, H. J. and J. J. Solf (1979). Ergonomische Arbeitsmittelgestaltung I: Systematik, Wirtschaftsverlag NW.
- Burgess-Limerick, R., M. Mon-Williams, et al. (2000). "Visual display height." Human Factors **42**(1): 140-150.
- Castro, W. H., A. Sautmann, et al. (2000). "Noninvasive three-dimensional analysis of cervical spine motion in normal subjects in relation to age and sex. An experimental examination." Spine **25**(4): 443-449.
- Cattrysse, E., S. Probyn, et al. (2010). "Reproducibility of global three-dimensional motion during manual atlanto-axial rotation mobilization: an in vitro study." J Man Manip Ther **18**(1): 15-21.
- Christensen, H. (1986). "Muscle activity and fatigue in the shoulder muscles during repetitive work. An electromyographic study." Eur J Appl Physiol **54**: 596-601.
- Cobb, S. and A. Forbes (1923). "Electromyographic studies of muscular fatigue in man." J Physiol(65): 234-251.
- Delagi, E. F., J. Iazetti, et al. (1989). Elektromyographie der Extremitäten. Stuttgart, Ferdinand Enke Verlag.
- DeLuca, C. J. (1979). "Physiology and mathematics of myoelectric signals." IEEE Trans.Biomed.Eng **26**: 313-325.
- Dudley, H. A. (1977). "Micro-Ergonomics." Nurs Mirror Midwives J(144): 48-49.
- Edholm, O. G. (1967). Ergonomie. Probleme der Arbeitswissenschaft. Eine Einführung in die Ergonomie: 227-242.
- Edwards, R. H. (1981). "Human muscle function and fatigue." Ciba Found.Symp. **82**: 1-18.
- Emam, T. A., T. G. Frank, et al. (2001). "Influence of handle design on the surgeon's upper limb movements, muscle recruitment, and fatigue during endoscopic suturing." Surg.Endosc. **15**(7): 667-672.
- Emam, T. A., G. Hanna, et al. (2002). "Comparison of orthodox versus off-optical axis endoscopic manipulations." Surg.Endosc. **16**(3): 401-405.

- Fuglevand, A. J., D. A. Winter, et al. (1992). "Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing." Biol.Cybern. **67**(2): 143-153.
- Grandjean, E. (1967). Physiologische Arbeitsgestaltung. Leitfaden der Ergonomie. München, Thun, Ott Verlag.
- Grandjean, E. (1982). Ergonomie in der Praxis. Köln, Arbeitgeberverband d. Metallindustrie Köln.
- Grandjean, E. (1991). Prinzipien der Arbeitserleichterung. Physiologische Arbeitsplatzgestaltung. Landsberg, ecomed: 37-42.
- Hagberg, M. (1981). "Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions." Am J Phys Med **60**: 111-121.
- Hagg, G. M., P. A. Anderson, et al. (1991). Static work loads and occupational myalgia - a new explanation model. Electromyographical Kinesiology. Amsterdam, Elsevier: 141-144.
- Hagg, G. M., R. Kadefors, et al. (1996). EMG alterations at sustained contractions with special emphasis on applications. London, Taylor and Francis.
- Hagg, G. M., A. Luttmann, et al. (2000). "Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics." J Electromyogr.Kinesiol **10**(5): 301-312.
- Hanna, G. B., S. Shimi, et al. (1997). "Influence of direction of view, target-to-endoscope distance and manipulation angle on endoscopic knot tying." Br.J.Surg. **84**(10): 1460-1464.
- Hanna, G. B., S. M. Shimi, et al. (1998). "Task performance in endoscopic surgery is influenced by location of the image display." Ann.Surg. **227**(4): 481-484.
- Hary, D., M. J. Belman, et al. (1982). "A statistical analysis of the spectral moments used in EMG tests of endurance." J Appl Physiol **53**: 779-783.
- Herron, D. M., M. Gagner, et al. (2001). "The minimally invasive surgical suite enters the 21st century. A discussion of critical design elements." Surg.Endosc. **15**(4): 415-422.
- Hopf, H. C. and A. Struppler (1976). Elektromyographie: Lehrbuch und Atlas. Stuttgart, Thieme



- Jastrzebowski, W. (1857). Rys Ergonomji czyli Nauki o Pracy opartej na prawdach poczerpnietych z Nauki Przyrody. Przyroda i Przemysl: 2, 29, 227-231; 30, 236-238; 31, 244-247; 32, 253-255.
- Jensen, B. R., B. Schibye, et al. (1993). "Shoulder muscle load and muscle fatigue among industrial sewing-machine operators." Eur J Appl Physiol **67**: 467-475.
- Jonsson, B. (1978). "Kinesiology: with special reference to electromyographic kinesiology." Electroencephalogr.Clin Neurophysiol Suppl(34): 417-428.
- Jonsson, B. (1978). "Quantitative electromyographic evaluation of muscular load during work." Scand J Rehabil Med Suppl **6**: 69-74.
- Kant, I. J., L. C. de Jong, et al. (1992). "A survey of static and dynamic work postures of operating room staff." Int Arch Occup Environ Health **63**(6): 423-428.
- Kehl, K. (2003). Evaluation von verschiedenen Monitorpositionen in der laparoskopischen Chirurgie hinsichtlich Arbeitsleistung und muskulärer Beanspruchung.
- Koh, T. J. and M. D. Grabiner (1993). "Evaluation of methods to minimize cross talk in surface electromyography." J Biomech. **26 Suppl 1**: 151-157.
- Komi, P. V. and E. R. Buskirk (1970). "Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes." Electromyography **10**(4): 357-367.
- Kossler, F., G. Caffier, et al. (1990). "Problems of muscular fatigue--relationship to stimulation conduction velocity and K(+) concentration." Z.Gesamte Hyg. **36**(7): 354-356.
- Kvarnstrom, S. (1993). "Occurrence of musculoskeletal disorders in a manufacturing industry with special attention to occupational shoulder disorders." Scand.J Rehabil.Med.Suppl **8**: 1-114.
- Laurig, W. (1983). "Wissenschaftstheoretische Inhaltsbestimmung des Begriffs von Ergonomie." Z.Arb.wiss. **37**(3): 129-133.
- Laurig, W. (2005). "Ergonomie." from [http://www.ergonassist.de/Ergonomie\\_Definitionen.htm](http://www.ergonassist.de/Ergonomie_Definitionen.htm).
- Li, W. and K. Sakamoto (1996). "The influence of location of electrode on muscle fiber conduction velocity and EMG power spectrum during voluntary isometric contraction measured with surface array electrodes." Appl Human Sci. **15**(1): 25-32.

- Luttmann, A. (1996). "Detection of muscle fatigue with electromyography." Wien.Med.Wochenschr. **146**(13-14): 374-376.
- Luttmann, A., M. Jäger, et al. (1999). Analyse von EMG-Spektrum und Amplitude zur Identifikation von Muskelermüdung. Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen - 6. Erfurter Tage der Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und Gaststätten (BGN), Dezember 1999. Leipzig, monade Verlag und Agentur, Rainer Rodewald: 135-155.
- Luttmann, A., M. Jager, et al. (1996). "Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue." Ergonomics **39**(2): 298-313.
- Luttmann, A., J. Sokeland, et al. (1996). "Electromyographical study on surgeons in urology. I. Influence of the operating technique on muscular strain." Ergonomics **39**(2): 285-297.
- Luttmann, A., J. Sokeland, et al. (1998). "Muscular strain and fatigue among urologists during transurethral resections using direct and monitor endoscopy." Eur Urol. **34**(1): 6-13.
- Manasnayakorn, S., A. Cuschieri, et al. (2008). "Ideal manipulation angle and instrument length in hand-assisted laparoscopic surgery." Surg Endosc **22**(4): 924-9.
- Manasnayakorn, S., A. Cuschieri, et al. (2009). "Ergonomic assessment of optimum operating table height for hand-assisted laparoscopic surgery." Surg Endosc **23**(4): 783-9.
- Marras, W. (1990). "Guidelines: industrial electromyography." International Journal of Industrial Ergonomics(6): 89-93.
- Matern, U. (2009). "Ergonomic deficiencies in the operating room: examples from minimally invasive surgery." Work **33**(2): 165-8.
- Matern, U., M. Eichenlaub, et al. (1999). "MIS instruments. An experimental comparison of various ergonomic handles and their design." Surg.Endosc. **13**(8): 756-762.
- Matern, U., M. Faist, et al. (2005). "Monitor position in laparoscopic surgery." Surg Endosc **19**(3): 436-40.
- Matern, U. and S. Koneczny (2007). "Safety, hazards and ergonomics in the operating room." Surg Endosc **21**(11): 1965-9.
- Matern, U., S. Koneczny, et al. (2006). "Arbeitsbedingungen und Sicherheit am Arbeitsplatz OP." Deutsches Ärzteblatt **47**: 3187-3192.

- Matern, U. and P. Waller (1999). "Instruments for minimally invasive surgery: principles of ergonomic handles." Surg.Endosc. **13**(2): 174-182.
- Matern, U., P. Waller, et al. (2001). "Ergonomics: requirements for adjusting the height of laparoscopic operating tables." JSLs. **5**(1): 7-12.
- Menozi, M., A. von Buol, et al. (1994). "Direction of gaze and comfort: discovering the relation for the ergonomic optimization of visual tasks." Ophthalmic Physiol Opt **14**: 393-399.
- Milner-Brown, H. S. and R. B. Stein (1975). "The relation between the surface electromyogram and muscular force." J Physiol **246**: 549-569.
- Murrell, K. F. H. and O. G. Edholm (1949). Document 5. History of the Ergonomics Research Society, The Council of the Ergonomics Research Society. **38**.
- Nagata, S., A. B. Arsenault, et al. (1990). "EMG power spectrum as a measure of muscular fatigue at different levels of contraction." Med Biol Eng Comput **28**(4): 374-8.
- Natalis, M. and A. König (1999). "Noninvasive, accurate and reliable measurement of cervical spine motion with a 3D real-time ultrasound motion analyzer." Ultraschall Med **20**(2): 70-73.
- Nguyen, N. T., H. S. Ho, et al. (2001). "An ergonomic evaluation of surgeons' axial skeletal and upper extremity movements during laparoscopic and open surgery." Am.J.Surg. **182**(6): 720-724.
- Nordlander, C., J. Willner, et al. (2003). "Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG Amplitude." Eur J Appl Physiol **89**: 514-519.
- Pease, W. S. and M. A. Elinski (2003). "Surface and wire electromyographic recording during fatiguing exercises." Electromyogr Clin Neurophysiol **43**(5): 267-271.
- Piper, H. (1909). Pflügers Arch.: 145.
- Piper, H. (1912). Elektrophysiologie menschlicher Muskeln. Berlin, Springer-Verlag.
- Rademacher, K., K. C. von Pichler, et al. (1996). Using human factor analysis and VR simulation techniques for the optimization of the surgical worksystem. Medicine meets virtual reality: Health care in thr information age. Ohmsha, IOS Press Ohmsha: 532-541.

- Rau, G., K. Rademacher, et al. (1996). Aspects of ergonomic system design applied to medical work systems. Computer integrated surgery: Technology and clinical applications. Cambridge, MA, MIT Press: 203-221.
- Rohmert, W. (1961). "Beurteilung statischer Kräfteleistungen." Z.Arb.wiss. **15**: 1-6.
- Rohmert, W. and H. Schmidtke (1973). Kräfte im Bewegungsraum. Ergonomie 1. Grundlagen menschlicher Arbeit und Leistung. München, Carl Hanser Verlag: 133-149.
- Roy, S. H., C. J. De Luca, et al. (1986). "Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates." J Appl Physiol **61**(4): 1510-1517.
- Sari, V., T. E. Nieboer, et al. (2010). "The operation room as a hostile environment for surgeons: physical complaints during and after laparoscopy." Minim Invasive Ther Allied Technol **19**(2): 105-9.
- Schmidt and Thews (1996). Physiologie des Menschen. Berlin, Springer.
- Schmidtke, H. (1961). Untersuchungen über die Abhängigkeit der Bewegungsgenauigkeit im Raum von der Körperhaltung. Köln, Opladen, Westdeutscher Verlag: 66-70.
- Schmidtke, H. (1993). Der Leistungsbegriff der Ergonomie. Ergonomie. Wien, Carl Hanser MAnchen: 110.
- Schuldt, K. and K. Harms-Ringdahl (1988). "Activity levels during isometric test contractions of neck and shoulder muscles." Scand.J Rehabil.Med. **20**(3): 117-127.
- Scott, D. J., W. N. Young, et al. (2001). "Laparoscopic skills training." Am.J.Surg. **182**(2): 137-142.
- Sjogaard, G. (1990). "Exercise-induced muscle fatigue: the significance of potassium." Acta Physiol Scand.Suppl **593**: 1-63.
- Soueid, A., D. Oudit, et al. (2010). "The pain of surgery: pain experienced by surgeons while operating." Int J Surg **8**(2): 118-20.
- Stulen, F. B. and C. J. DeLuca (1981). "Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity." IEEE Trans.Biomed.Eng **28**(7): 515-523.

- Sun, C. C., A. W. Chiu, et al. (2000). "Assessment of a three-dimensional operating system with skill tests in a pelvic trainer." Urol Int **64**(3): 154-158.
- Sundelin, G. and M. Hagberg (1989). "The effects of different pause types on neck and shoulder EMG activity during VDU work." Ergonomics **32**(5): 527-537.
- Tischauer, E. R. (1976). "Biomechanics sustain occupational safety and health." Industrial Engineering **27**: 46-56.
- Uhrich, M. L., J. W. Underwood, et al. (2002). "Assessment of fatigue, monitor placement, and surgical experience during simulated laparoscopic surgery." Surg Endosc **16**: 635-639.
- Umezu, Y., T. Kawazu, et al. (1998). "Spectral electromyographic fatigue analysis of back muscles in healthy adult women compared with men." Arch.Phys.Med.Rehabil. **79**(5): 536-538.
- van Det, M. J., W. J. Meijerink, et al. (2009). "Optimal ergonomics for laparoscopic surgery in minimally invasive surgery suites: a review and guidelines." Surg Endosc **23**(6): 1279-85.
- van Veelen, Jakimowicz, et al. (2004). "Improved physical ergonomics of laparoscopic surgery." Minim Invasive Ther Allied Technol **13**(3): 161-6.
- van Veelen, M. A., G. Kazemier, et al. (2002). "Assessment of the Ergonomically optimal Operating Surface Height for Laparoscopic Surgery." J Laparoendosc Adv Surg Tech **12**(1): 47-52.
- van Veelen, M. A. and D. W. Meijer (1999). "Ergonomics and design of laparoscopic instruments: results of a survey among laparoscopic surgeons." J.Laparoendosc.Adv.Surg.Tech.A(6): 481-489.
- van Veelen, M. A., D. W. Meijer, et al. (2001). "New ergonomic design criteria for handles of laparoscopic dissection forceps." J.Laparoendosc.Adv.Surg.Tech.A **11**(1): 17-26.
- Veiersted, K. B. (1991). "The reproducibility of test contractions for calibration of electromyographic measurements." Eur J Appl Physiol Occup Physiol **62**(2): 91-98.
- Vereczkei, A., H. Feussner, et al. (2004). "Ergonomic assessment of the static stress confronted by surgeons during laparoscopic cholecystectomy." Surg Endosc **18**(7): 1118-22.
- Vereczkel, A., H. Bubb, et al. (2003). "Laparoscopic surgery and ergonomics: it's time to think of ourselves as well." Surg.Endosc. **17**(10): 1680-1682.

- Vogt, L., K. Pfeifer, et al. (2002). "Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion." Clin.Biomech.(Bristol., Avon.) **17**(2): 162-165.
- Westgaard, R. H. (1988). "Measurement and evaluation of postural load in occupational work situations." Eur J Appl Physiol Occup.Physiol **57**(3): 291-304.
- Wikipedia.org. (2007, 2007/03/19/). "Robert Liston." from [http://en.wikipedia.org/wiki/Robert\\_Liston](http://en.wikipedia.org/wiki/Robert_Liston).
- Winter, D. A., G. Rau, et al. (1980). Units, Terms and standards in reporting of EMG research. Electrophysiol Kinesiol.
- Zipp, P. (1982). "Recommendations for the standardisation of lead positions in surface electromyography." Eur J Appl Physiol **50**: 35-40.
- Zipp, P. (1988). Optimierung der Oberflächenableitung bioelektrischer Signale. Düsseldorf, VDI-Verlag.

**7 Abbildungsnachweise:**

- Abb. 1: Matthias Tedeus, München
- Abb. 2: Matthias Tedeus, München
- Abb. 3: Screenshot aus Noraxon MyoResearch XP
- Abb. 4: Matthias Tedeus, München (Screenshot aus Videodokumentation)
- Abb. 5: Screenshot aus Noraxon MyoResearch XP
- Abb. 4: Screenshot aus Noraxon MyoResearch XP
- Abb. 5: Screenshot der Videodokumentation
- Abb. 6: Fa. Zebris, Isny
- Abb. 7: Fa. Zebris, Isny
- Abb. 8: Screenshot aus Noraxon MyoResearch XP
- Abb. 9: Screenshot aus Noraxon MyoResearch XP
- Abb. 10: Ulrich Matern, Tübingen
- Abb. 11: Matthias Tedeus, München
- Abb. 12: Matthias Tedeus, München
- Abb. 13: Matthias Tedeus, München
- Abb. 14: Matthias Tedeus, München
- Abb. 15: Screenshot aus Noraxon MyoResearch XP
- Abb. 16: Screenshot aus Noraxon MyoResearch XP
- Abb. 17: Screenshot aus Noraxon MyoResearch XP
- Abb. 18: Screenshot aus Noraxon MyoResearch XP
- Abb. 19: Screenshot aus Noraxon MyoResearch XP
- Abb. 20: Matthias Tedeus, München
- Abb. 21: Schmidt/Thews: Physiologie des Menschen, 26. Auflage ,  
Springer, Berlin, S. 688
- Abb. 22: Matthias Tedeus, München

## 8 Anhang

### 8.1 Fragebogen zu den Versuchen

#### FRAGEBOGEN zu den Versuchen von Matthias Tedeus

Persönliche Daten: 1. Name

2. Alter (a)

3. Körpergröße (cm)

4. Ellenbogenhöhe (cm)

5. Unterarmlänge (cm)

6. Gewicht (kg)

7. Augenhöhe (cm)

8. Rechtshänder  Linkshänder

9. Schuhhöhe (cm)

Haben Sie schon laparoskopisch operiert?  ja  nein

Wenn ja, bei wie vielen Operationen? ( )

Hatten Sie Muskelbeschwerden während der letzten 12 Monate?  ja  nein

- Wenn ja: bewerten Sie die Schmerzintensität (1 = leicht, 10 = sehr stark)

Rücken

Nacken

Schulterregion

Arme

Schmerzintensität ( ) ( ) ( ) ( )

Häufigkeit:  täglich  2-3mal/Woche  2-3mal/Monat  mehrmals/Jahr

1x

Stehen diese Beschwerden in Zusammenhang mit operativer Tätigkeit?

ja  nein

Bestehen dadurch oder durch andere Beschwerden Einschränkungen bezüglich der Teilnahme an diesem Versuch?

ja  nein



## ERKLÄRUNG:

Hiermit erkläre 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: \_\_\_\_\_ Ort, Datum:

\_\_\_\_\_  
Name, Datum:

	Hülsenzahl:
Reihenfolge der Tischhöhen:	1.
	2.
	3.

Bitte bewerten Sie eventuell aufgetretene **Verspannungen/Schmerzen** (bitte ankreuzen)

Skala für Beschwerdeintensität:      **0 = keine** Beschwerden, **4 = starke** Beschwerden

Verspannung/Schmerz LWS	Hoch :	0	1	2	3	4
	Mittel :	0	1	2	3	4
	Tief :	0	1	2	3	4

Verspannung/Schmerz BWS	Hoch :	0	1	2	3	4
	Mittel :	0	1	2	3	4
	Tief :	0	1	2	3	4

Verspannung/Schmerz Nacken	Hoch :	0	1	2	3	4
	Mittel :	0	1	2	3	4
	Tief :	0	1	2	3	4

Verspannung/Schmerz Schulter	Hoch :	0	1	2	3	4
	Mittel :	0	1	2	3	4
	Tief :	0	1	2	3	4

Verspannung/Schmerz Arme	Hoch :	0	1	2	3	4
	Mittel :	0	1	2	3	4
	Tief :	0	1	2	3	4

Verspannung/Schmerz Handgelenke	Hoch:	0	1	2	3	4
	Mittel	0	1	2	3	4
	Tief	0	1	2	3	4

Name, Datum:

Bitte beurteilen Sie nun die verschiedenen Tischhöhen bezüglich der aufgeführten Punkte

(bitte ankreuzen)

**0 = sehr schlecht, 4 = sehr gut**

Rückenbelastung	Hoch :	0	1	2	3	4
-----------------	--------	---	---	---	---	---

	Mittel :	0	1	2	3	4
	Tief :	0	1	2	3	4

Schulterbelastung	Hoch :	0	1	2	3	4
	Mittel :	0	1	2	3	4
	Tief :	0	1	2	3	4

Arbeitshaltung insgesamt	Hoch :	0	1	2	3	4
	Mittel :	0	1	2	3	4
	Tief :	0	1	2	3	4

Eignung für präzises Arbeiten	Hoch :	0	1	2	3	4
	Mittel :	0	1	2	3	4
	Tief :	0	1	2	3	4

Eignung für ausdauerndes Arbeiten	Hoch:	0	1	2	3	4
	Mittel:	0	1	2	3	4
	Tief:	0	1	2	3	4

Wie empfanden Sie die Rückenhaltung bei den verschiedenen Tischhöhen? (offene Frage)	Hoch :	
	Mittel :	
	Tief :	

Welche Tischhöhe würden Sie persönlich insgesamt bevorzugen?	<input type="checkbox"/>	Hoch
	<input type="checkbox"/>	Mittel
	<input type="checkbox"/>	Tief

Bemerkungen:

Unterschrift:

## 8.2 Tabelle der Probandendaten:

Proband	Alter (a)	Größe (cm)	Ellenbogenhöhe (cm)	Unterarmlänge (cm)	Augenhöhe (cm)
1	19	187	113	29,5	174
2	27	172	101	26,5	163
3	29	176	105	26,5	164
4	27	183,5	109	28	170
5	28	172,5	105	27	161
6	27	178	108	28	168
7	26	168	103	25,5	154
8	29	181	113	28	169
9	28	178	109	27	167
10	32	190	113	29,5	179
11	32	183	111	28	169
12	28	184	112	28	173
13	28	176	103	27	164
14	27	165	96	25	155
15	24	175	110	27	164
16	29	177	110	28,5	165
17	35	182	111	28	171
18	29	176	106	28	164
19	27	165	99	24	154
20	27	178	108	27	168
21	28	175	107	26,5	164
22	30	181	109	29,5	170
23	27	174	105	26	162
24	27	159	96	22	147
25	27	169	106	25	158
Mittelwert	27,9	176,2	106,7	27	164,7

### 8.3 Tabelle der für die Einstellungen erforderlichen Tischhöhen

Proband	Ellenbogenhöhe (cm)	Tischhöhe hoch (cm) (Ellenbogen 90°)	Tischhöhe mittel (cm) (Ellenbogen 105°)	Tischhöhe tief (cm) (Ellenbogen 120°)
1	113	73	65	58
2	105	65	58	52
3	105	65	58	51,5
4	108	68	61	54
5	103	63	57,5	50
6	113	73	66	59
7	109	69	62	55,5
8	113	73	65,5	58,5
9	111	71	54	57
10	112	72	65	58
11	103	63	56	49,5
12	96	56	49,5	43,5
13	110	70	63	56,5
14	110	70	63	56
15	110	70	63	56
16	111	71	64	57
17	106	66	59	52
18	99	59	53	47
19	108	68	61	54,5
20	107	67	60	54
21	109	69	61	54
22	105	65	58	52
23	101	61	54,5	48,5
24	96	54	50	45
25	101	61	54	48
26	109	69	62	55
27	106	66	59,5	53,5
Mittelwert	106,6	66,6	59,4	53,2

Anmerkung: Die Tabelle enthält die Daten aller vermessenen Versuchspersonen inklusive derjenigen, die aufgrund eines Gerätefehlers respektive persönlicher Involvierung in die Versuchsreihe nicht in die Auswertung eingeschlossen wurden. Die Nummerierung weicht von der Tabelle der Probandendaten ab.

#### 8.4 Tabelle der perzentilen Verteilung von Ellenbogenhöhe und Unterarmlänge in der deutschen Bevölkerung von 18-65 Jahren nach ISO 33402 sowie der daraus für die verschiedenen Tischhöhen resultierenden OP-Tischhöhe

	Geschlecht	5%-Perzentile (cm)	50%-Perzentile (cm)	95%-Perzentile (cm)
<b>Ellenbogenhöhe</b>	w	95,7	103,0	110
	m	102,1	109,6	117,9
<b>Unterarmlänge</b>	w	23,8	25,3	27,2
	m	26,5	28,6	30,3
<b>Tischhöhe <i>hoch</i> (Ellenbogen 90°)</b>	w	55,7	63	70
	m	62,1	69,6	77,9
<b>Tischhöhe <i>mittel</i> (Ellenbogen 105°)</b>	w	49,5	56,4	62,9
	m	55,2	62,2	70,1
<b>Tischhöhe <i>tief</i> (Ellenbogen 120°)</b>	w	43,8	50,4	56,2
	m	48,9	55,3	62,8

## 8.5 Danksagung

Für Ihre Unterstützung bei der Durchführung der Versuche und den Beistand während der Erstellung der Arbeit möchte ich Annabel Zettel von Herzen danken.

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich auch bei meinen Eltern für ihre Bestätigung, Ansporn und Unterstützung und Geduld.

Ebenfalls mit Nachdruck möchte ich mich bedanken bei Nicolas Ruh, PhD (Universität Oxford) und Peter Böhm für ihre Hilfe bei der statistischen Aufarbeitung und Auswertung der Daten.

Mein verbindlicher Dank gilt allen Probanden für ihren selbstlosen Einsatz für meine Studie.

Dank richte ich auch an Herrn Dr. Peter Konrad von der Firma Noraxon für seine umgehende und ausführliche Betreuung bei jeglichen Fragen und Problemen mit der Versuchsausrüstung.

Ganz besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. Ulrich Matern für seine konstruktive Betreuung, jederzeitiges Bereitstehen bei Fragen und Problemen, seine große Geduld und Vertrauen in meine Arbeit sowie Bereitstellung der Versuchsausrüstungen.