

Aus dem

Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und  
Versorgungsforschung der Universität Tübingen

**Einfluss eines Armassistenzsystems für  
laparoskopische Eingriffe auf Muskelaktivität,  
Bewegungsverhalten und Haltung des Nutzers -  
explorative Evaluation bei simulierten  
laparoskopischen Eingriffen**

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

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

**vorgelegt von**

**Götter, Matthias Gerhard**

**2022**

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. B. Steinhilber

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. U. Matern

Tag der Disputation: 21.11.2022

# Für Eva

**"Die großen Flüsse brauchen die kleinen Wässer"**  
Albert Schweitzer

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	VI
1 Einleitung	1
<b>1.1 Forschungstheoretischer Hintergrund</b>	<b>1</b>
<b>1.2 Entlastungsmöglichkeiten des Operateurs in der Laparoskopie</b>	<b>2</b>
1.2.1 Roboterassistenzsysteme	4
1.2.2 Exoskelette	7
<b>1.3 Prototyp eines Armassistenzsystems (AAsSyst): Entwicklung &amp; Einordnung in die vorhandenen Systeme</b>	<b>9</b>
<b>1.4 Gesamtkonzept der arbeitsphysiologischen Analyse des AAsSyst</b>	<b>12</b>
<b>1.5 Ziele dieser Evaluation &amp; Forschungsfragen</b>	<b>12</b>
2 Material & Methoden	14
<b>2.1 Probandenrekrutierung</b>	<b>14</b>
<b>2.2 Ein-/Ausschlusskriterien</b>	<b>15</b>
<b>2.3 Das Armassistenzsystem - Aufbau und Funktionsweise</b>	<b>16</b>
<b>2.4 Versuchsaufbau</b>	<b>17</b>
<b>2.5 Versuchsablauf Messtag 1</b>	<b>19</b>
2.5.1 Randomisierung	20
2.5.2 Armgewichtsbestimmung	21
2.5.3 Maximalkraftmessungen	21
<b>2.6 Versuchsablauf Messtag 2</b>	<b>21</b>
2.6.1 Hautpräparation & Sensorenanbringung	22
2.6.2 Referenzwertbestimmung zur EMG-Normalisierung	25
2.6.3 Versuchsaufgaben	26
Aufgabe 1 - Halteaufgabe	26
Aufgabe 2 - Pinaufgabe	27
<b>2.7 Methoden der Datenerfassung, Messgeräte &amp; daraus resultierende Messgrößen</b>	<b>28</b>
2.7.1 Oberflächenelektromyographie (OEMG) & Physiologie Mess- und Analysegerät PS11	29
2.7.2 Beschleunigungs- & Lagesensoren	30
2.7.3 Webcam	32
<b>2.8 Datenaufbereitung</b>	<b>32</b>
2.8.1 MeasDatConvert	32
2.8.2 Sabcom®	32
2.8.3 JMP®	35
2.8.4 Normalisierung	35
<b>2.9 Statistische Analyse</b>	<b>36</b>
3 Ergebnisse	39
<b>3.1 Ausfälle &amp; Komplikationen</b>	<b>39</b>
<b>3.2 Muskelaktivität</b>	<b>40</b>
3.2.1 Beanspruchungsgrad	40
3.2.2 Einfluss der Tischhöhe auf die elektrische Aktivität (eA)	42
3.2.3 Einfluss der Ecken auf die elektrische Aktivität (eA)	43
3.2.4 Assystemeneffekt	44
3.2.5 Normalverteilung	44

3.2.6 Aufgabe 1 - Halteaufgabe	46
3.2.7 Aufgabe 2 - Pinaufgabe	50
<b>3.3 Bewegungsverhalten</b>	<b>57</b>
3.3.1 Aufgabe 1 - Halteaufgabe	57
3.3.2 Aufgabe 2 - Pinaufgabe	58
<b>3.4 Haltung</b>	<b>60</b>
3.4.1 Aufgabe 1 - Halteaufgabe	60
3.4.2 Aufgabe 2 - Pinaufgabe	63
<b>3.5 Zusammenfassung der Ergebnisse</b>	<b>65</b>
3.5.1 Muskelaktivität	65
3.5.2 Bewegungsanalyse	66
3.5.3 Haltungsanalyse	67
<b>4 Diskussion</b>	<b>68</b>
<b>4.1 Limitationen der Studie</b>	<b>68</b>
4.1.1 Probanden	68
4.1.2 Armassistenzsystem	69
4.1.3 Versuchsaufbau & -ablauf	70
4.1.4 Datenerfassung	71
<b>4.2 Diskussion Muskelaktivität &amp; Haltung LWS/BWS</b>	<b>72</b>
4.2.1 Beanspruchungsgrad M. trapezius & M. erector spinae	72
4.2.2 Einfluss Tischhöhe & Ecken auf die elektrische Aktivität	73
4.2.3 Aufgabe 1 - Halteaufgabe	74
4.2.4 Aufgabe 2 - Pinaufgabe	77
<b>4.3 Diskussion Bewegungsverhalten</b>	<b>79</b>
4.3.1 Aufgabe 1 - Halteaufgabe	79
4.3.2 Aufgabe 2 - Pinaufgabe	79
<b>4.4 Diskussion Haltung Oberarm rechts</b>	<b>80</b>
4.4.1 Aufgabe 1 - Halteaufgabe & Aufgabe 2 - Pinaufgabe	80
4.4.2 Aufgabe 1 - Halteaufgabe	82
<b>4.5 Studienergebnisse im Rahmen des Gesamtkonzepts der arbeitsphysiologischen Analyse</b>	<b>82</b>
<b>4.6 Vergleich mit alternativen Assistenzsystemen in der Laparoskopie</b>	<b>83</b>
<b>4.7 Schlussfolgerung &amp; Ausblick</b>	<b>87</b>
<b>5 Zusammenfassung / Summary</b>	<b>91</b>
<b>5.1 deutsch</b>	<b>91</b>
<b>5.2 English</b>	<b>92</b>
<b>6 Literaturverzeichnis</b>	<b>94</b>
<b>7 Abbildungsverzeichnis</b>	<b>102</b>
<b>8 Tabellenverzeichnis</b>	<b>104</b>
<b>9 Anhang</b>	<b>105</b>
<b>Erklärung zum Eigenanteil der Dissertation</b>	<b>120</b>
<b>Danksagung</b>	<b>121</b>

# Abkürzungsverzeichnis

AAsSyst	=	Armassistenzsystem
Abb.	=	Abbildung/-en
AssystEffekt	=	Assistenzsystemeffekt [in %]
BWS	=	Brustwirbelsäule
CRF	=	Case Report Form/Erhebungsbogen
CT	=	Computertomographie/-tomogramm
dB	=	Dezibel
eA	=	Elektrische Aktivität [ $\mu$ V]
et al.	=	et alii/aliae
ECG/EKG	=	Electrocardiogram/Elektrokardiogramm
EEG	=	Elektroenzephalogramm
EMG	=	Elektromyographie/Elektromyogramm
FMA	=	Freely Movable Armrest
g	=	g-Kraft
GG	=	Grundgesetz der Bundesrepublik Deutschland
Hz	=	Hertz
H <sub>1/I</sub> bis H <sub>1/IV</sub>	=	Alternativhypothese I bis Alternativhypothese IV
H <sub>0/I</sub> bis H <sub>0/IV</sub>	=	Nullhypothese I bis Nullhypothese IV
iArmS	=	intelligent surgeon`s Arm support system
IoC	=	Industry - on - Campus
ISEK	=	International Society of Electrophysiology and Kinesiology
IZST	=	Interuniversitäres Zentrums für Medizinische Technologien Stuttgart-Tübingen
KW	=	Kennwert(e)
LASTT	=	Laparoscopic Skills Training & Testing Method
LESS	=	Laparoendoscopic Single-Site Surgery
LWS	=	Lendenwirbelsäule
M.	=	Musculus
MF	=	Medianfrequenz

MRT	=	Magnetresonanztomographie
MVE	=	Maximum Voluntary Electrical Activation bzw. isometrische maximale Willkürkontraktion
NAN(s)	=	Not a number(s)
NOTES	=	Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery
OEMG	=	Oberflächenelektromyographie
PD	=	Privatdozent
PS11	=	Physiologie Mess- & Analysegerät (Mehrkanal)
RMS	=	Root Mean Square/Quadratisches Mittel
RVE	=	Reference Voluntary Electrical Activation bzw. isometrische submaximale Willkürkontraktion
sEMG	=	surface ElectroMyoGraphy
SENIAM	=	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
SPL	=	Single Port Laparoscopy
STROBE	=	STrenghtening the Reporting of OBServational studies in Epidemiology
Tab.	=	Tabelle
Thumedi	=	Thumedi GmbH & Co. KG, Thum-Jahnsbach
VDI	=	Verein Deutscher Ingenieure
vs.	=	versus
*/**/**	=	p-Wert $\leq 0,05/\leq 0,01/\leq 0,001$

# 1 Einleitung

## *1.1 Forschungstheoretischer Hintergrund*

Seit dem Ende der achtziger und Beginn der neunziger Jahre des 20. Jahrhunderts hat die sogenannte Schlüssellochchirurgie oder Laparoskopie weltweit zunehmend Verbreitung gefunden (Spaner; Warnock 1997; Vecchio et al. 2000; Albayrak et al. 2007). Pionierarbeit leisteten hierbei die gynäkologisch tätigen Chirurgen<sup>1</sup>, die bereits zwei Dekaden früher anfangen laparoskopisch zu operieren (Spaner; Warnock 1997). Im Vergleich zur bis dato üblichen Operationstechnik mit einem großen Bauchschnitt, der sogenannten Laparotomie, zeichnet sich diese Technik durch einen minimalinvasiven Zugang zum Operationsgebiet aus. Hierbei erlauben 2 bis in der Regel 12 mm kleine Schnitte durch das Peritoneum (La Chapelle et al. 2015) die stabförmig verlängerten Instrumente unter Kamerakontrolle in der Bauchhöhle zu verwenden und so einen Eingriff durchzuführen. Analog zur Bauchhöhlenchirurgie werden heutzutage auch Eingriffe in anderen Körperbereichen "laparoskopisch" durchgeführt. Beispielhaft sei hier die Arthroskopie und die videoassistierte Thorakoskopie genannt.

Die Laparoskopie ist unter anderem mit einem reduzierten Zugangstrauma, einer besseren Visualisierung in situ und kürzeren Krankenhausaufenthalten verbunden (Ashrafian et al. 2017). Dies führt zu einer schnelleren Rekonvaleszenz des Patienten mit niedrigen Komplikationsraten (Bruch et al. 2005; Altgassen; Hertel 2009) und einer erhöhten Kosteneffizienz; auch werden die Patienten durch einen Eingriff weniger entstellt (Ashrafian et al. 2017). Für den Operateur jedoch entstehen neue Herausforderungen: Zum einen nimmt die Operationsdauer zu, wobei dies noch dadurch verschärft wird, dass die laparoskopische Operationsmethode immer häufiger auch bei "großen" Operationen angewandt wird (vgl. für die Pankreasresektion Giuliani et al. 2018). Zum anderen zeichnet sich die Haltung des Operateurs durch eine stark abgewinkelte oder abduzierte Armhaltung aus und ist so oft unphysiologisch bzw. physisch belastend (Pfeffer et al. 2013). Des Weiteren ist im Vergleich zur Laparotomie

---

<sup>1</sup> Vereinfachend wird in dieser Arbeit auf eine geschlechtsneutrale Doppel- oder Dreifachformulierung verzichtet und allein die maskuline Bezeichnung verwendet; diese schließt die feminine und diverse Bezeichnung mit ein. Art. 3 II Satz 1 GG bleibt unberührt.



die Bewegungsfreiheit reduziert und die Tiefenwahrnehmung eingeschränkt (Reyes et al. 2006; Szeto et al. 2009). Dies alles sorgt für eine hohe (Franasiak et al. 2012) bzw. zur Laparotomie erhöhte (Stucky et al. 2018; Berguer et al. 1999) muskuloskelettale Belastung und wird als wesentlicher Grund für eine deutlich erhöhte Inzidenz muskuloskelettaler Erkrankungen unter den Operateuren erachtet. Insbesondere ist dies im Bereich von Hals, Schultergürtel, Rücken bzw. Wirbelsäule und dominanter Hand der Fall (Pfeffer et al. 2013; Stomberg et al. 2010; Cass et al. 2014; Sari et al. 2010). Dies geht sogar so weit, dass der Operationssaal als "feindliche Umgebung" betitelt wird (Sari et al. 2010). Eine erhöhte Fehlerquote ist naheliegend (vgl. Tse et al. 2008). Um all dem entgegenzuwirken, stehen verschiedene ergonomische und technische Ansätze zur Verfügung.

### ***1.2 Entlastungsmöglichkeiten des Operateurs in der Laparoskopie***

Die heutigen Operationstische sind höhenverstellbar und können in der Regel um die Körperlängs- und Körperquerachse des Patienten geneigt und somit an die Physiognomie des jeweiligen Operateurs angepasst werden. Zudem ist es möglich den mit der Kamera verbundenen Monitor, auf dem das Operationsgebiet zur Darstellung kommt, in seiner Position und Höhe zu verändern. Zuweilen wird dies auch mit einfachen Hilfsmitteln wie beispielsweise einer (Buch-)Unterlage bewerkstelligt. Aufgrund der überwiegenden Mobilität der technischen Geräte, Bestecktische, OP-Leuchten etc. ist es für den Operateur so möglich seine Haltung zu optimieren. Freilich gelingt dies nicht immer; kleine Operationssäle, dicht gedrängte Operationspläne oder ein eingeschränkter Zugang zum Patienten aufgrund der Anästhesie wirken limitierend. Erwähnt und nicht zu unterschätzen sei jedoch noch der Faktor der fehlenden Achtsamkeit oder auch Unwissenheit der Chirurgen was ergonomische Aspekte des Operierens angeht (Ramakrishnan; Montero 2013). Dies kann auch darauf zurückgeführt werden, dass ergonomische Gesichtspunkte bei der Ausbildung - insbesondere bei der Laparoskopie - keine wesentliche Rolle spielen (Schlussel; Maykel 2019). Die sogenannte "Alexander Technik" setzt hier an und verbessert subjektiv wie objektiv Haltung und Ergonomie bei minimalinvasiven Eingriffen (Reddy et al. 2011). Dies wird dadurch erreicht, dass

erlernbare Techniken die Beziehung der Kopf-Hals-Wirbelsäulenachse zum übrigen Körper und der Schwerkraft verbessern (Davies 2020) und so Bewegungen mit minimaler Anstrengung ausgeführt werden können (Reddy et al. 2011).

Neben diesen grundlegenden ergonomischen Gesichtspunkten bringt der technische Fortschritt weitere Möglichkeiten der Entlastung für den laparoskopisch arbeitenden Chirurgen. So vereinfachen mobil aufgehängte Flachbildschirme, der (restriktive) Einsatz von Fußpedalen - bspw. um zu kauterisieren -, endoskopische auf den Eingriff abgestimmte Spezialbestecke oder kleinere und leichtere Kamerasysteme die Arbeit des Chirurgen und der Assistenten (Ramakrishnan; Montero 2013). Je komplexer die technischen Hilfsmittel allerdings werden, umso mehr erfordern sie eine "Einlern-" bzw. "Gewöhnungsphase" (Hopper et al. 2007). Das Konzept der Lernkurve im betriebswirtschaftlichen Sinn geht auf einen Artikel T.P.Wrights aus dem Jahr 1936 zurück und wurde 1980 im medizinischen Bereich eingeführt (Wright 1936; Reitano et al. 2021).

Weitere, komplexere technische Hilfsmittel wie 3D-Assistenzsysteme bringen das dreidimensionale Operationsfeld, das durch den zwangsweisen Einsatz einer zweidimensionalen Kamera bei der Laparoskopie verlorengegangen war, zurück und ermöglichen so möglicherweise eine verkürzte Operationsdauer (Feng et al. 2015), zumindest aber eine bessere Tiefenwahrnehmung mit subjektiv geringerer Anstrengung (Currò et al. 2016).

Im Jahr 2007 wurde von einer niederländischen Forschergruppe eine Körperstütze vorgestellt, die höhenverstellbar ist und den Chirurgen wahlweise auf zwei verschiedene Arten entlasten kann: Entweder lehnt sich der Operateur mit dem Oberkörper an die bewegliche und individuell einstellbare Bruststütze an oder er wechselt in eine halbstehende Position, indem er die dafür vorgesehene, einem kleinen Barhocker ähnelnde, Vorrichtung benutzt (Albayrak et al. 2007). Dieses Stützsystem kann bei laparoskopischen und auch bei konventionellen Eingriffen eingesetzt werden.

Noch weiter geht der Prototyp eines "Chirurgensessels", der an der Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen speziell für die Laparoskopie entwickelt wurde (Schurr et al. 1999): Hier kann der Operateur wie bei einem Elektrorollstuhl über ein Fußpedal die Position während des Eingriffs nach Belieben verändern, während er oder sie die

halbsitzende und so entlastende Haltung beibehält. Zwei weitere Pedale im automobilähnlichen Fußbereich erlauben es zu kauterisieren oder zu spülen.

Die Fortschritte in der Rechenleistung der Personal Computer und die Entwicklung im Bereich der künstlichen Intelligenz ermöglichen weiterentwickelte, sogenannte robotergestützte Assistenzsysteme. Der folgende Abschnitt gibt einen Überblick über diese heterogene Gruppe.

### **1.2.1 Roboterassistenzsysteme**

Eine Pubmed-Recherche mit den Begriffen "robot\* AND (laparoscopic surgery OR laparoscopy)", gefiltert nach den humanmedizinischen Reviews der letzten fünf Jahre, erbrachte allein 791 Ergebnisse (Stand 25. Februar 2020). Dies zeigt, dass die Roboterassistenz in der laparoskopischen Chirurgie vielfältig und der wissenschaftliche Diskurs rege ist. Die Übersichtsarbeit von Ashrafian et al. 2017 nimmt eine chronologische Einteilung aller Operationsroboter in fünf verschiedene Generationen vor. Diese Einteilung wird nun mit besonderem Fokus auf die laparoskopischen Assistenzsysteme vorgestellt und anschließend der Aspekt der Entlastung der Operateure durch die Roboterassistenzsysteme beleuchtet.

#### 1.) Stereotaktische Systeme

Diese Robotersysteme wurden vor allem in der Neurochirurgie und in der Orthopädie seit 1985 eingeführt und zeichnen sich dadurch aus, dass sie vulnerable Gewebe schonen (Ashrafian et al. 2017). Sie sind in der Lage dreidimensionale Strukturen exakt zu erfassen (Stereotaxometrie) und bieten so die Möglichkeit beispielsweise einen Hirntumor mit geringst möglichem Kollateralschaden zu erreichen oder Knochen punktgenau auszufräsen. Der "Neuromate" als ein Vertreter dieser Generation erwies sich in einer Studie von Dawes et al. 2019 als geeignet und sicher, einen im Hirnstamm lokalisierten Tumor bei Kindern zu biopsieren. Hierbei wird die Biopsie selbst jedoch vom menschlichen Neurochirurgen vorgenommen. Der Roboterassistent gibt anhand des präoperativen MRTs und intraoperativen CTs durch seinen danach automatisch positionierten Manipulatorarm den Vektor für die angewendeten laparoskopischen Instrumente vor.

### 2.) Endoskopiesysteme

Die zweite Generation der Roboterassistenten erweiterte die Einsatzmöglichkeit auf parenchymatöse, also weiche Strukturen. Eine Vorreiterrolle nahm hier der sogenannte "Probot" ein, der zur Prostataresektion bei benigner Prostatahyperplasie entwickelt wurde und sogar selbstständig resezierte (Ashrafian et al. 2017; Harris et al. 1997). Da zu dieser Zeit die minimalinvasive Chirurgie mit ihren Vor- aber auch Nachteilen weitgehend etabliert war, wurden nun neue Systeme entwickelt, um die Nachteile auszugleichen (Ashrafian et al. 2017). Das heute in der Öffentlichkeit bekannteste System dieser Generation ist der Da-Vinci-Operationsroboter. Er wurde ab dem Jahr 2000 verfügbar und kann in den verschiedensten chirurgischen Disziplinen eingesetzt werden; am erfolgreichsten geschieht dies in der Urologie zur radikalen Prostatektomie (Ng; Tam 2014). Das Da-Vinci-System funktioniert nach dem Master-Slave-Prinzip. Das bedeutet, dass der Operateur über eine räumlich getrennte Steuerungskonsole einschließlich Kamera die Roboterarme steuert und so den Eingriff vornimmt. Die sieben Freiheitsgrade der vier Roboterarme ermöglichen auch in beengten und schwer zugänglichen anatomischen Verhältnissen zu operieren - und das in entspannter Haltung für den Operateur. Zudem kann ein Filter den physiologischen Handtremor herausfiltern und so die Präzision deutlich erhöhen (Ashrafian et al. 2017). Weitere Ergänzungen der endoskopischen Systeme sind hierbei leicht denkbar und teilweise bereits Realität. Das Da-Vinci-System ist zum Beispiel heute schon mit einem 3D-Kamerasystem erhältlich und das Deutsche Zentrum für Luft- und Raumfahrt Oberpfaffenhofen hat 2010 eine variabel einsetzbare Operations-Plattform mit Force Feedback vorgestellt (Hagn et al. 2010). Unter "Kraft-Feedback" versteht sich eine haptische Rückkopplung, die den Realitätsgrad der Master-Slave-Systeme weiter erhöht.

Ein weiteres interessantes und möglicherweise zukunftsweisendes Beispiel ist die Entwicklung eines sogenannten "Trauma Pod". Ziel hierbei ist die zeit- und ortsnahe chirurgische Versorgung verwundeter Soldaten durch einen zunächst telemedizinisch gesteuerten Operationsroboter (Garcia et al. 2009). Die räumliche Trennung zwischen Operateur und Patient wird hierbei durch das beschriebene Master-Slave-Prinzip ermöglicht. Das Projekt ist noch im experimentellen Stadium.

### 3.) Bionische Systeme

In den letzten etwa zehn Jahren begann die Entwicklung einer dritten Generation von Robotersystemen (Ashrafian et al. 2017). Im Vordergrund steht hierbei ein doppelter Ansatz: Zum einen soll der operative Zugang möglichst "naturnah" gestaltet werden; die Single-port laparoscopy (SPL) bzw. Laparoendoscopic single-site surgery (LESS) mit nur *einem*, bspw. transumbilikalen, Zugang und die Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery (NOTES) über eine natürliche Körperöffnung waren geboren. Zum anderen wurden und werden für eben diese neuen Zugangsmethoden robotergestützte Werkzeuge nach biologischem Vorbild entwickelt. Beispielhaft sei der CardioARM der Universität Pittsburgh angeführt, der aus 50 steifen, seriell angeordneten Verbindungsringen besteht (Ota et al. 2009). Dieser ringartige Aufbau ermöglicht es dem CardioArm sich wie eine Schlange zu verformen. Die Entwicklungsphase der bionischen Systeme ist noch nicht abgeschlossen und im operativen Alltag sind sie heutzutage kaum zu finden. Die bionischen Systeme bergen aber in Verbindung mit der Technik der 3D-Drucker ein vielversprechendes Potential. Denkbar sind zum Beispiel mikrotubulär aufgebaute Werkzeuge/Roboter, die individuell und vor Ort mit einem 3D-Drucker hergestellt werden (Morimoto; Okamura 2016).

### 4.) Mikroroboter/Mikrobots

Die vierte Generation der Roboterassistenz besteht aus den sogenannten Mikrorobotern. Angewandt werden sie seit 2001 im bildgebenden Verfahren des Duodenums, bekannt als Kapselendoskopie (Robertson KD, Singh R 2020). Bei diesem Verfahren schlucken die Patienten eine pillengroße Kapsel, die aus einer umhüllten Miniaturkamera besteht. Die gastrointestinale Peristaltik befördert die Kamera aboral und es werden in regelmäßigen Abständen Bilder vom Gastrointestinaltrakt gemacht. Insbesondere wenn es um die Diagnose eines M. Crohn oder einer anderen Blutungsquelle geht, ist dieses endoskopische Verfahren hilfreich (Robertson KD, Singh R 2020).

### 5.) Autonome Assistenzsysteme

Bei der fünften und letzten Generation der Assistenzsysteme wird der Grad der Autonomie so weit erhöht, dass die Roboter vorgegebene Aufgaben ohne externe

Einflüsse vollkommen selbstständig erledigen (Ashrafian et al. 2017). Solche Systeme existieren heute noch nicht, sind aber in (ferner) Zukunft denkbar.

Die Autonomie der bisher vorgestellten medizinischen Assistenzsysteme reicht - angelehnt an die Einteilung nach Feussner et al. 2010 - von den

- unautonomen Master-slave-Systemen, bei denen der Mensch jede Bewegung des Roboters anweist, über die
- programmierbaren Automaten, die eine einmal programmierte Tätigkeit unverändert ausführen (bspw. die Endoskopiekapsel), bis zu den
- teilautonomen Unterstützungssystemen, bei denen eine Anpassung an bestimmte Variablen erfolgt (bspw. die Force-Feedback-Erweiterung).

Der Aspekt der Entlastung der Operateure durch diese Roboterassistenzsysteme wird nun noch abschließend beleuchtet: So heterogen sich diese Gruppe darstellt, so unterschiedlich hoch ist der Grad der Entlastung des Anwenders. Auf jedes einzelne System diesbezüglich einzugehen, ist daher nicht sinnvoll bzw. möglich. Bei der Mehrheit der Roboterassistenzsysteme stand bei der Entwicklung jedoch nicht eine verbesserte Ergonomie des Nutzers im Vordergrund; vielmehr war sie ein "Nebenprodukt". Vor diesem Hintergrund überrascht dann auch nicht, dass auch das prima vista ergonomisch vielversprechende Da-Vinci-System für den Anwender Handlungsdefizite mit sich bringt (van't Hullenaar, C D P et al. 2017).

### **1.2.2 Exoskelette**

Eine ganz andere Art der Unterstützung in der Laparoskopie bieten an die menschliche Anatomie angepasste, mechanische Stützen, die am Körperäußeren angebracht werden - die Exoskelette. Eine formale Definition findet sich in der S2k-Leitlinie für den Einsatz von Exoskeletten im beruflichen Kontext (Steinhilber et al. 2020): "Exoskelette sind am Körper getragene Assistenzsysteme, die mechanisch auf den Körper einwirken. Im beruflichen Kontext zielen Sie darauf ab, Funktionen des Skelett- und Bewegungssystems bei körperlicher Arbeit zu unterstützen."

Ihr Einsatz hat sich mittlerweile über den militärischen und rehabilitationsmedizinischen Bereich auf die Arbeitswelt ausgedehnt (Sandrock; Terstegen 2019), wird aber bisher routinemäßig nur in sehr geringem Maße in der Arbeitswelt eingesetzt (Steinhilber et al. 2020). Man unterscheidet passive von aktiven Exoskeletten. Letztere erzeugen mit Hilfe eines Antriebselements zusätzliche Unterstützungskraft, die über die im System vorhandene bzw. gespeicherte (Bewegungs-)Energie hinausgeht (Rogge T et al. 2016; Steinhilber et al. 2020; de Looze, M P. et al. 2015). Die Möglichkeit der Anwendung von Exoskeletten in der Laparoskopie ist Gegenstand wissenschaftlicher Forschung und Entwicklung:

Cha et al. untersuchte 2020, ob Exoskelette im Operationssaal benötigt werden und welche möglichen Hindernisse ihrem Einsatz im Weg stehen könnten. In Liu et al. wurde bereits ein Jahr zuvor ein armunterstützender "Exosuit" sowohl bei laparoskopischen Trainingsmodulen als auch im operativen Einsatz getestet. Er reduzierte signifikant Schulterschmerzen bei den Operateuren und wirkte sich bei 85 % der Chirurgen am Ende eines Operationstages in einer allgemeinen Reduktion von Schmerzen aus. Die Autoren einer anderen Studie aus Singapur untersuchten, inwiefern ein kabelgestütztes Arm-Exoskelett das Laparoskopietraining beschleunigen kann (Jin; Agrawal 2015). Es zeigte sich, dass die Lernkurve bei der Tiefenwahrnehmung mit diesem System deutlich ansteigt. Auch in Deutschland werden Exoskelette für den operativen Einsatz entwickelt (vgl. Pott et al. 2014). Da dieses System jedoch für die konventionelle Wirbelsäulen Chirurgie und nicht für die Laparoskopie konzipiert ist, wird hierauf nicht weiter eingegangen.

Richtet man nun den Blick vom Einsatz der Exoskelette in der Medizin auf die Arbeitswelt insgesamt, muss unbedingt erwähnt werden, dass aufgrund der bisher zu geringen Verbreitung der Exoskelette und der daraus resultierenden Studienlage, es noch keine ausreichend positive Evidenz für deren Anwendung in der Arbeitswelt gibt (Steinhilber et al. 2020). In der S2k-Leitlinie von 2020 von Steinhilber et al. wird in der Begründung zur Kernaussage 3 sogar explizit darauf hingewiesen, dass "[...] höhere bzw. neue relevante Belastungen an anderen Körperregionen auftreten können." Möglicherweise spielt hier auch eine Rolle, dass Exoskelette keinen direkten Bodenkontakt haben und so Kräfte nicht an den Boden "abgeleitet" werden können.

### ***1.3 Prototyp eines Armassistenzsystems (AAsSyst): Entwicklung & Einordnung in die vorhandenen Systeme***

Um den laparoskopisch tätigen Chirurgen zu unterstützen, wählten wir eine Form der Körperstütze. Diese setzt jedoch, anders als das Beispiel aus Abschnitt 1.2, nicht am Torso, sondern an den oberen Extremitäten an und wird fest am Boden verankert. Der Einsatz eines Unterstützungssystems an sich ist nicht neu und wurde interessanterweise von den Pionieren der Laparoskopie - den Gynäkologen - bereits 1971 angewendet (Taylor 1971). Damals wurde ein manuell einstellbarer und am OP-Tisch befestigter Haltearm benutzt, um die Kamera in einer fixen Position zu halten.

Um nun einen Prototyp nach aktuellem Stand der Technik zu entwickeln, sind wir schrittweise und entsprechend den Empfehlungen der Richtlinie 2221 des Vereins Deutscher Ingenieure (VDI) vorgegangen (Karlovic et al. 2015b; Steinhilber et al. 2015).

Wie in Steinhilber et al. 2015 ausführlich dargelegt und im Folgenden zusammengefasst, begann die Entwicklung des AAsSyst 2012 und wurde in fünf Schritten durchgeführt:

#### 1.) Status quo:

Zunächst wurden innerhalb von 12 Monaten an den Kliniken für Gynäkologie und Urologie der Universität Tübingen vorwiegend aber nicht nur laparoskopische Eingriffe begleitet und belastungsbezogene Daten gesammelt. Zu diesem Zweck wurde am Operateur die elektrische Aktivität des M. trapezius pars descendens bds. mittels OEMG aufgezeichnet, es wurde ein Haltungssensor am dominanten Arm angebracht und eine 2D-Videoanalyse der Bewegungen des Operateurs durchgeführt. Fragebögen zur Gesamtarbeitsbelastung und zu muskuloskelettalen Störungen komplettierten das Bild. Die Ergebnisse wurden in zwei unterschiedlichen Studien veröffentlicht (Pfeffer et al. 2013; Karlovic et al. 2014). Erstere dokumentierte in der Videoanalyse und im OEMG eine "asymmetrische biomechanische Belastung" durch die Laparoskopie; die Fragebögen förderten retrospektiv muskuloskelettale Störungen bei den Operateuren zu Tage, auch wenn ein einzelner laparoskopischer Eingriff subjektiv nicht als über Gebühr belastend empfunden wurde. Letztere Studie konzentrierte sich auf die (Haltungs-)



unterschiede zwischen 3 offenen und 4 laparoskopischen Eingriffen zweier Chirurgen und konnte herausarbeiten, dass die Position des offenen Operateurs variabler ist und mit einer deutlichen, auch anhaltenden Flexion des Kopfes einhergeht. In der Laparoskopie wird der Kopf dagegen nach rechts oder links seitwärtsflektiert. Beide Studien kamen - im Einklang mit der Literatur (Nguyen et al. 2001; Park et al. 2010) - zu dem Ergebnis, dass die ergonomischen Gegebenheiten und die muskuloskelettale Belastung in der Laparoskopie die Entwicklung eines Assistenzsystems rechtfertigten.

### 2.) Konzepterarbeitung:

Im zweiten Schritt wurden Konzepte für die Entwicklung eines Assistenzsystems auf einem Workshop, dem alle Beteiligten (vgl. Kapitel 2 Absatz 1) einschließlich gynäkologischer und urologischer Chirurgen beiwohnten, erarbeitet. Es kristallisierten sich drei mögliche Assistenzsysteme heraus.

- a) Eine frei stehende oder am OP-Tisch befestigte Stütze für den Unterarm,
- b) Eine druckluftgesteuertes und variabel aufblasbares ringförmiges Kissen, auf dem die Oberarme abgelegt bzw. abgestützt werden können
- c) Zwei an der Decke befestigte Schlaufen, in die die Arme eingeführt werden können.

### 3.) Labormuster:

Anhand der erarbeiteten Konzepte wurden drei Labormuster hergestellt und von einem gynäkologisch tätigen Chirurgen mit Laparoskopieerfahrung am Pelvitainer ausprobiert. Es wurde eine standardisierte laparoskopische Übung ohne Unterstützung und dann je einmal mit jedem der drei Labormuster durchgeführt. Die erhobenen Daten entsprachen denen aus Schritt 1 inklusive der Fragebögen. Im Ergebnis überzeugte insbesondere aus chirurgischer Sicht und aus Gründen der Praktikabilität (Sterilität, Abbaubarkeit, etc.) Variante a).

### 4.) Konstruktion eines Prototyps nach Konzept a):

Am Institut für Konstruktionstechnik & Technisches Design sowie dem Institut für Systemdynamik der Universität Stuttgart wurde sodann der Prototyp und dessen Umsetzung entwickelt (Heidingsfeld et al. 2014). Mit Hilfe der industriellen Projektpartner, namentlich der Firmen Festo AG & Co. KG, Esslingen, sowie Trumpf Medizin Systeme GmbH & Co. KG, Saalfeld, wurde das Armassistenzsystem (AAsSyst) dann konstruiert und in einer Vorstudie dessen prinzipielle Geeignetheit zur Entlastung des Anwenders bestätigt (Karlovic et al. 2015a). Besonders hervorzuheben ist, dass das AAsSyst selbstständig den Armbewegungen des Nutzers folgt und dabei den voreingestellten, grundsätzlich variablen Unterstützungsgrad beibehält. Die Details hinsichtlich der Funktionsweise werden in Abschnitt 2.3 erörtert.

Fraglich ist, zu welcher Kategorie der Unterstützungssysteme das nun vorliegende AAsSyst gehört. Durch den aufgezeigten Entwicklungsprozess handelt es sich beim Endprodukt bei weitem nicht mehr nur um eine bloße (Arm-)Stütze. Da die Bewegungen der beiden Manipulatorarme durch den Anwender vorgegeben werden, könnte man erwägen, es unter die Master-Slave-Systeme zu subsumieren. Berücksichtigt man allerdings, dass der Nutzer nur den Vektor vorgibt und nicht direkt die Aktuatoren, also die Servomotoren, ansteuert, hinkt diese Einordnung. Das programmierte System muss variable, nicht vorhersehbare Bewegungsabläufe und ein vorgegebenes Unterstützungsniveau integrieren. Dies erfolgt nach einem programmierten Algorithmus; das System arbeitet also teilautomatisch und hat das Ziel, Nachteile laparoskopischer Eingriffe wett zu machen. Folglich handelt es sich um ein teilautonomes Roboterassistenzsystem der zweiten Generation.

### 5.) Evaluation des AAsSyst:

Im letzten Schritt geht es um eine umfassende Evaluation des AAsSyst, was Ziel der vorliegenden Arbeit ist. Dies geschieht aber auch im Rahmen eines Gesamtkonzepts, das nun vorgestellt wird.

## ***1.4 Gesamtkonzept der arbeitsphysiologischen Analyse des AAsSyst***

Das wie in Abschnitt 1.3 beschrieben entwickelte AAsSyst, wurde am Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung der Universität Tübingen nicht nur im Rahmen der vorliegenden Dissertation untersucht. Bereits 2015 befasste sich Frau Anja Kustermann in Ihrer Bachelorarbeit des Studienganges Medizintechnik (Kustermann 2015) mit dem AAsSyst. Sie untersuchte Performance-Aspekte, das heißt Arbeitspräzision und Arbeitsgeschwindigkeit mit und ohne AAsSyst im vorklinischen Setting, sowie die subjektive Einschätzung der Anwender bezüglich Handhabung und Ergonomie; außerdem wurde der Einfluss der Arbeitshöhe (überhöht oder ergonomisch angepasst) auf die Ergebnisse berücksichtigt. Des Weiteren evaluierten die beteiligten Wissenschaftler der Universität Stuttgart die Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine, ob das AAsSyst intuitiv bedient werden kann und, ob sich anhand von sagittalen und frontalen Kameraaufnahmen Änderungen der Körper-, Hand- und Armhaltung ausmachen lassen (Karlovic et al. 2015b).

## ***1.5 Ziele dieser Evaluation & Forschungsfragen***

Diese explorative Studie hingegen untersucht auf Grundlage der in Kustermann 2015 erhobenen Daten die Veränderung der *biomechanischen Belastung* laparoskopisch tätiger Chirurgen durch das AAsSyst. Zu diesem Zweck werden im Folgenden drei Teilaspekte der biomechanischen Belastung genauer betrachtet: Erstens die muskuläre Belastung des M. trapezius pars descendens rechts & links und des M. erector spinae rechts & links mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie (OEMG). Zweitens die Bewegung des proximalen rechten Unterarms anhand von Beschleunigungssensoren und drittens die Haltung im Bereich der Brustwirbelsäule (BWS), der Lendenwirbelsäule (LWS) & des rechten Oberarms mittels gravimetrischer Lagesensoren. Die Teilaspekte wurden je vor dem Hintergrund einer überhöhten Arbeitshöhe (hoch) und einer bezogen auf die Körpergröße ergonomisch angepassten Arbeitshöhe (tief) analysiert.

Primär werden folgende Hypothesen (Nullhypothese  $H_0$  vs. Alternativhypothese  $H_1$ ) zur möglichen Änderung der muskulären Beanspruchung durch Verwendung des AAsSyst explorativ untersucht:

- I. Die Verwendung des AAsSyst verändert die Muskelaktivität des M. trapezius pars descendens und/oder des M. erector spinae: Alternativhypothese I.
- II. Unter ergonomisch ungünstigen Bedingungen (überhöhte Tischhöhe, ungünstig gelegenes OP-Gebiet) ist die Änderung der Muskelaktivität durch das AAsSyst ausgeprägter: Alternativhypothese II.

Sekundär wird folgender Hypothese mit Bezug zur Körperhaltung als Erklärung einer möglichen Änderung der muskulären Beanspruchung durch Verwendung des AAsSyst - ebenfalls explorativ - nachgegangen:

- III. Durch den Einsatz des AAsSyst wird die Haltung des Nutzers verändert und so die Verkippung des Beckens, die Neigung der BWS, die Lateralflexion des Oberkörpers und/oder die Armabduktion/-Anteversion beeinflusst: Alternativhypothese III.

Je eine weitere sekundäre Hypothese bezog sich auf das Bewegungsverhalten und die Art der laparoskopischen Tätigkeit:

- IV. Unter Verwendung des AAsSyst kommt es zu mehr oder zu weniger Beschleunigungsspitzen des Armes, der das Instrument führt: Alternativhypothese IV.
- V. Der Einfluss des AAsSyst hängt von der laparoskopischen Tätigkeit ab.

## 2 Material & Methoden

Die Studie wurde im Sommer 2015 im arbeitsmedizinischen Labor des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung der Universität Tübingen aufgelegt. Sie ist Teil des Industry-on-Campus-Projekts 103 (IoC 103), an dem von industrieller Seite die Firmen Festo AG & Co. KG, Esslingen, sowie Trumpf Medizin Systeme GmbH & Co. KG, Saalfeld, mit eingebunden waren. Das IoC 103 beschäftigte sich mit "interaktionsbasierter manipulatorgestützter Assistenz" und wurde im Rahmen des bestehenden Interuniversitären Zentrums für Medizinische Technologien Stuttgart-Tübingen (IZST) realisiert. Die Universität Stuttgart war hierbei durch das Institut für Systemdynamik (Prof. Dr.-Ing. Dr. h.c. Sawodny) und durch das Institut für Konstruktionstechnik und Technisches Design (Prof. Dr.-Ing. Thomas Maier) beteiligt. Gefördert wurde das Projekt vom Ministerium für Wissenschaft, Forschung und Kunst Baden-Württemberg. Ein Ethikantrag wurde ex ante eingereicht und am 6. Mai 2015 positiv beschieden. Die Prüfplannummer lautet 251/2015BO1.

### *2.1 Probandenrekrutierung*

Es wurden Chirurgen aus den Tübinger Universitätskliniken für Gynäkologie und Urologie durch Anfrage rekrutiert. Diese operierten regelmäßig über einen laparoskopischen Zugang und waren mithin in dieser Arbeitstechnik erfahren. Die Bandbreite dieser Erfahrung reichte von 14 bis 192 Monaten. Insgesamt standen  $n = 15$  Assistenz- und Oberärzte zur Verfügung, wobei dreien leider die Zeit für den zweiten Messtag fehlte, so dass letztendlich zwei weibliche und zehn männliche Probanden verblieben. Das Alter lag zwischen 29 und 44 Jahren. Die genauen Daten der Teilnehmer - einschließlich deren studieninterne Bezeichnung - erschließen sich aus der nachfolgenden Tabelle. Die drei rot markierten Personen konnten aus terminlichen Gründen nicht zum Messtag 2 erscheinen, so dass sie im Verlauf als Drop-outs geführt wurden.

**Tab. 1: Studienkollektiv**  
rot = Drop-out mangels Messtag 2

Probanden-Identifikations-Nummer	Geschlecht	Alter [in Jahren]	Körpergröße [in cm]	Händigkeit	Berufserfahrung [in Monaten]
S13 001	♂	33	185	Rechts	96
S13 002	♂	33	172	Rechts	79
S13 003	♂	40	189	Rechts	167
S13 004	♂	44	185	Rechts	192
<b>S13 005</b>	♂	<b>59</b>	<b>189</b>	<b>Rechts</b>	<b>Keine Angabe</b>
S13 006	♀	34	168	Rechts	ca. 84
<b>S13 007</b>	♂	<b>37</b>	<b>179</b>	<b>Rechts</b>	<b>Keine Angabe</b>
S13 008	♂	29	200	Rechts	14
S13 009	♂	36	174	Rechts	115
S13 010	♂	35	177	Rechts	116
S13 011	♀	35	172	Rechts	102
<b>S13 012</b>	♂	<b>39</b>	<b>189</b>	<b>Rechts</b>	<b>Keine Angabe</b>
S13 013	♂	34	194	Rechts	82
S13 014	♂	31	190	Rechts	72
S13 015	♂	31	194	Rechts	66

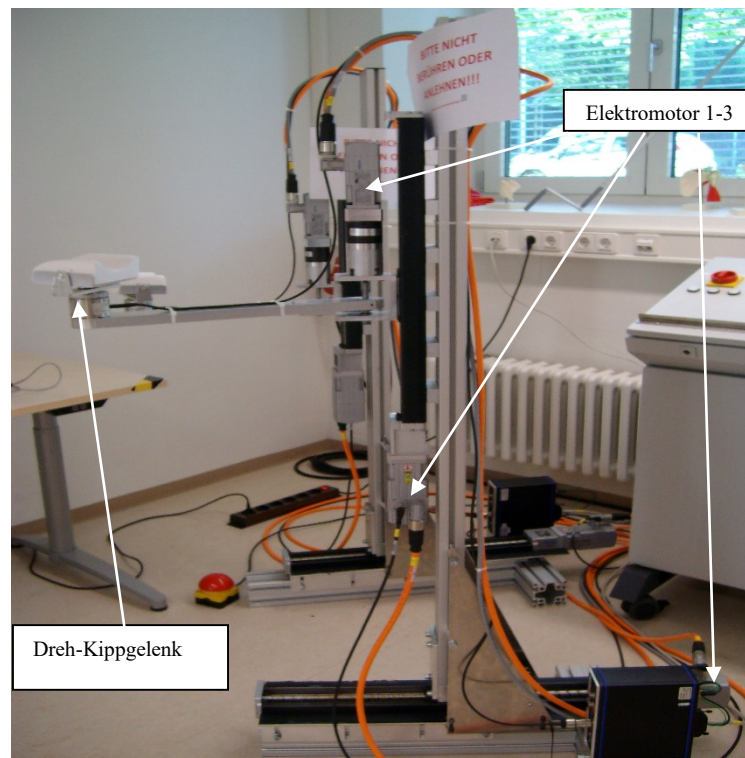
## 2.2 Ein-/Ausschlusskriterien

Ob die Probanden für die Studie geeignet waren, wurde mit Hilfe zweier standardisierter Fragebögen, dem "CRF Ein- und Ausschlusskriterien" und dem "CRF Probandenfragebogen", ermittelt. Die Fragebögen sind als Anlage 1 und Anlage 2 angehängt: Erst wurde der Versuchsablauf und die voraussichtlich zu erhebenden Daten in groben Zügen erklärt, um dann das schriftliche Einverständnis der Probanden einzuholen. Zudem gaben anthropometrische Daten unter anderem Aufschluss über Blutdruck und Beweglichkeit der Schulter-/Nackenregion, der Halswirbelsäule und der oberen Extremitäten. Die Dauermedikation wurde abgefragt und darauf geachtet, dass keine neuromuskulären, akuten oder Suchterkrankungen vorlagen. Linkshänder wurden ausgeschlossen. Dies liegt darin begründet, dass ansonsten der Versuchsaufbau für diese Probanden jedes Mal hätte geändert werden müssen und dies mit einem nicht zu unterschätzenden Aufwand verbunden gewesen wäre. Die kleine Probandengruppe von  $n = 15$  und die Häufigkeit von ca. 10-15 %, mit der Linkshänder in der Bevölkerung vertreten sind (Sattler et al. 2014), macht eine dahingehend repräsentative und aussagekräftige Stichprobe sowieso unmöglich. Der Vollständigkeit halber sei erwähnt,

dass die sich an den Probandenein- beziehungsweise Probandenausschluss anschließende Randomisierung ebenfalls hier dokumentiert wurde.

### ***2.3 Das Armassistenzsystem - Aufbau und Funktionsweise***

Der vorliegend evaluierte Prototyp eines Armassistenzsystems besteht aus zwei unabhängig voneinander positionierbaren Manipulator-Einheiten ("Roboterarme"), die fest mit dem Boden verankert werden. Jede Einheit hat die Aufgabe einen Unterarm des Operators aufzunehmen und bietet dafür als Schnittstelle eine Styroporauflage, auf der der hintere Teil des Unterarms abgelegt werden kann. Die Styroporauflage ist auswechselbar, wurde für diese Studie aber stets beibehalten.



**Abb. 1: Prototyp Armassistenzsystem mit Elektromotoren**

Der Manipulator ist so konstruiert, dass grundsätzlich drei Freiheitsgrade (1. vor/zurück, 2. hoch/runter, 3. Innen-/Außenrotation) entstehen. In Achsen ausgedrückt kann man auch von einer Beweglichkeit in horizontaler Richtung (X-Achse), vertikaler Richtung (Y-Achse) und einer Rotationsbewegung um die Y-Achse herum (Z-Achse) sprechen. Um dies zu erreichen, wurden im AAsSyst drei elektrische Servomotoren mit

einer Leistung von bis zu 860W (Heidingsfeld et al. 2014) verbaut. Da die Verbindung zwischen der Styroporauflage und dem Manipulator nicht starr, sondern durch ein Kipp- und ein Drehgelenk realisiert wurde (vgl. Abb. 1), kommen nochmals zwei weitere Freiheitsgrade hinzu.

Nun zur Steuerung des AAsSyst: Wie in Heidingsfeld et al. 2014 ausführlich beschrieben, ist jeder Elektromotor an einen Controller mit einer Abtastrate von 8 kHz angeschlossen. Die sogenannte "programmierbare logische Kontrolleinheit" ist diesen drei Controllern übergeordnet und arbeitet mit einer Abtastrate von 1 kHz. Sie ist die "Zentrale" des AAsSyst, da hier die mit Matlab/Simulink erstellten Algorithmen hinterlegt sind und auch Änderungen bspw. am Unterstützungsgrad vorgenommen werden können. Die Controller-Steuerung und der unterhalb der Styroporauflage installierte sechssachsige Kraftsensor sorgen durch ein ausgeklügeltes System von Feedback-Schleifen in Kombination mit einem Konzept der Kraft- und Geschwindigkeitskontrolle dafür, dass das AAsSyst den Unterarmbewegungen des Anwenders ohne spürbare Verzögerung folgt und so sowohl bei statischen als auch dynamischen Anforderungen die gewünschte Armunterstützung gewährleistet. Der Unterstützungsgrad kann in Prozent des Armgewichts eingestellt werden. Um zu verhindern, dass die erbrachte Unterstützung abrupt wegfällt, falls der Operateur das Ende des Arbeitsbereichs erreicht, wurde noch ein zusätzliches Force Feedback eingebaut. Dies sorgt dafür, dass eine Gegenkraft sanft aber kontinuierlich zunimmt, sobald man sich der Grenze des Arbeitsbereichs annähert (Heidingsfeld et al. 2014).

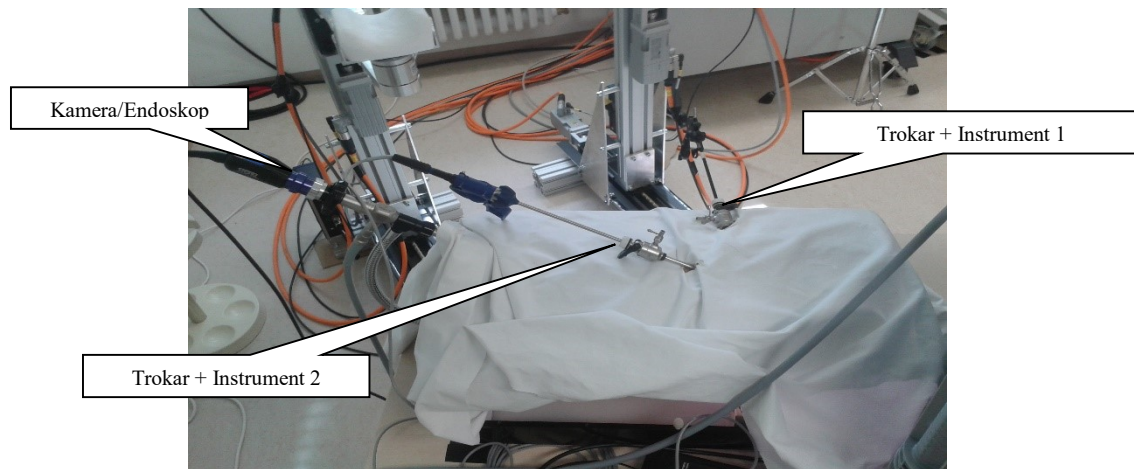
Um in Notsituationen oder anderen Konstellationen zügig die Armunterstützung beenden zu können, wurde das AAsSyst so programmiert, dass bei fehlendem Kontakt zwischen Unterarm und Kraftsensor die Elektromotoren die Armstütze nicht weiter nachführen (Karlovic et al. 2015a). Dadurch reicht eine kurze abrupte Armbewegung nach oben, um sich aus der Mensch-Maschine-Schnittstelle zu lösen.

### ***2.4 Versuchsaufbau***

Kern des Versuchsaufbaus war das AAsSyst und ein Pelvi-Trainer, der das Abdomen eines Patienten simuliert und mehrere Zugänge für eine minimalinvasive



Operation (Laparoskopie) beinhaltet; siehe Abb. 2. Die Studienteilnehmer positionierten sich wie in Abb. 6 dargestellt zwischen den beiden Manipulatorarmen des AAsSyst und dem Pelvitainer. Wie bei solchen Operationen üblich standen drei Zugangsöffnungen zur Verfügung: einer für die Kamera/das Endoskop und zwei für die Instrumente. Um die Simulation so realitätsnah wie möglich zu gestalten, befanden sich an den Instrumenten sogenannte Trokare, mit denen in realiter das Peritoneum des Patienten durchstoßen und offengehalten wird (Abb. 2).



**Abb. 2: Pelvi-Trainer mit darin eingeführten Instrumenten sowie Kamera/Endoskop**

Der Pelvi-Trainer wurde auf einen Tisch mit variabel einstellbarer Arbeitshöhe platziert. Dadurch konnte zwischen den Aufgaben die Tischhöhe von "hoch" auf "tief" und vice versa umgestellt werden, wobei "tief" einer ergonomisch angepassten, für die Laparoskopie idealen Tischhöhe, und "hoch" einer überhöhten Tischhöhe entsprachen.

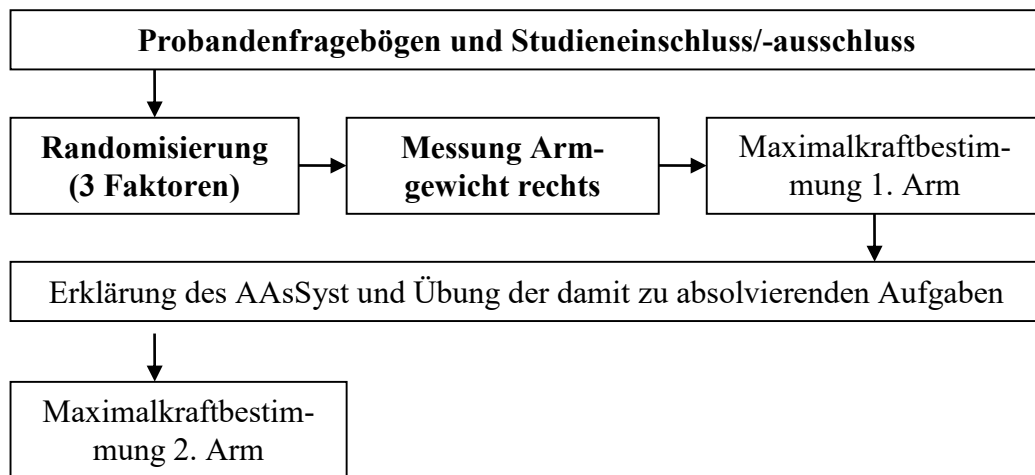
Analog eines in Steinhilber et al. 2016 niedergelegten Algorithmus wurde die Arbeitshöhe eines jeden Probanden bestimmt: Für die optimale Höhe (Tischposition "tief") nahm der Versuchsteilnehmer einen Ellenbogenwinkel von  $105^\circ$  ein und hielt dann das laparoskopisch Werkzeug so, dass zwischen Werkzeugschaft und Unterarm ein Winkel von ca.  $60^\circ$  entstand. Dann wurde die Tischhöhe verändert, bis die Werkzeugspitze den Arbeitsbereich berührte. Für die überhöhte Tischposition ("hoch") wurde zunächst der Ellbogen-Boden-Abstand eines Teilnehmers gemessen und dann 15 % davon zur tiefen Tischhöhe addiert.

Das Kamerabild wurde auf einen Monitor gelegt, der sich in ca. 80 cm Entfernung leicht linkslateral des jeweiligen Versuchsteilnehmers befand. Die Monitorhöhe wurde,

ebenfalls entsprechend Steinhilber et al. 2016, so gewählt, dass eine Blickneigung von 10° nach unten entstand. Insgesamt konnte der Monitor also ohne nennenswerte Kopfdrehung oder -neigung bequem angeschaut werden. Das AAsSyst war hinter dem jeweiligen Probanden positioniert und die Versuchsteilnehmer trugen Kasacks, so dass sie in Ihrer Oberkörperbeweglichkeit nicht eingeschränkt waren. Eine Webcam komplettierte den Versuchsaufbau und lieferte im Intervall Bilder von der Haltung der Nutzer des AAsSyst.

## 2.5 Versuchsablauf Messtag 1

Der Versuchsablauf gliederte sich für jeden Studienteilnehmer in zwei Messtage, zwischen denen minimal 0 Tage und maximal 1 Monat lag. Idealerweise sollte zwischen den Messtagen mindestens ein Tag Pause liegen; dies war jedoch bei zwei Probanden aufgrund der beruflichen Auslastung als Chirurg nicht möglich. Der genaue Ablauf des jeweiligen Messtages ist schematisch aus Abbildung Nr. 3 (Messtag 1) und Nr. 4 (Messtag 2) ersichtlich.



**Abb. 3: Ablauf Messtag 1 (Übungstag für nicht fett gedruckte Aufgaben)**  
AAsSyst = Armassistenzsystem

Am ersten Messtag wurden die Probanden zunächst in die Studie eingeschlossen (vgl. Kapitel 2.2) und mit den Räumlichkeiten vertraut gemacht.

### 2.5.1 Randomisierung

Sodann wurde eine Probandenrandomisierung bezüglich Arbeitstischhöhe (hoch oder tief) und der Armassistenz (mit oder ohne) durchgeführt. Dies gestaltete sich derart, dass aus zwei Losbehältnissen Zettel mit der einen oder anderen Reihenfolge gezogen werden mussten. Wichtig ist hierbei, dass das Randomisierungsmerkmal der Arbeitstischhöhe dem der Armassistenz nachrangig war; es wurde also beispielsweise bei einer angenommenen Randomisierung von "tief/hoch" und "ohne Assistenz/mit Assistenz" erst ohne AAsSyst bei tiefer, dann hoher Tischhöhe gearbeitet; danach wurde das AAsSyst aktiviert und bei hoher, dann tiefer Tischhöhe die Aufgabenstellung beendet.

Zu guter Letzt wurde noch randomisiert, mit welchem Arm (rechts oder links) die Maximalkraftmessungen begonnen werden sollten. Auch hier wurden Lose gezogen. Damit war der Randomisierungsprozess abgeschlossen und mögliche Confounder durch das Studiensetting weitestgehend eliminiert. Das Ergebnis ist in folgender Tabelle für alle Probanden aufgelistet.

**Tab. 2: Randomisierungsergebnisse**  
rot = Ausschluss mangels Messtag 2

Probanden-Identifikations-Nummer	Armassistenz	Tischhöhe	Armreihenfolge Maximalkraft
S13 001	mit/ohne	hoch/tief	rechts/links
S13 002	ohne/mit	tief/hoch	links/rechts
S13 003	mit/ohne	tief/hoch	links/rechts
S13 004	ohne/mit	tief/hoch	links/rechts
<b>S13 005</b>	<b>ohne/mit</b>	<b>tief/hoch</b>	<b>links/rechts</b>
S13 006	mit/ohne	tief/hoch	links/rechts
<b>S13 007</b>	<b>mit/ohne</b>	<b>hoch/tief</b>	<b>links/rechts</b>
S13 008	ohne/mit	tief/hoch	links/rechts
S13 009	ohne/mit	hoch/tief	links/rechts
S13 010	mit/ohne	hoch/tief	links/rechts
S13 011	ohne/mit	hoch/tief	rechts/links
<b>S13 012</b>	<b>ohne/mit</b>	<b>tief/hoch</b>	<b>rechts/links</b>
S13 013	ohne/mit	hoch/tief	links/rechts
S13 014	mit/ohne	tief/hoch	links/rechts
S13 015	mit/ohne	tief/hoch	rechts/links

### **2.5.2 Armgewichtsbestimmung**

Nun wurde das Gewicht des rechten Armes eines jeden Probanden bestimmt. Dafür wurde ein eigens entwickeltes Messverfahren, das in Kustermann 2015 ausführlich beschrieben wird, verwendet. Dieses Verfahren lieferte jedoch nicht das absolute, sondern nur das sogenannte "partielle" Armgewicht. Das heißt, dass davon ausgegangen wird, dass das so bestimmte Armgewicht nicht dem tatsächlichen Gewicht des vom Torso abgetrennten Armes entspricht. Das Gewicht wurde vielmehr nur näherungsweise bestimmt und dies durch das Adjektiv "partiell" zum Ausdruck gebracht. Die rechten Arme der Probanden wogen nach diesem Verfahren zwischen 2,0 kg und 4,04 kg. Mit Hilfe des nun gewonnenen Armgewichts konnte dann an Messtag zwei das AAsSyst probandenindividuell auf eine Assistenzstärke von 90 % des Armgewichts eingestellt werden.

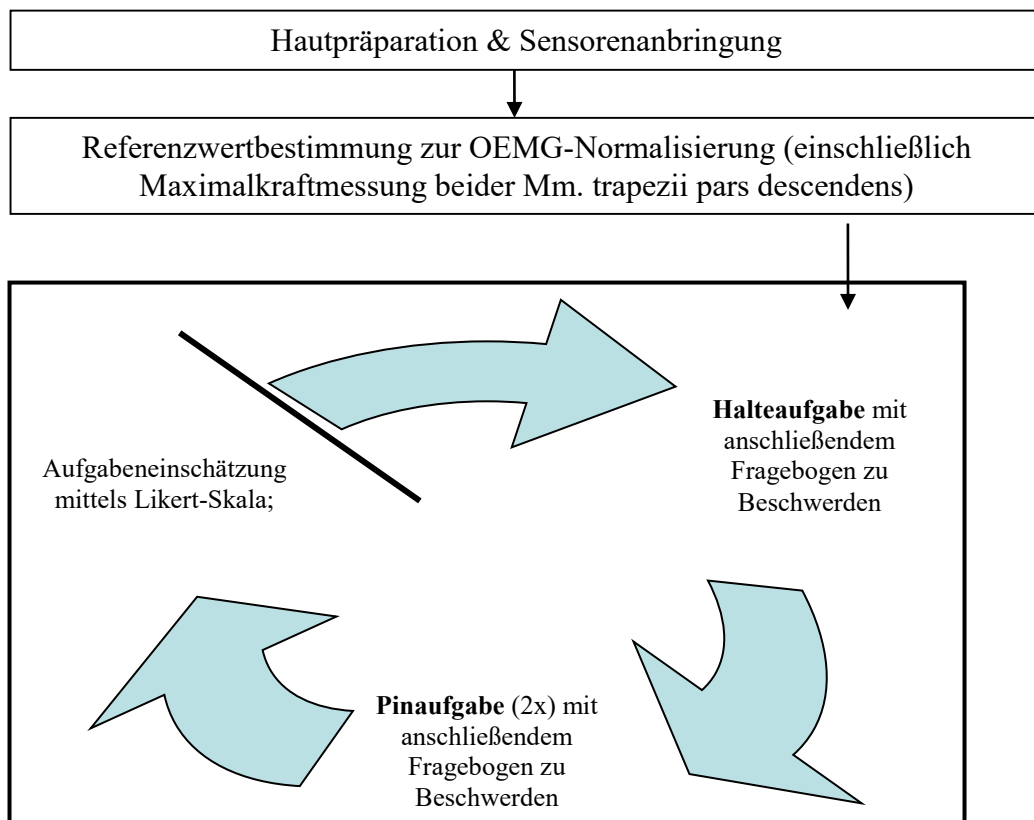
### **2.5.3 Maximalkraftmessungen**

Die Maximalkraftmessungen werden im Abschnitt 2.6.2 Referenzwertbestimmung zur OEMG-Normalisierung behandelt. Hintergrund ist, dass die Messung der Maximalkraft bzw. der maximalen isometrischen Willkürkontraktion (MVE) Voraussetzung für die Normalisierung der OEMG-Messwerte war und deswegen auch dort beschrieben wird. Zur Abbildung 3 ist noch anzumerken, dass die tatsächlichen Maximalkraftmessungen erst an Messtag 2 gewonnen wurden. Der erste Messtag diente diesbezüglich der Übung, was durch die nicht fette Schrift in der Abbildung kenntlich gemacht wurde.

## ***2.6 Versuchsablauf Messtag 2***

Am zweiten Messtag wurde der eigentliche Kern der Datenerhebung durchgeführt. Der gesamte Tagesablauf ist schematisch in Abb. 4 dargestellt. Zusammenfassend begann er mit der leitlinienkonformen (Steinhilber et al. 2013) Sensoren-Anbringung am jeweiligen Probanden. Daran schloss sich die EMG-Normalisierung und die Bestimmung der Maximalkraft beider Arme an. Dann wurde über mehrere Durchläufe hinweg zuerst die Halteaufgabe (vgl. Kapitel 2.7.1) mit Beschwerdefragebogen, gefolgt von zwei Durchgängen der Pinaufgabe (vgl. Kapitel 2.7.2) mit Beschwerdefragebogen und

abschließend eine Befragung zur Aufgabeneinschätzung durchgeführt. Die Auswertung der Fragebögen war Teil einer anderen Arbeit, so dass im Folgenden nicht weiter darauf eingegangen wird. Bei Interesse sei auf Kustermann 2015 verwiesen. Durch die Versuchsmodalitäten mit Tischhöhenvariabilität (vgl. Kapitel 2.4) und Unterstützungsvariabilität (mit/ohne AAsSyst) ergaben sich insgesamt vier Durchläufe. Dies symbolisiert der Aufgabenkreis in Abb. 4, der somit insgesamt viermal durchlaufen wurde. Die Tischhöhe ist der Armassistenz, wie bereits erwähnt, nachrangig gewesen. Es folgt der Ablauf des zweiten Messtages im Einzelnen.



**Abb. 4: Ablauf Messtag 2 (eigentliche Datenerhebung)**  
Blauer Pfeilkreis = Aufgabeneinheit; diese wurde insgesamt 4mal durchgeführt (mit/ohne AAsSyst sowie Tischhöhe hoch/tief)

### 2.6.1 Hautpräparation & Sensorenanbringung

Der Oberkörper des Chirurgen musste zunächst entkleidet werden. Dann wurden die Hautareale, auf denen die runden EMG-Elektroden anzubringen waren, rasiert. Dies war

- zwischen Acromion und Processus spinosus C7 mittig, sowie
- paravertebral auf Höhe der Processus spinosus L1/L2 und
- über dem Processus spinosus C7 für die sogenannte Gerätemasse-Elektrode zur Verminderung von Störeinflüssen (Neutralelektrode)

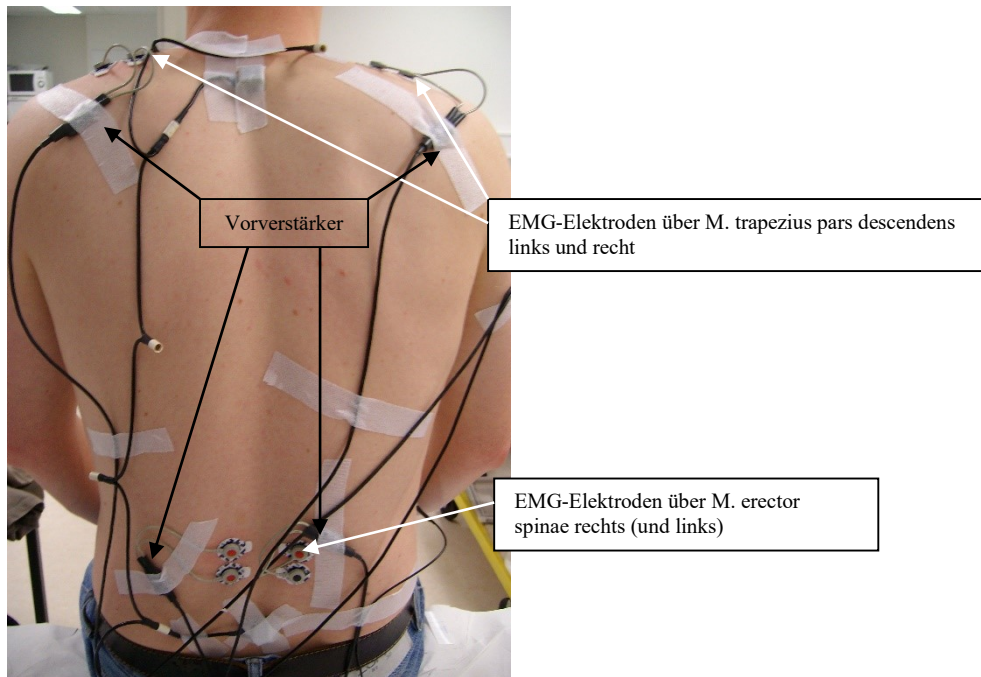
der Fall. Mit einem ECG/EEG Abrasive Skin Preparation Gel (Nuprep®, Weaver & Company) wurde die Haut dort kreisförmig von Schweiß und abgestorbenem Hautepithel gereinigt. Nun konnte die einzelne Neutralelektrode und dann die weiteren Klebeelektrodenpaare mit Druckknopfanschluss im Abstand von 25 mm - Elektrodenmitte zu Elektrodenmitte - auf die vorbereitete Haut aufgeklebt werden. Es wurde also bipolar abgeleitet. Die verwendeten Elektroden der Hersteller Covidien™/Kendall™ H93SG bestanden aus Silber/Silberchlorid. Der aktive Elektrodendurchmesser betrug 15mm. Sie waren für das Physiologie Mess- und Analysegerät PS11 (PS11) der Firma Thumedi (vgl. Kapitel 2.7.1) geeignet und erfüllten dessen Voraussetzungen. Damit es bei den Elektrodenpaaren zu keiner Verwechslung kommt, wurde eine Farbkodierung zu Hilfe genommen. Die Zuordnung kann Tabelle 3 entnommen werden.

**Tab. 3: Farbkodierung der EMG-Elektroden**

M. = Musculus

Muskel	Farbkodierung der Elektroden
M. erector spinae links	rot-rot
M. erector spinae rechts	rot-schwarz
M. trapezius pars descendens links	grün-grün
M. trapezius pars descendens rechts	grün-schwarz

Die zuführenden Kabel und Vorverstärker wurden mit Fixomull®-Streifen mit genügend Spiel dergestalt auf dem Probanden fixiert, dass seine Beweglichkeit nicht eingeschränkt war; siehe Abb. 5. Im Rückenbereich ist beispielsweise eine ausreichende Flexion/Extension und vor allem Rotation zu gewährleisten. Gleichwohl wurden die Kabelstränge nicht zu locker gehalten, um Bewegungsartefakten im EMG-Signal vorzubeugen.



**Abb. 5: Lokalisation und Fixierung der farbkodierten EMG-Elektroden + Vorverstärker**  
M. = Musculus

Die drei würfelförmigen gravimetrischen Lagesensoren wurden lumbal über dem Processus spinosus L4 und thorakal über dem Processus spinosus Höhe ca. Th1/2 mit gekreuztem Klebeband fixiert und verkabelt. Analog wurde der dritte Lagesensor über der mittigen Oberarmaußenseite des am Körper angelegten und mit dem Daumen nach vorne zeigenden rechten Armes angebracht.

Die beiden Beschleunigungssensoren wurden am proximalen rechten Unterarm über der Armaußenseite mit nur einem Fixomull®-Streifen festgeklebt. Die Sensoren wurden parallel und in Längsrichtung über der Unterarmaußenseite ausgerichtet, wobei die sensitive Messachse dadurch orthogonal zueinander stand, um so die Quer- und Längsbeschleunigung zu erfassen; siehe Abb. 6. Auch hier wurden die Kabel so wie bei den EMG-Elektroden, also nicht zu straff und nicht zu locker, befestigt. Zu guter Letzt wurde das PS11 (vgl. Kapitel 2.7.1) der Firma Thumedi am Gürtel befestigt und dort die gesamten Kabel eingesteckt. Ein eventuell mitgeführtes Mobilfunkgerät musste, um Interferenzen vorzubeugen, abgelegt werden. Bevor der Oberkörper des Probanden mit einem Kasack bekleidet und die EMG-Normalisierung beginnen konnte, durchlief jeder Proband noch einen Plausibilitätstest, indem die OEMG-Signale visuell bei entsprechender Muskelkontraktion geprüft wurden.

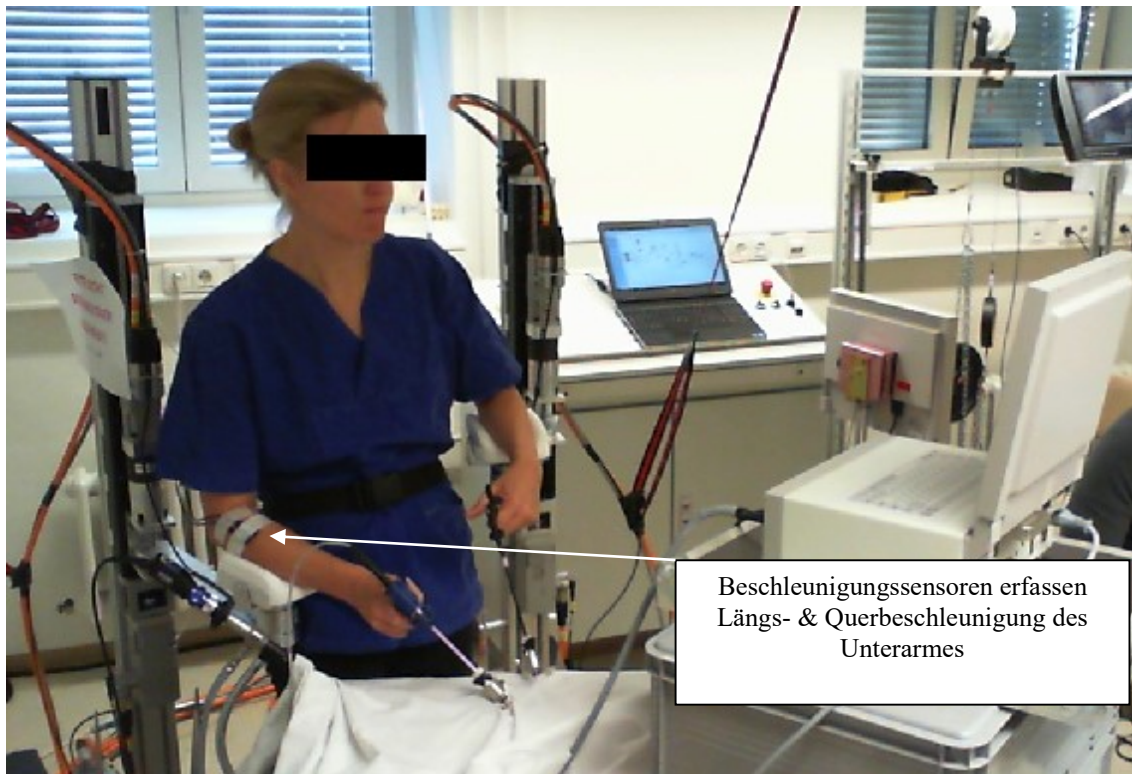


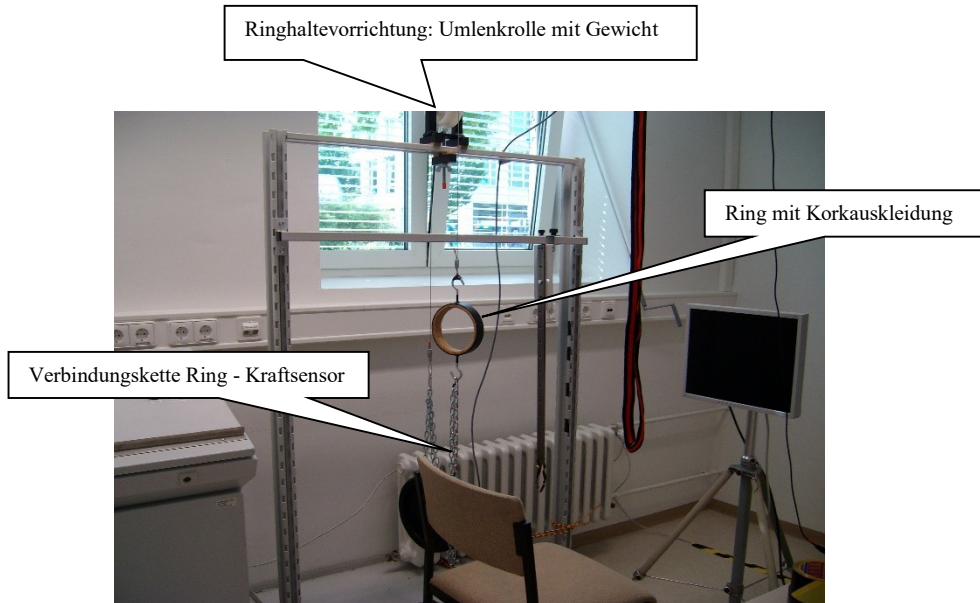
Abb. 6: Beschleunigungssensoren am Unterarm; Position der Studienteilnehmer

### 2.6.2 Referenzwertbestimmung zur EMG-Normalisierung

In aufrechtem, hüftbreitem Stand mussten zwei 2 kg schwere Hanteln parallel im 90°-Winkel antevertiert und über 30 Sekunden gehalten werden. Die myoelektrische Aktivität dieser Position wurde aufgezeichnet. Sodann folgte die Messung der maximalen (isometrischen) Willkürkontraktion (MVE) beider Mm. trapezii pars descendens:

Entsprechend der in Tabelle 1 angegebenen Randomisierung wurde mit dem zuerst gesetzten Arm begonnen. Dieser wurde durch einen mit Kork ausgekleideten Ring, der durch eine Spannrolle auf Schulterhöhe gehalten wurde, gesteckt. Der Ring war durch eine Metallkette an einem am Boden stehenden Kraftsensor befestigt. Zum besseren Verständnis wurde der Messaufbau ohne Proband in Abb. 7 dargestellt.





**Abb. 7: Messaufbau Maximalkraftmessung**

Nun wurde der Versuchsteilnehmer gebeten, den distalen Oberarm am Korkring zu positionieren und mit der ihm maximal möglichen Kraft diesen Ring nach kranial zu bewegen. Diese Prozedur wurde sitzend dreimal je Arm mit einminütiger Pause wiederholt.

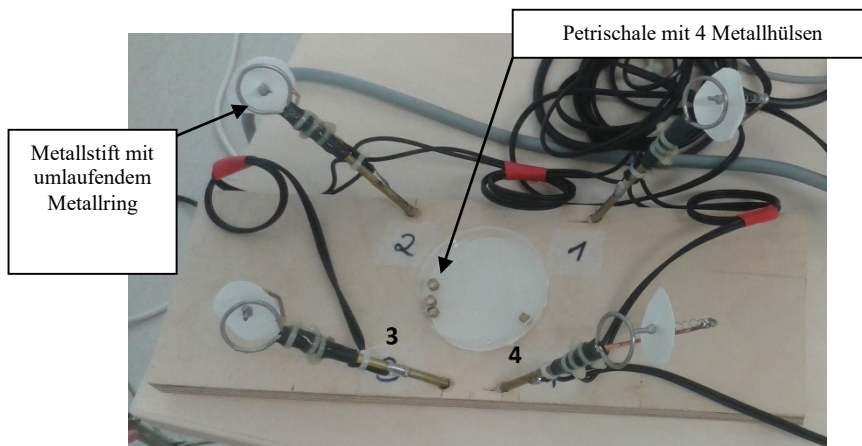
### **2.6.3 Versuchsaufgaben**

Die beiden einmal mit und einmal ohne AAsyst zu bewältigenden Aufgaben wurden so gewählt, dass möglichst unterschiedliche Belastungssituationen durch sie abgebildet werden. Eine Halteaufgabe diente der Untersuchung von statischen Belastungen und differenzierte nach Operationsgebiet bzw. Ecken; eine dynamische Aufgabe zur bimanuellen Koordination wurde entsprechend der Aufgabe Nr. 3 der Laparoscopic Skills Training and Testing Method (LASTT) der European Academy of Gynaecological Surgery gestaltet. Die Reihenfolge der beiden experimentellen Aufgaben wurde nicht randomisiert. Hier die Aufgaben en detail:

#### **Aufgabe 1 - Halteaufgabe**

Diese Aufgabe wurde nur mit der dominanten - also der rechten - Hand der Versuchsteilnehmer ausgeführt (vgl. Ausschlusskriterien in Kapitel 2.2). Ein federnd gelagerter Metallstift, dem ein ca. 20 mm durchmessender Metallring vorgelagert war,

wurde mit einer Metallhülse von ca. 4 mm Durchmesser, die zuvor mit Hilfe des laparoskopischen Instruments aus einer Petrischale aufgenommen worden war, für 20s berührt. Idealerweise wurde die Metallhülse über den Metallstift gestülpt. Jeder Kontakt mit dem vorgelagerten Metallring wurde als Fehler gewertet. Bei Fehlerkontakt erzeugte der dann geschlossene Stromkreis des Endoskopie-Zieltrainers ein akustisches Signal. So wurde der Proband auf den nicht erwünschten Kontakt aufmerksam gemacht und der Untersucher konnte den Fehler schriftlich dokumentieren. Bei Zielkontakt gab das System ein optisches Signal aus, was der Untersucher verbal mit dem Wort "korrekt" mitteilte; die 20s begannen zu laufen. Auch während der Haltezeit aufgetretene Fehler wurden gezählt.



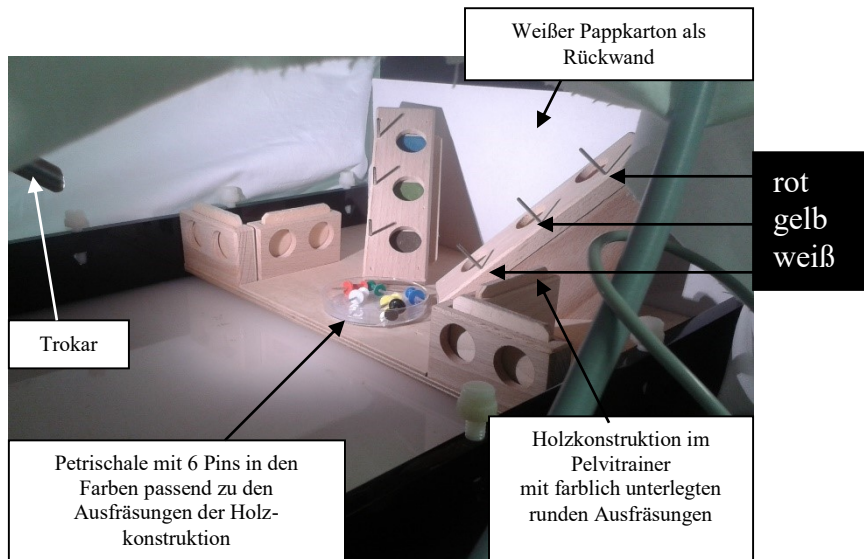
**Abb. 8: Ecken-Konstruktion aus Metallstiften und -ringen auf einer Holzplatte (Halteaufgabe)**

Insgesamt gab es vier Metallringe, die auf den Ecken einer rechteckigen Holzplatte platziert waren, siehe Abb. 8. Die dargestellte Nummerierung entsprach auch der Reihenfolge, in der die Metallstifte berührt werden mussten. Die vier Ecken repräsentieren bzw. simulieren die verschiedenen Operationsgebiete der Laparoskopie. Zeit spielte während dieser Aufgabe keine Rolle, worauf der Studienteilnehmer ex ante hingewiesen wurde.

### **Aufgabe 2 - Pinaufgabe**

Korkwandpins mit unterschiedlichen Farben mussten mit dem linkshändig geführten Instrument aus einer Petrischale aufgenommen, an das rechtshändig geführte Instrument übergeben und schließlich in eine regalähnliche Holzkonstruktion farblich korrespondierend in runde Ausfräsungen abgelegt werden. In Abb. 9 ist die Holzkonstruktion im Pelvi-Trainer abgebildet. Die Holzkonstruktion wurde in der

Reihenfolge blau-grün-grau-rot-gelb-weiß - von links oben nach rechts unten - "bestückt". Nachdem alle sechs verschiedenfarbigen Pins abgelegt worden waren, erfolgte der Rücktransport in umgekehrter Reihenfolge. Erst dann war ein Durchgang, dessen Zeit gestoppt wurde, beendet; jeder Untersuchungsteilnehmer musste zwei Durchgänge pro Untersuchungssituation (Tischhöhe, Unterstützung durch AAsSyst; vgl. Kapitel 2.6) durchlaufen.



**Abb. 9: Holzkonstruktion für Pinaufgabe im Pelvi-Trainer**

Vor oder bei der Übergabe von Instrument zu Instrument heruntergefallene Pins mussten erneut übergeben werden. Nach der Übergabe war nur ein erneutes Aufnehmen nötig. Die Zeit lief in beiden Konstellationen weiter.

### ***2.7 Methoden der Datenerfassung, Messgeräte & daraus resultierende Messgrößen***

Die Erfassung der Probanden erfolgte multidimensional. Genutzt wurden die Oberflächenelektromyographie (OEMG), zwei Beschleunigungs-, drei Lagesensoren und eine 2D-Videodokumentation mittels fest installierter Web-Kamera. Auf diese Weise konnten die Elektrische Aktivität als Maß für die absolute bzw. relative Beanspruchung der abgeleiteten Muskulatur (OEMG), das Bewegungsverhalten des rechten Unterarms in zwei Ebenen (Beschleunigungssensoren) und die Haltung der Studienteilnehmer im Bereich BWS, LWS und dem Oberarm (Lagesensoren) erfasst werden. Wie dieser

Sensorenaufbau an der Versuchsperson realisiert wurde, ist in Kapitel 2.6.1 dargelegt. Die Erfassungsmethoden im Einzelnen:

### **2.7.1 Oberflächenelektromyographie (OEMG) & Physiologie Mess- und Analysegerät PS11 (PS11)**

Die Oberflächenelektromyographie ist eine Methode, mit der die neuromuskulär erzeugten Summenaktionspotentiale an der Hautoberfläche abgeleitet und quantifiziert werden, um unter anderem Rückschlüsse auf den Grad der Muskelaktivität (elektrische Aktivität) und/oder der Muskelermüdung (elektrische Aktivität + Medianfrequenz) zu ziehen. Diese Methode ist seit Jahrzehnten u.a. in der Sportwissenschaft und Arbeitsmedizin etabliert (Merletti; Muceli 2019) und wird immer wieder besonders bezüglich der Analysealgorithmen weiterentwickelt. Wir haben die erzeugten Summenaktionspotentiale nicht über Feinkabel- sondern mit Hilfe von Oberflächenelektroden, wie sie bspw. auch beim EKG verwendet werden, abgeleitet. Grundlage für die Ableitung im Sinne des "Best practice" bildete die S2k-Leitlinie Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft vom März 2013 (Steinhilber et al. 2013), die die Ergebnisse des Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) - Projektes<sup>2</sup> und der International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) berücksichtigt. Die Lage der Elektroden, deren Spezifikationen und wie diese angebracht worden sind, ist bereits in Kapitel 2.6.1 beschrieben.

Die so gewonnenen Potentialdifferenzen wurden über das PS11 aufgezeichnet und weiterverarbeitet. Zunächst dessen genaue Geräte- und Software-Informationen: PS11-UD; Seriennummer 08x0259; Hardware DSP 13; Software DSP 64; Software RISC 65.

Das EMG-Signal wurde dann differentialverstärkt, gefiltert (Hochpassfilter zweiter Ordnung mit -3dB bei 4Hz; Tiefpassfilter elfter Ordnung mit -3dB bei 1300Hz) und mit 4096Hz gesampled. Die Common Mode Rejection Ratio insgesamt lag >96dB; das effektive Gesamttrauschen <0.8  $\mu$ V RMS; der Linearitätstyp bei  $\pm 0,15$ dB bei 25–1100 Hz. Die so gewonnenen Daten wurden durch das PS11 in Echtzeit mittels einer Fast

---

<sup>2</sup> <http://www.SENIAM.org>

Fourier Transformation in seine sinuiden Anteile (Leistungsspektrum) umgewandelt (1024-Punkte Fast Fourier Transformation mit einer Bartlett-Fensterung mit 50 % Überlappung). Dann wurde digital gefiltert (Hochpassfilter elfter Ordnung mit -3dB bei 16Hz). Netzinterferenzen (50Hz und seine ersten sieben Harmonischen) wurden durch die Spektralwerte eines 4 Hertz breiten Bandes um ihre Zentralfrequenz herum (beide spektralen Nachbarn) ersetzt. Eine EMG-Korrektur auf EKG-Artefakte erfolgte nicht. Das quadratische Mittel der elektrischen Aktivität ( $eA [\mu V]$ ) wurden in Echtzeit aus dem Leistungsspektrum berechnet (250ms gleitendes Fenster mit 50 % Überlappung) und synchron zu den Rohdaten durch das PS11 gespeichert.

Die genaue Kanalbelegung des PS11 ist in Tabelle 4 dargestellt. Für die OEMG sind die Kanäle 1-4 relevant. Kanal 1 und 2 waren für die Daten des M. erector spinae, Kanal 3 und 4 für die Daten des M. trapezius pars descendens reserviert.

**Tab. 4: Kanalbelegung PS11**

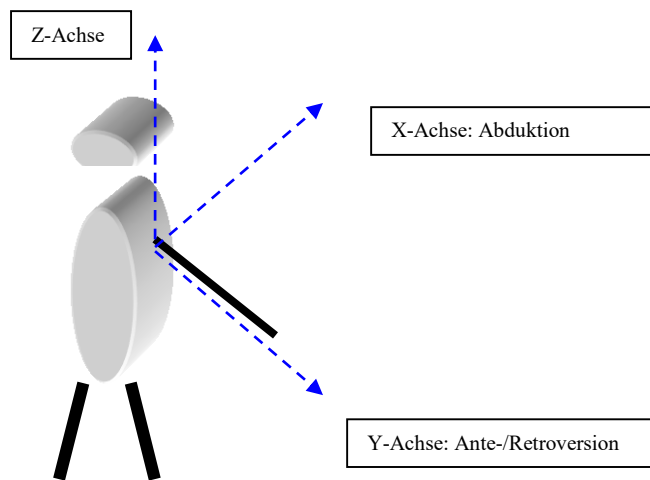
OEMG = Oberflächenelektromyographie, M. = Musculus

Kanal	Abgeleitetes Signal & dessen Lokalisation/Vektor
1	OEMG M. erector spinae - LINKS
2	OEMG M. erector spinae - RECHTS
3	OEMG M. Trapezius pars descendens - LINKS
4	OEMG M. Trapezius pars descendens - RECHTS
5	Kraftmesser
6	Beschleunigung rechter Unterarm in LÄNGSRICHTUNG
7	Beschleunigung rechter Unterarm in QUERRICHTUNG
8	3 Lagesensoren in $0,1^\circ$ - Schritten:  <div style="display: flex; justify-content: space-between; padding: 0 20px;"> <div style="text-align: left;"> <p>0x33</p> <p>0x34</p> <p>0x35</p> </div> <div style="text-align: left;"> <p>Lendenwirbelsäule (X-/Y-Achse)</p> <p>Brustwirbelsäule (X-/Y-Achse)</p> <p>rechter OBERARM (X-/Y-Achse)</p> </div> </div>

## 2.7.2 Beschleunigungs- & Lagesensoren

Die weiteren Kanäle 6,7 und 8 dienten zur Erfassung der Arm-Beschleunigung und der Lage der Probanden im Raum. Hierzu wurden zwei Beschleunigungssensoren (Auflösung 0,5 Milli-g, Messbereich 0-2 g) der Firma Thumedi für die Längs- (Kanal 6) und Querbeschleunigung (Kanal 7) und drei 3D-gravimetrische Lagesensoren (Auflösung  $0,1^\circ$ ; Messfehler  $\leq 0,5^\circ$ , Zeitauflösung 125 ms, Größe ca.  $24 \times 18 \times 10 \text{ mm}^3$ ) der

Firma Thumedi in Würfelform (Kanal 8) benutzt. Deren Lokalisation und Fixierung kann in Kapitel 2.6.1 nachgelesen werden. Die so erzeugten Daten wurden - wie die der OEMG - vom PS11 aufgezeichnet, und verarbeitet. So gab das PS11 die jeweiligen Winkel in 0,1-Grad-Schritten und die Beschleunigung in  $\text{mm/s}^2$  aus. Die Lagesensoren maßen die Abweichungen zur Erdnormalen. Zu berücksichtigen ist auch, dass Kanal 8 aus mehreren Kanalnummern bestand, mit 0x33 als Bezeichnung für die Daten des LWS-Sensors, und 0x34 und 0x35 für die Daten des BWS- und des Oberarm-Sensors respektive.



**Abb. 10: Proband mit rechtem Arm schematisch im Koordinatensystem des Lagesensors des rechten Oberarms**

Wie in Abb. 10 graphisch aufbereitet, dokumentierten die Lagesensoren die Armabduktion um die X-Achse (Kanalbezeichnung X-Achse) und die Ante-/Retroversion des Armes um die Y-Achse (Kanalbezeichnung Y-Achse). Die Rotation wurde nicht gemessen.

Zu beachten ist, dass sich das Koordinatensystem für die Lagesensoren der Wirbelsäule verschiebt, da sich die Position der Lagesensoren im Vergleich zur Befestigung am Oberarm um  $90^\circ$  dreht. Für die Winkel der BWS und LWS (Flexion/Extension sowie Lateralflexion) gilt also folgende Achsenverteilung: Wirbelsäulenflexion/-Extension um die X-Achse (Kanalbezeichnung X-Achse), (Oberkörper-)Lateralflexion um die Y-Achse (Kanalbezeichnung Y-Achse).

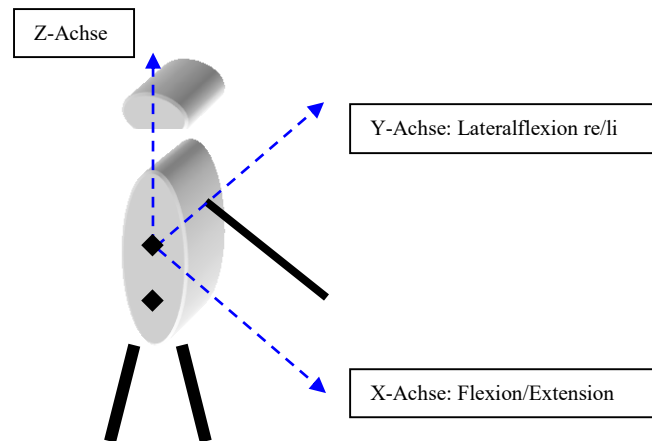


Abb. 11: Proband mit rechem Arm schematisch im Koordinatensystem der Lagesensoren der Wirbelsäule

### 2.7.3 Webcam

Die handelsübliche Webcam war rechts der Testperson ca. 20° frontolateral auf Kopfhöhe und mit einem Abstand von ca. 1,5 m positioniert und nahm alle 2 bis 10 s ein Bild mit einer Auflösung von 640x480 Pixeln auf. Dies diente der Plausibilitätskontrolle und Dokumentation der Datenerhebung.

## 2.8 Datenaufbereitung

### 2.8.1 MeasDatConvert

Das Programm MeasDatConvert Version 2.3 der Firma Thumedi hat die in einer einzigen Datei mit der Endung .DAT abgelegten Kennwertdaten des PS11 in eine .XML-Datei und eine .THU-Datei umgewandelt. Dieser Umwandelungsschritt war notwendig, damit das im folgenden Abschnitt beschriebene Marker- & Analyseprogramm Sabcom® die Daten einlesen konnte.

### 2.8.2 Sabcom®

Dieses Analyse-, Marker- und Berechnungsprogramm für OEMG-Daten wurde im arbeitsphysiologischen Labor des Arbeitsmedizinischen Instituts selbst entwickelt. Es ermöglicht einerseits die visuelle Analyse, andererseits die Strukturierung des (EMG-)

Signals mit sogenannten Markern, um dann wichtige (EMG-)Parameter der markierten Abschnitte für die statistische Analyse aus dem Gesamtsignal zu berechnen. Wir verwendeten die Version 3.33.

Zunächst wurde das EMG-Signal eines jeden Probanden eingelesen und auf Plausibilität visuell und automatisiert kontrolliert. Nicht dokumentierte Untersuchungsphasen, bspw. wegen Kabelabriss oder auch fehlende Kanäle, wurden so identifiziert (vgl. Kapitel 3.1 "Ausfälle"). Vom PS11 automatisch verworfene Datenpunkte durch Übersteuerung, gelöste Elektroden oder zu kleiner elektrischer Aktivität für die Medianfrequenz-Berechnung etc., wurden im Hauptbildschirm von Sabcom durch orangefarbene Punkte auf Höhe der Null-Linie dargestellt. Dadurch konnte bei der Markierung des EMG-Signals darauf geachtet werden, dass genügend valide Messwerte vorhanden sind. Das Markern selbst wurde anhand klar definierter Parameter umgesetzt. Als erste Orientierungshilfe zur Abgrenzung der einzelnen Übungsabschnitte wurden die durch die Untersucher bereits während der Datenerhebung manuell gesetzten Marker herangezogen. Dann wurde anhand der elektrischen Aktivität, der Lagesensoren oder - bei den Maximalkraftmessungen - anhand eines Kraftmessers eine äußere Analysephase (grün) und eine innere Berechnungsphase (rot) definiert. Abb. 12 verdeutlicht das Vorgehen.





Abb. 12: Sabcom-Programm mit gesetzten Markern für äußere (grün) und innere (rot) Analysephase der Musculus-erector-spinae-Normalisierung

In einem letzten Arbeitsschritt wurde aus den so als relevant markierten Bereichen die für die weitere Analyse notwendigen Daten exzerpiert & berechnet und in eine ASCII-Datei umgewandelt.

So gelang es das gesamte EMG in 36 Phasen zu strukturieren und die relevanten Abschnitte (rote Berechnungsphasen) einem statistischen Analyseprogramm zugänglich zu machen. Tabelle 5 gibt einen Überblick über die 36 gemarkerten Phasen.

**Tab. 5: Alle gemarkerten Phasen**

M. = Musculus

Phase	Beschreibung	Definition (Berechnungsphase)
1	Normalisierung aufrechter Stand	20s, etwa in der Mitte
2	Normalisierung M. trapezius	Arme 90° abduziert mit 2kg Hantel, 10s am Anfang der Phase
3		Gesamte Phase über ca. 60s
4		10s am Ende der Phase
5	Normalisierung M. erector spinae	Arme 90° antevertiert mit 2kg Hantel, 20s in der Mitte der Phase
6	Messung des (Unter-) Armgewichts rechts	ca. 5s stabiles Signal
7-12	Maximalkraftmessung Arm 3x rechts & 3x links	1,5s langer Peak, mittig
13-16	Halteaufgabe ungestützt tief Ecke 1 bis 4	stabile 10s beginnend 15s vor grünem Marker
17 & 18	Pinaufgabe ungestützt tief Durchgang 1 & 2	durch Untersucher gesetzter Anfangs- und Endmarker
19-22	Halteaufgabe ungestützt hoch Ecke 1 bis 4	stabile 10s beginnend 15s vor grünem Marker
23 & 24	Pinaufgabe ungestützt hoch Durchgang 1 & 2	durch Untersucher gesetzter Anfangs- und Endmarker
25-28	Halteaufgabe gestützt hoch Ecke 1 bis 4	stabile 10s beginnend 15s vor grünem Marker
29 & 30	Pinaufgabe gestützt hoch Durchgang 1 & 2	durch Untersucher gesetzter Anfangs- und Endmarker
31-34	Halteaufgabe gestützt tief Ecke 1 bis 4	stabile 10s beginnend 15s vor grünem Marker
35 & 36	Pinaufgabe gestützt tief Durchgang 1 & 2	durch Untersucher gesetzter Anfangs- und Endmarker

### 2.8.3 JMP®

Die weitere statistische Analyse wurde mit JMP® Version 10,11,13 und 14.2 von SAS Institute Inc. bewerkstelligt. Die tabellarisch vorliegenden Daten des Programms Sabcom® konnten unproblematisch in eine leere Datentabelle von JMP übertragen/hineinkopiert werden.

### 2.8.4 Normalisierung

Es wurden die Daten der Lagesensoren und die der Muskelaktivität normalisiert. Unter einer Normalisierung versteht man das In-Relation-Setzen eines erhaltenen Datensatzes zu einem extra erzeugten Bezugswert. Dadurch erhöht sich die Aussagekraft der Daten oder es wird eine Aussage erst ermöglicht; bei der OEMG wird beispielsweise die Interprobandenvariabilität und die Tagesvariabilität eliminiert.

Im vorliegenden Fall wurden die Daten der Lagesensoren zu der in Phase 1 - aufrechter Stand - (vgl. Tabelle 5) erhobenen Winkelposition normalisiert. Genauer heißt das, es wurde von allen ausgegebenen Werten des LWS-Sensors, der im *entspannten aufrechten Stand* gemessene Wert diese Sensors subtrahiert. Analog wurde für die BWS und den rechten Oberarm verfahren.

Bezüglich der Muskelaktivität erfolgte die Normalisierung mittels Quotientenbildung: Die Mm. trapezii wurden zur isometrischen maximalen Willkürkontraktion bzw. auf englisch "maximal voluntary electrical activation" (MVE) (Phase 7-12, Tabelle 5) normalisiert. Die Mm. erectores spinae hingegen zu einer isometrischen submaximalen Willkürkontraktion - das heißt einer 90°-Anteversion einer 2 kg-Hantel (Phase 5, Tabelle 5) über 30 Sekunden - in Beziehung gesetzt; man spricht hier auch von einer "reference voluntary electrical activation" (RVE).

## ***2.9 Statistische Analyse***

Die gesamte statistische Analyse wurde mit JMP SAS Version 10,11,13 und 14.2 durchgeführt.

### Deskriptive Statistik

Eine graphische Möglichkeit der Ergebnis- bzw. Verteilungsdarstellung bieten Box-Whisker-Plots und Histogramme, welche hier verwendet wurden. Während bei einem Histogramm die Häufigkeitsverteilung FLÄCHENHAFT mit Hilfe von Säulen dargestellt wird, zeigt ein Boxplot die Kernkennwerte einer Gesamtheit als erweitertes Kastendiagramm und erlaubt so einen schnellen Überblick über die Datenverteilung (Williamson 1989), vgl. Abb.12.

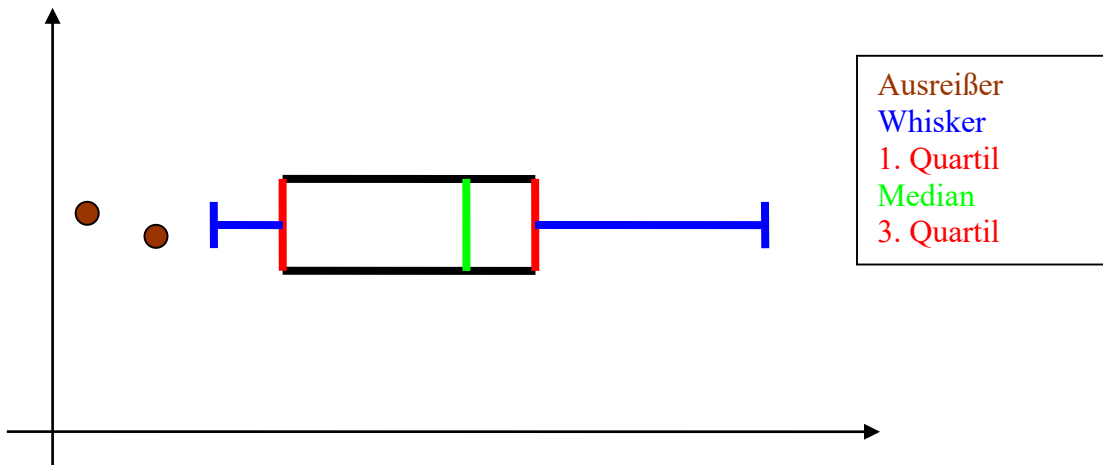


Abb. 13: Boxplot exemplarisch in horizontaler Ausrichtung

Ein Boxplot ist ein auf einer skalierten Achse aufgetragenes Rechteck, in dem ein quer verlaufender Strich den Median angibt. Die Lage des Medians gibt Auskunft über die Schiefe bzw. Symmetrie der Datenverteilung. In der beispielhaften Abbildung liegt eine linksschiefe Verteilung vor. Die obere und untere Begrenzung eines Boxplots besteht grundsätzlich und auch hier aus der 25. und 75. Quantile, kann aber auch variiert werden; dargestellt wird diese Grenze durch die kurzen Seiten des Rechtecks. Die von dort abgehenden T-förmigen "Antennen" oder englisch "whisker" (deutsch = Backenbart) zeigen die Streuung der Grundgesamtheit ohne darüber hinaus liegende "Ausreißerwerte" an. In dieser Arbeit sind die "whisker" als "oberes Quartil + 1,5x Interquartilsabstand" sowie "unteres Quartil - 1,5x Interquartilsabstand" definiert (jmp Statistics and Graphics Guide, Release 7 2007). In seltenen Fällen zeigt eine Raute den Mittelwert und dessen 95 %-Konfidenzintervall an.

### Schließende Statistik

In dieser explorativen Untersuchung wurden Unterschiede zwischen den abhängigen Variablen Muskelaktivität, Bewegungsverhalten (Längs- und Querschleunigungen am Unterarm), Oberkörper- und Armhaltung mittels Paarvergleichen für abhängige Variablen analysiert. Dafür wurden die intraindividuellen Differenzen zwischen der Untersuchungsbedingung mit und ohne AAsSyst gebildet und diese, je nach Verteilungseigenschaften, mit einem t-Test oder Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test gegen null getestet. Die Berechnung der Differenzen wurde wie folgt durchgeführt:

- für die Muskelaktivität ist der sogenannte Assistenzsystemeffekt definiert als

$$AssystEffekt = \left( \frac{eA(Median)_{gestützt}}{eA(Median)_{ungestützt}} - 1 \right) \times 100$$

Der Median der eA ist weniger stark durch Extremwerte einzelner Studienteilnehmer bei kleinen Gruppen beeinflussbar und daher hier dem Aufgabenmittelwert vorzuziehen.

- für das Bewegungsverhalten ist der sogenannte Assistenzsystemeffekt definiert als

$$AssystEffekt = \left( \frac{Max.Beschleunigung(95.Quantile)_{gestützt}}{Max.Beschleunigung(95.Quantile)_{ungestützt}} - 1 \right) \times 100$$

Längs- und Querschleunigung des rechten proximalen Unterarms wurden in mm/s<sup>2</sup> erfasst. Um insbesondere Aussagen über die Beschleunigungsspitzen treffen zu können, vgl. dritte Forschungsfrage aus Kapitel 1.5, wird nicht der Median wie bei der Muskelaktivität, sondern die 95. Quantile der Maximalen Beschleunigung untersucht. Die 100. Quantile bzw. der Maximalwert, der für die Analyse zunächst evident erscheint, ist sehr anfällig für einmalige, versehentlich stattfindende schnelle Bewegungen und scheidet aus diesem Grunde aus.

Signifikante Unterschiede zur Null sprechen dabei für einen Einfluss der Variable durch Verwendung des AAsyst. Das Vorzeichen gibt die Richtung des Einflusses an. Die Prüfung der Normalverteilung erfolgte durch visuelle Prüfung der Häufigkeitsdiagramme und mittels Shapiro-Wilk-W-Test. Das verwendete Niveau des Alphafehlers lag bei 0.05.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Ausfälle & Komplikationen

Bei den initial eingeschlossenen  $n = 15$  Probanden ergaben sich die nachfolgend aufgeführten Ausfälle. Zu besserer Übersicht wurden zuerst die kompletten und anschließend die teilweisen Ausfälle *gruppiert* aufgelistet.

- drei Probanden konnten am zweiten Versuchstag nicht anwesend sein, so dass keine Messdaten erhoben werden konnten und diese als Drop-outs geführt werden müssen
- bei einem Probanden wurde das Armgewicht falsch hoch gemessen. Dies ist deswegen relevant, da das AAsyst auf 90 % des Armgewichts eingestellt wurde. Hierdurch könnten also die Ergebnisse bei einem Vergleich der Messwerte mit und ohne Armunterstützung verfälscht werden. Konsequenterweise wurden daher die Werte, die für die Halte- und Pinaufgabe ermittelt worden sind, gänzlich unberücksichtigt gelassen.
- bei einem Versuchsteilnehmer riss an einer Armstützenseite ein Kabel, so dass es keine verwertbaren Messungen bezüglich der **Pinaufgabe** gestützt hoch sowie Pinaufgabe gestützt tief gibt
- bei einem Probanden wurde der Analog-Digital-Wandler erst nach den MVE-Messungen umgestellt. Daraus resultiert ein zu stark verstärktes Signal, so dass die **MVE-Messungen beidseits** nicht verwertbar sind. Aufgrund zu hoher NAN-Anteile (Messwerte außerhalb des Messbereichs) erfolgte ein manueller Ausschluss.
- bei einem weiteren Studienteilnehmer mussten alle **MVE-Messungen des linken M. trapezius** aufgrund eines zu hohem NAN-Anteils von über 75 % eliminiert werden. Ursächlich hierfür ist am ehesten ein nicht umgeschalteter Analog-Digital-Wandler.
- bei drei Probanden gibt es über den gesamten Aufzeichnungszeitraum keine Messwerte für Kanal 8, der die Daten der **Lagesensoren** aufgezeichnet hat

- bei einem Probanden gibt es für Kanal 8, der die Daten der **Lagesensoren** aufgezeichnet hat, nur für die Normalisierungsmessungen Messwerte

Zusammengefasst liegt also für vier Probanden faktisch ein vollständiger Ausfall vor. Die partiellen Ausfälle betreffen einmal die Pinaufgabe gestützt, zweimal die MVE-Messungen und viermal die durch die Lagesensoren aufgezeichneten Daten. Dadurch reduziert sich die Probandenzahl für die Haltungsanalyse auf  $n = 7$ .

Komplikationen wie Muskelspasmen, (kontakt-)allergische Reaktionen, o. Ä. traten nicht auf.

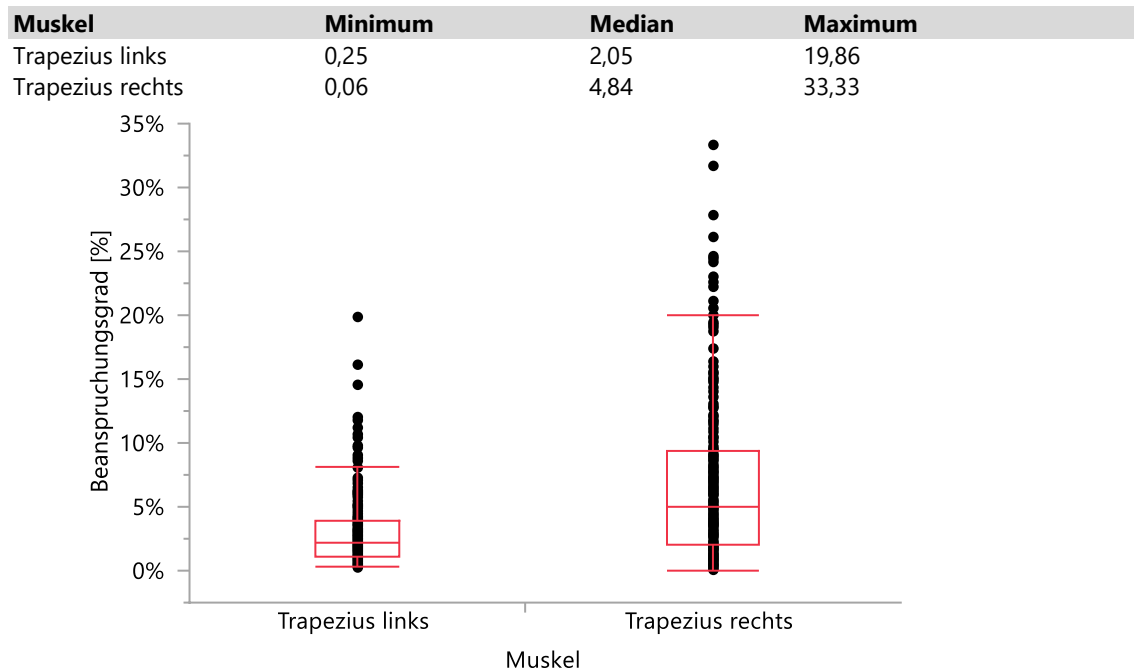
### ***3.2 Muskelaktivität***

Zur Auswertung der Muskelaktivität wird die in der OEMG ermittelte elektrische Aktivität (eA) herangezogen. Der Median der eA ist bei kleiner Stichprobengröße robuster und wurde daher für die folgenden Schaubilder anstatt des Mittelwerts ausgewählt.

#### **3.2.1 Beanspruchungsgrad**

Zunächst gibt Abbildung 14a einen Überblick über den Grad der Beanspruchung des Trapeziusmuskels (pars descendens) der Probanden über beide Aufgaben hinweg. Hierzu wird die abgeleitete (und noch nicht normalisierte) eA ins Verhältnis zur probandenindividuellen MVE gesetzt. Es ergeben sich Werte zwischen 0 % und maximal 100 % MVE.

Die Beanspruchung des rechten M. trapezius mit einem Maximum von 33,33 % MVE liegt im Vergleich zum linken Trapeziusmuskel mit 19,86 % MVE um 13,47 Prozentpunkte höher.

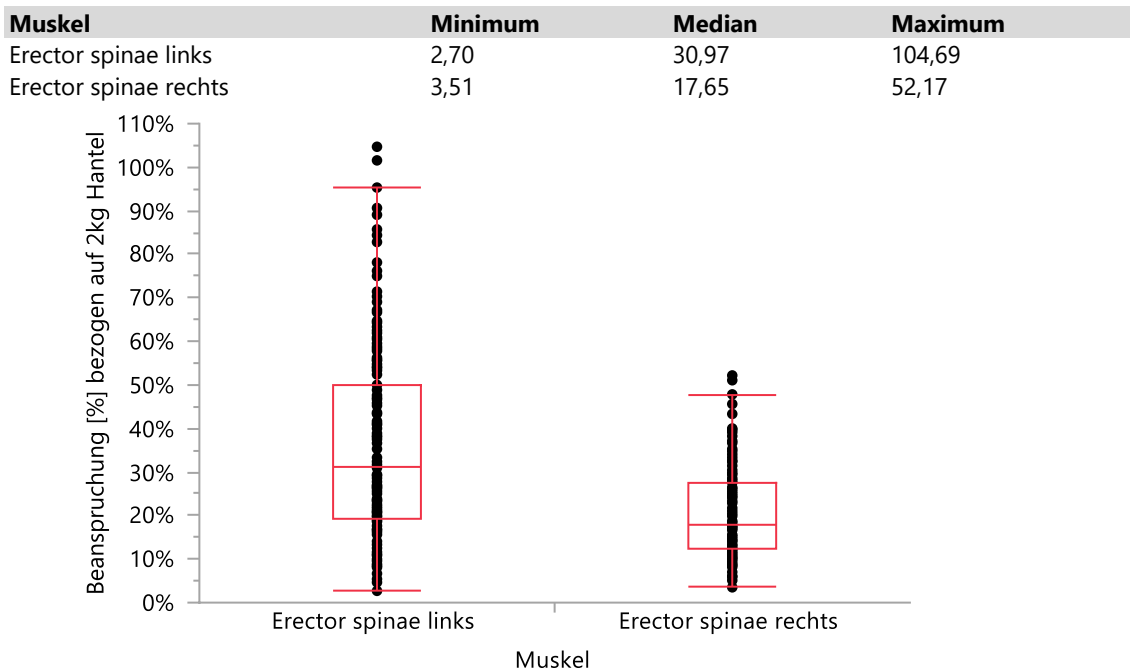


**Abb. 14a: Beanspruchungsgrad des Musculus trapezius im Seitenvergleich in %MVE**  
MVE = Maximum Voluntary Electric Activation

Beim M. erector spinae fehlt eine MVE, auf die Bezug genommen werden kann. Hier diene als Referenzkontraktion eine in 90° Anteversion gehaltene 2 kg-Hantel. Dementsprechend kann hier keine Aussage über die Muskelbeanspruchung absolut, sondern nur relativ zur Hantelkontraktion und - was von größerem Interesse ist - im Seitenvergleich getroffen werden. Werte größer 1 bzw. 100 % sind dadurch hier möglich, vgl. Abbildung 14b.

Es zeigt sich am linken M. erector spinae eine größere relative Beanspruchung mit Werten von 2,7 % bis 104,69 %. Rechts hingegen liegt das Maximum bei 52,17 % bezogen auf die Hantelkontraktion.





**Abb. 14b: Relative Beanspruchung des Musculus erector spinae im Seitenvergleich in % bezogen auf eine Referenzkontraktion mit einer 2 kg-Hantel**

### 3.2.2 Einfluss der Tischhöhe auf die elektrische Aktivität (eA)

Die Tischhöhe als variabler Teil des Versuchsaufbaus beeinflusste ohne AAsSyst die Muskelaktivität und damit die eA [%] dergestalt, dass diese bei hoher/überhöhter Tischhöheneinstellung grundsätzlich anstieg. Der Anstieg beim rechten Trapeziusmuskels - vgl. Abb. 15 - war bei der Halteaufgabe signifikant ( $p \leq 0,05$ ), bei der Pinaufgabe mit  $p = 0,0909$  nur als Trend erfass-, graphisch aber klar erkennbar: Es stieg der Median von 6,91 % auf 10,11 % und das Maximum von 20,5 % auf 24,4 %. Beim linken M. trapezius stieg die eA ebenso signifikant mit der Tischhöhe ( $p = 0,0067$ ); auf eine extra Abbildung wurde verzichtet. Für die Mm. erectores spinae konnte dieser Einfluss der Tischhöhe auf die eA nicht nachgewiesen werden.

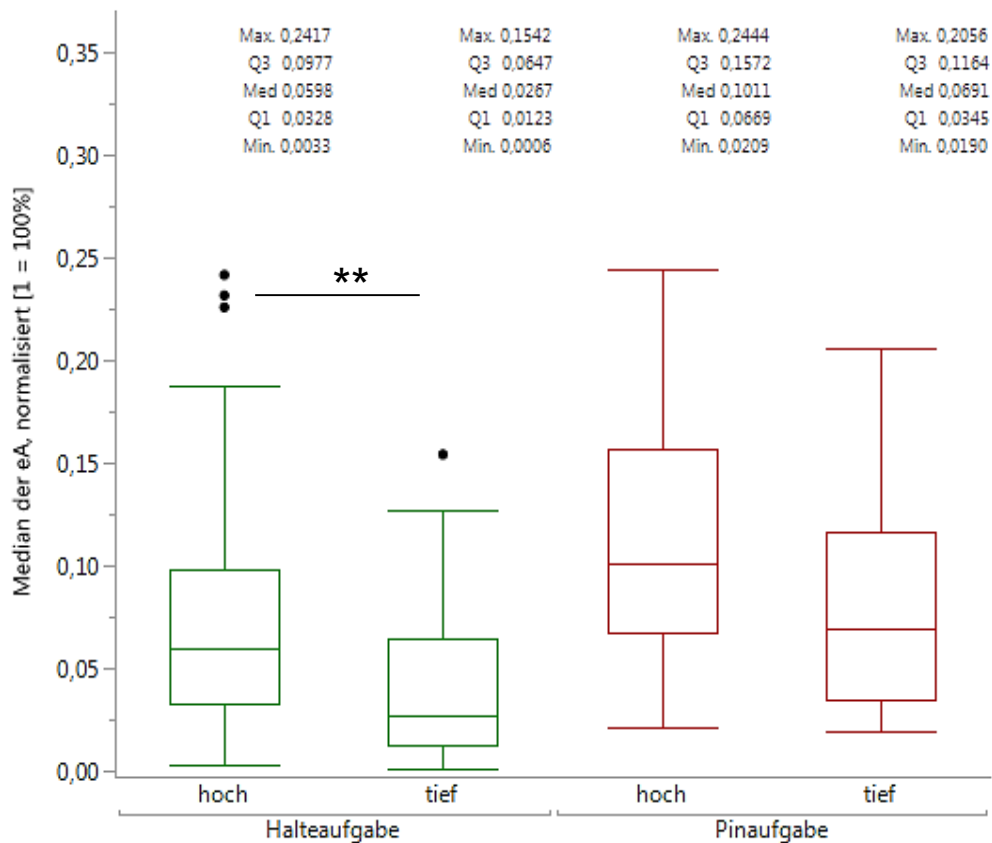
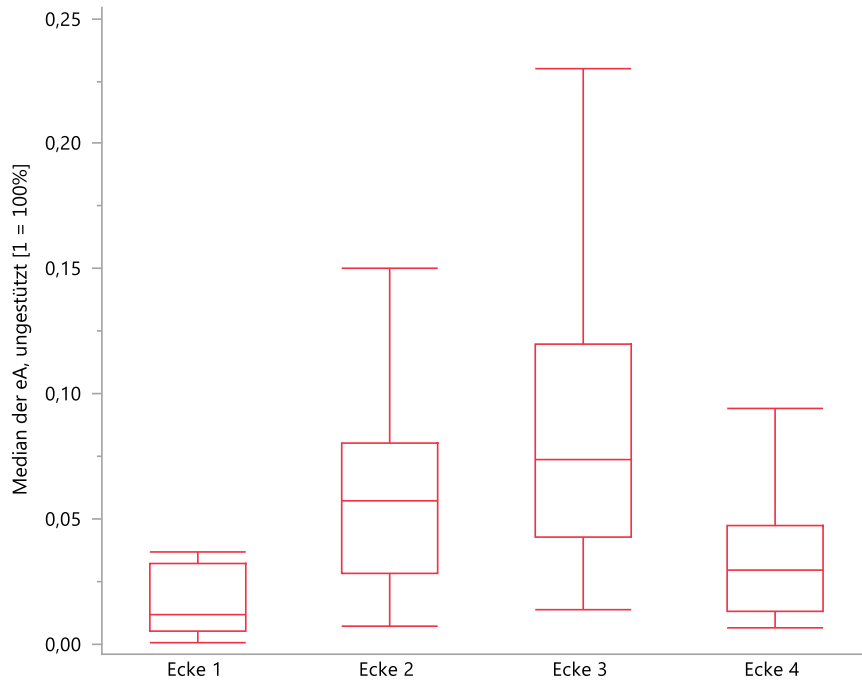


Abb. 15: Median der eA [ $\mu$ V] M. trapezius rechts, nach Tischhöhe/Aufgabe ohne Stützsystem  
 $p(\text{Haltaufgabe}) = 0,0067$ ;  $p(\text{Pinaufgabe}) = 0,0909$ ; eA = elektrische Aktivität, M. = Musculus

### 3.2.3 Einfluss der Ecken auf die elektrische Aktivität (eA)

Der Einfluss der vier Ecken (Haltaufgabe) und damit das zu bearbeitende "Operations-Gebiet" auf die Muskelaktivität des rechten Trapezius lässt sich aus Abb. 16 ablesen. Ungestützt lag die eA bei Ecke 3 mit einem Maximum von 23 % und einem Median von 7,4 % am höchsten. In absteigender Reihenfolge folgen dann Ecke 2 (maximal 15 % und median 5,7 %), Ecke 4 (maximal 9,4 % und median 3,0 %) und Ecke 1 (maximal 3,7 % und median 1,2 %). Für die Mm. erectores spinae, deren Muskelaktivität nicht extra abgebildet ist, war die Rangfolge der Ecken nach Median identisch. Die Anordnung der Ecken im Pelvitainer kann in Abb. 8 rekapituliert werden.

Stufe	Minimum	25 %	Median	75 %	Maximum
Ecke 1	0,0006	0,0052	0,012	0,032	0,037
Ecke 2	0,0074	0,0286	0,057	0,080	0,15
Ecke 3	0,0139	0,0428	0,074	0,119	0,230
Ecke 4	0,0066	0,0131	0,030	0,047	0,094



**Abb. 16: Median der eA [µV] M. trapezius rechts, Halteaufgabe nach Ecken ohne Stützsystem**  
 eA = elektrische Aktivität, M. = Musculus

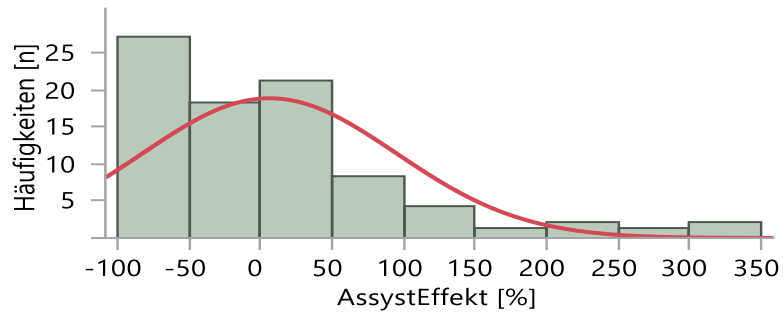
### 3.2.4 Assystemeffekt

Reduziert das AAsyst die Muskelaktivität, ist das Vorzeichen des AssystEffekt negativ, erhöht das AAsyst die Muskelaktivität, ist es positiv.

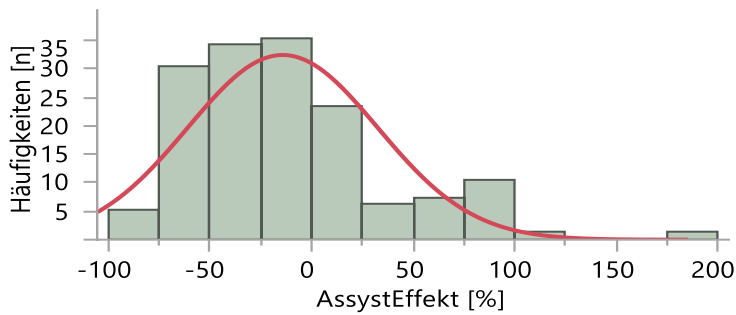
### 3.2.5 Normalverteilung

Zunächst wurde getestet, ob der errechnete AssystEffekt normalverteilt ist. Im Shapiro-Wilk-W-Test, der nach Aufgaben (Halte- & Pinaufgabe) und Ecken (Halteaufgabe: Ecke 1 bis 4) getrennt durchgeführt wurde, lag p **stets** <0,001. Dies zeigt, dass **keine Normalverteilung** vorliegt. Auch die visuelle Überprüfung mit Hilfe von Histogrammen schließt eine Normalverteilung aus. Für eine Normalverteilung müssten die Balken des Histogramms dem Verlauf der roten Normalverteilungskurve folgen. Hier **exemplarisch** die (linkssteilen) Verteilungskurven der Ecke 3 der Halteaufgabe und auch

der Pinaufgabe über alle Muskeln und alle Probanden, Abb. 17a & 17b. Für die weitere statistische Analyse ist also nicht der t-Test, sondern der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test anzuwenden.



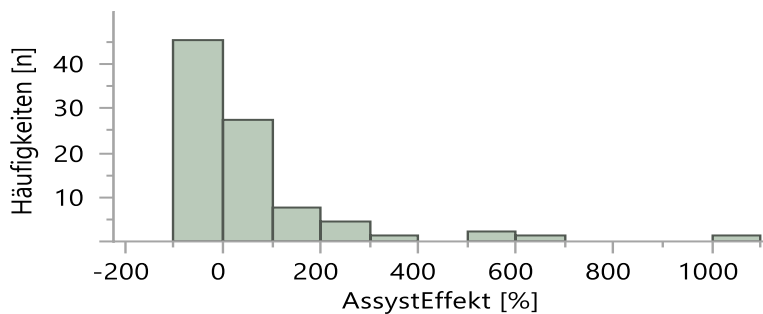
**Abb. 17a: Verteilungskurve des AssystEffekt [%] Haltaufgabe Ecke 3**  
Shapiro-Wilk-W-Test  $p < 0,001$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt



**Abb. 17b: Verteilungskurve des AssystEffekt [%] Pinaufgabe alle Probanden**  
Shapiro-Wilk-W-Test  $p < 0,001$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt

### 3.2.6 Aufgabe 1 - Halteaufgabe

In der Verteilungsanalyse des AssystEffekt mittels Vorzeichen-Rang-Test zeigt sich bei der Halteaufgabe für den **rechten M. trapezius** keine statistisch signifikante Abweichung von null;  $p=0,4583$ . Mit einer Wahrscheinlichkeit von knapp 46 % ist die beobachtete Verteilung, vgl. Abb. 18, also dem Zufall geschuldet. Die Nullhypothese kann nicht verworfen werden. Weitere Analysen des AssystEffekt des rechten Trapezius erübrigen sich daher.

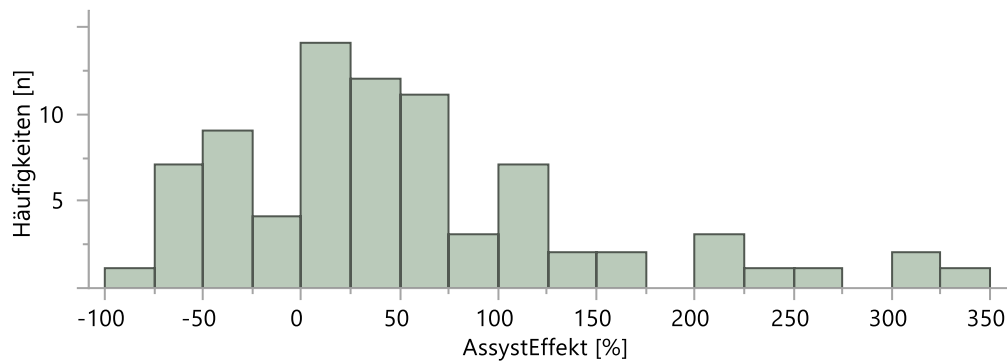


**Abb. 18: Verteilung AssystEffekt M. trapezius rechts bei Halteaufgabe, alle Ecken**  
 $p = 0,4583$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, M. = Musculus

Der **linke M. trapezius** spielt bei der nur rechtshändig durchzuführenden Halteaufgabe keine Rolle.

Die Verteilung des AssystEffekts des **rechten M. erector spinae** ist mit  $p < 0,0001$  deutlich signifikant ungleich null, Abb. 19a. Der positive Median von 33,33 % und der Mittelwert von 47,03 % stehen für eine höhere muskuläre Aktivität (eA) unter Verwendung des AAsyst, Alternativhypothese I trifft zu.

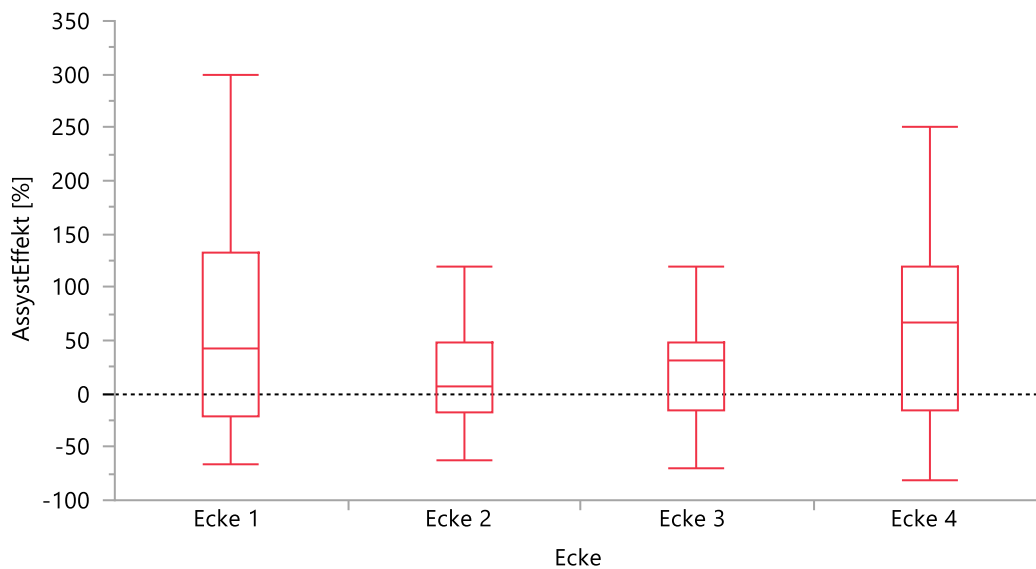
## Ergebnisse



**Abb. 19a: Verteilung AssystEffekt M. erector spinae rechts bei Halteaufgabe, alle Ecken**  
 $p < 0,0001$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, M. = Musculus

Eine detailliertere Analyse des AssystEffekt nach Tischhöhe und Ecken ist sinnvoll, um Einflüsse im Sinne der zweiten postulierten Alternativhypothese aus Kapitel 1.5 zu eruieren. Zunächst die Ecken 1 bis 4 in Abbildung 19b.

Ecke	Minimum	25 %	Median	75 %	Maximum
Ecke 1	-66,67	-21,43	41,67	132,5	300
Ecke 2	-62,5	-18,125	5,95	48,21	120
Ecke 3	-69,23	-15	30,95	47,5	120
Ecke 4	-80,77	-15	66,67	118,75	250



**Abb. 19b: AssystEffekt M. erector spinae rechts bei Halteaufgabe nach Ecken**  
 AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, M. = Musculus

Graphisch fällt höchstens ein geringer Unterschied zwischen den Ecken auf. Die größte Streuung nach oben und die beiden höchsten Mediane zeigen sich bei Ecke 1 und 4. In der statistischen Analyse zeigt sich jedoch, dass dieser Unterschied nicht signifikant ist:

Im Paarvergleich nach Wilcoxon (Tabelle 6) liegt  $p$  stets  $> 0,05$ . Der Einfluss des AASyst auf die eA des M. erector spinae rechts, wird durch die Ecken, die für die vier Quadranten des OP-Gebietes stehen, also nicht signifikant beeinflusst. Ecke 4 kommt im Vergleich zu Ecke 2 mit  $p = 0,0673$  der statistischen Signifikanz allerdings am nächsten.

**Tab. 6: Nichtparametrischer Vergleich AssystEffekt aus Abb. 19b nach Wilcoxon-Methode**  
AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt

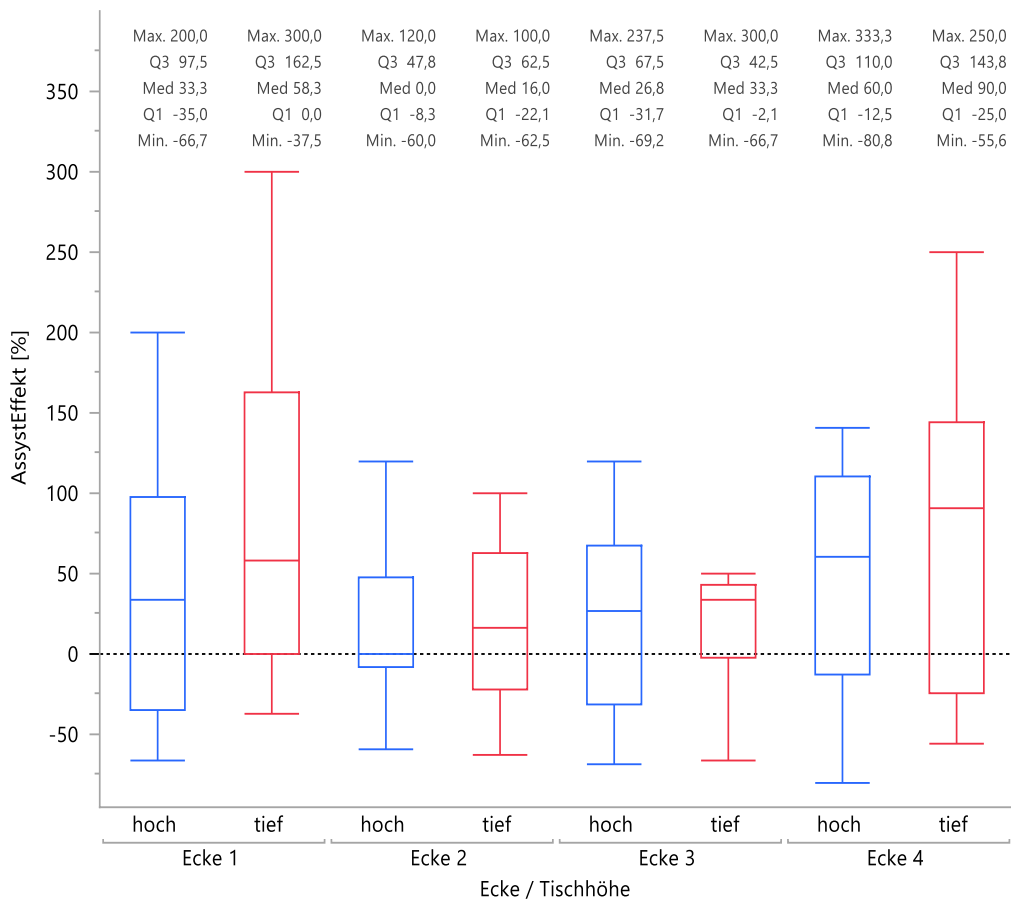
Kategorie	minus Kategorie	Mittlere Score-Differenz	Std.-Fehlerdiff.	p-Wert
Ecke 4	Ecke 2	6,75	3,69	0,0673
Ecke 4	Ecke 3	5,55	3,69	0,1329
Ecke 4	Ecke 1	1,70	3,69	0,6452
Ecke 3	Ecke 2	1,50	3,69	0,6840
Ecke 3	Ecke 1	-3,35	3,69	0,3637
Ecke 2	Ecke 1	-4,50	3,69	0,2224

Wenn man nun noch die Tischhöhe mit einbezieht, zeigt sich, dass über alle Ecken der Median bei hoher Tischhöhe unter dem der tiefen Tischhöhe liegt, Abb. 19c. Besonders deutlich ist dies bei Ecke 1 und Ecke 4. In der statistischen Testung, vgl. Tabelle 7, ist kein signifikanter Einfluss der Tischhöhe auf den AssystEffekt nachweisbar. Die p-Werte liegen zwischen 0,384 und 1,0.

**Tab. 7: Wilcoxon-Testung der Tischhöhendifferenz des AssystEffekt nach Ecken, Halteaufgabe**  
AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt

Kategorie	minus Kategorie	Mittlere Score-Differenz	Std.-Fehlerdiff.	p-Wert
Ecke 1 tief	Ecke 1 hoch	2,30	2,64	0,3840
Ecke 2 tief	Ecke 2 hoch	0	2,63	1,0000
Ecke 3 tief	Ecke 3 hoch	1,0	2,63	0,7042
Ecke 4 tief	Ecke 4 hoch	1,70	2,64	0,5193

## Ergebnisse

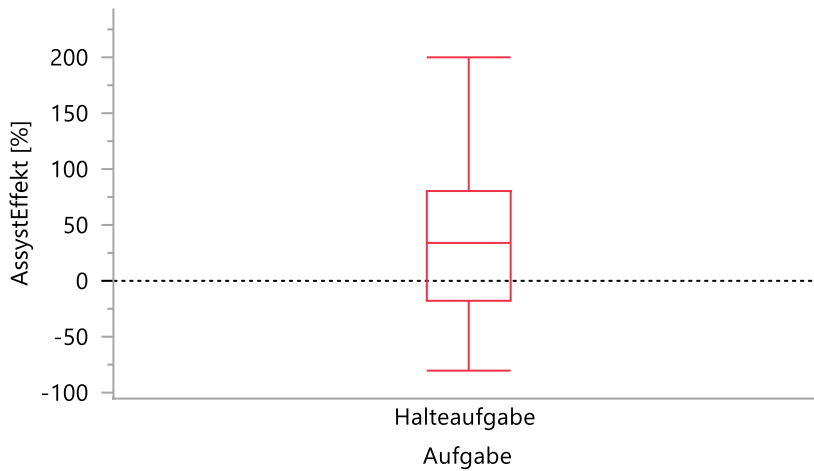


**Abb. 19c: Unterschiede des AssystEffekt M. erector spinae rechts durch die Tischhöhe bei der Halteaufgabe; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, M. = musculus**

Es bleibt also für die Halteaufgabe bei folgender Veränderung der eA des rechten M. erector spinae durch das AAsyst: Im Median +33,3 % höhere eA mit einer Streuung ohne Ausreißer von -80,77 % bis +200,0 %. Der Interquartilsabstand beträgt 98,125 Prozentpunkte und reicht vom ersten Quartil bei -18,125 % bis zum dritten Quartil bei 80,0 %, Abbildung 19d. Die Mehrheit der Datenstreuung liegt also über der Nulllinie, so dass sich das AAsyst in diesem Falle - M. erector spinae rechts, Halteaufgabe - überwiegend in einer Erhöhung der eA auswirkt.

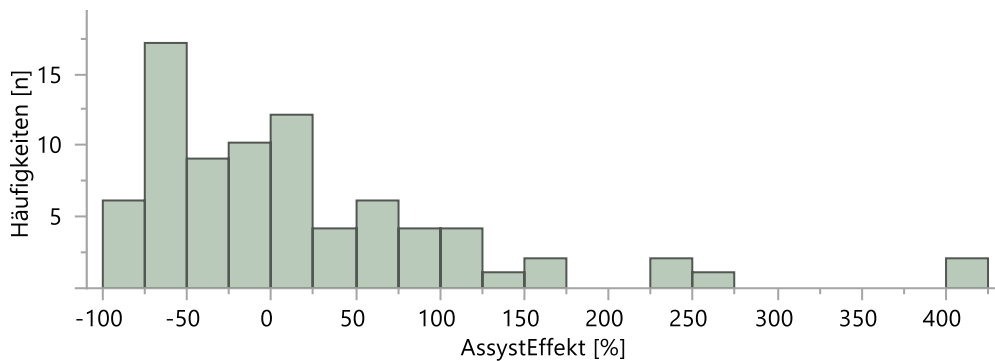


Stufe	Minimum	25 %	Median	75 %	Maximum
Halteaufgabe	-80,77	-18,125	33,33	80	200,0



**Abb. 19d: Assysteffekt für M. erector spinae rechts bei der Halteaufgabe**  
 AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, M. = Musculus

Für den **linken M. erector spinae** fand sich in der Verteilungsanalyse kein statistisch signifikanter AssystEffekt, vgl. Abb. 20, so dass wir nun zur Auswertung der Pinaufgabe kommen.



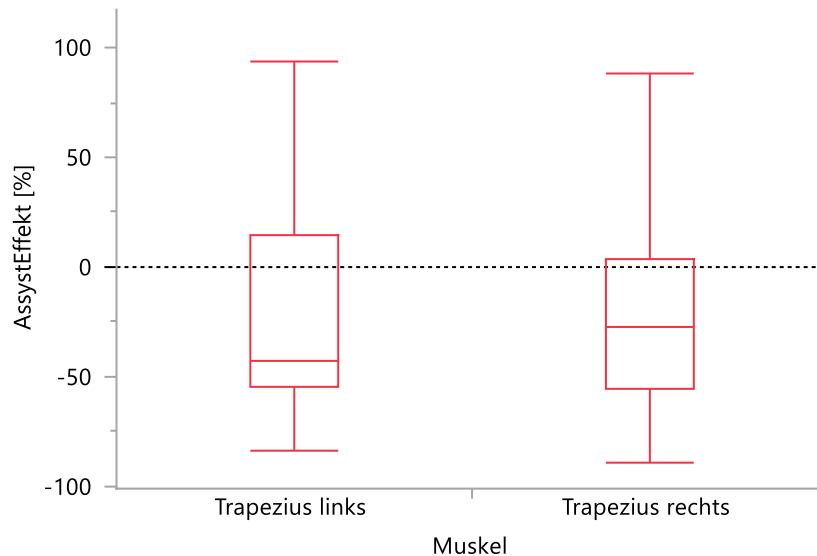
**Abb. 20: Verteilung AssystEffekt M. erector spinae links bei Halteaufgabe, alle Ecken**  
 $p = 0,9962$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, M. = Musculus

### 3.2.7 Aufgabe 2 - Pinaufgabe

Zunächst zur Verteilungsanalyse des AssystEffekt für die Mm. trapezii.  
 Eine separate Betrachtung der Trapeziusmuskulatur nach Seite bringt aufgrund der nahezu identischen Streuung (Abb. 21) keine zusätzlichen Erkenntnisse.

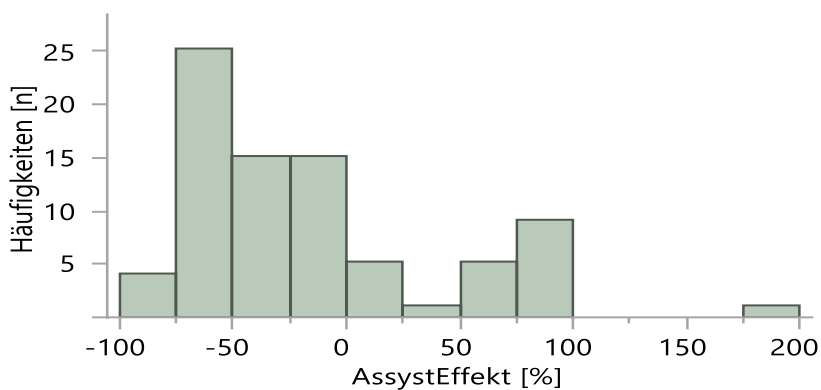
## Ergebnisse

Stufe	Minimum	25 %	Median	75 %	Maximum
Trapezius links	-84	-54,56	-43,06	14,58	88,52
Trapezius rechts	-89,29	-55,65	-27,37	3,37	94,12



**Abb. 21: Assistenzsystemeffekt Pinaufgabe im Seitenvergleich der Trapeziusmuskeln**  
 $p=0,7290$

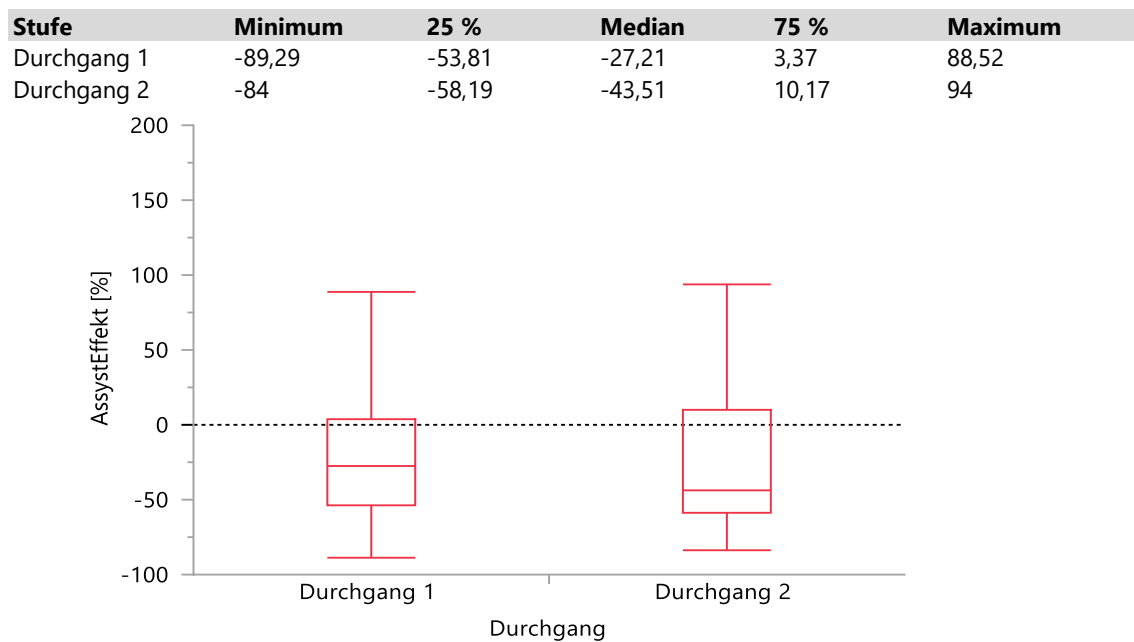
Es wird daher in der weiteren Analyse keine Differenzierung nach Muskelseite vorgenommen, sondern die eA beider Mm. trapezii zusammen betrachtet. Zur Verteilung:



**Abb. 22a: Verteilung AssystEffekt Mm. trapezii bei Pinaufgabe beide Durchgänge**  
 $p = 0,0073$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, Mm. = Musculi

In Abbildung 22a zeigt sich eine von null signifikant verschiedene Verteilung,  $p = 0,0073$ . Der Mittelwert liegt bei  $-16,22\%$ , im Median unterscheidet sich die Muskelaktivität von mit AAsyst zu ohne AAsyst um  $-36,85\%$ . Die Alternativhypothese I kann also bejaht werden und wir differenzieren weiter nach Durchgang (Wiederholung) und Tischhöhe (Haltungswechsel), Abb. 22b & 22c.

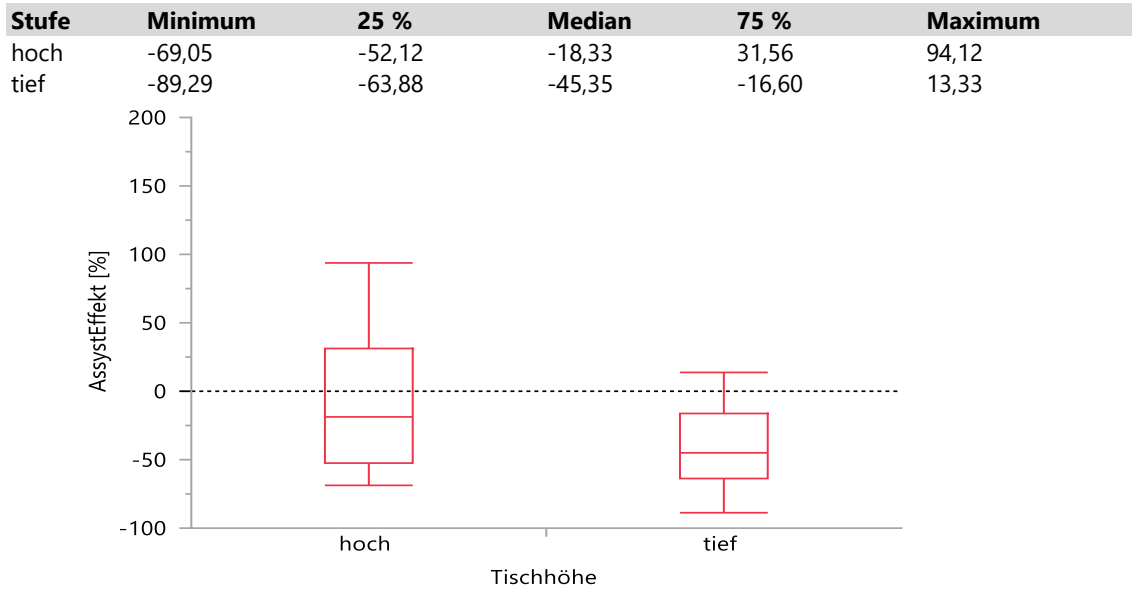
## Ergebnisse



**Abb. 22b: AssystEffekt Mm. trapezii pars descendens bei Pinaufgabe nach Durchgang**  
p = 0,6826; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, Mm. = Musculi

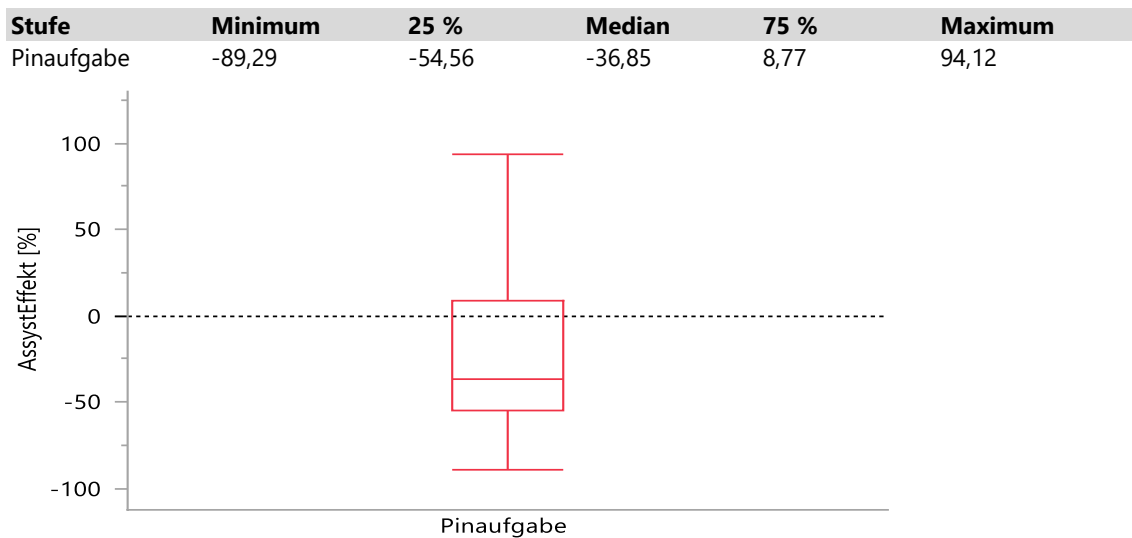
Sowohl zwischen den Durchgängen, als auch zwischen den Tischhöhen lässt sich kein statistisch signifikanter Unterschied feststellen. Im ersten Fall liegt p bei 0,6826, im zweiten bei 0,1719. In der visuellen Analyse hingegen erscheint bei der ergonomisch angepassten Tischhöhe im Vergleich mit der überhöhten Tischhöhe ein stärkerer entlastender Effekt möglich, Abb. 22c.

## Ergebnisse



**Abb. 22c: AssystEffekt Mm. trapezii pars descendens bei Pinaufgabe nach Tischhöhe**  
 $p = 0,1719$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, Mm. = Musculi

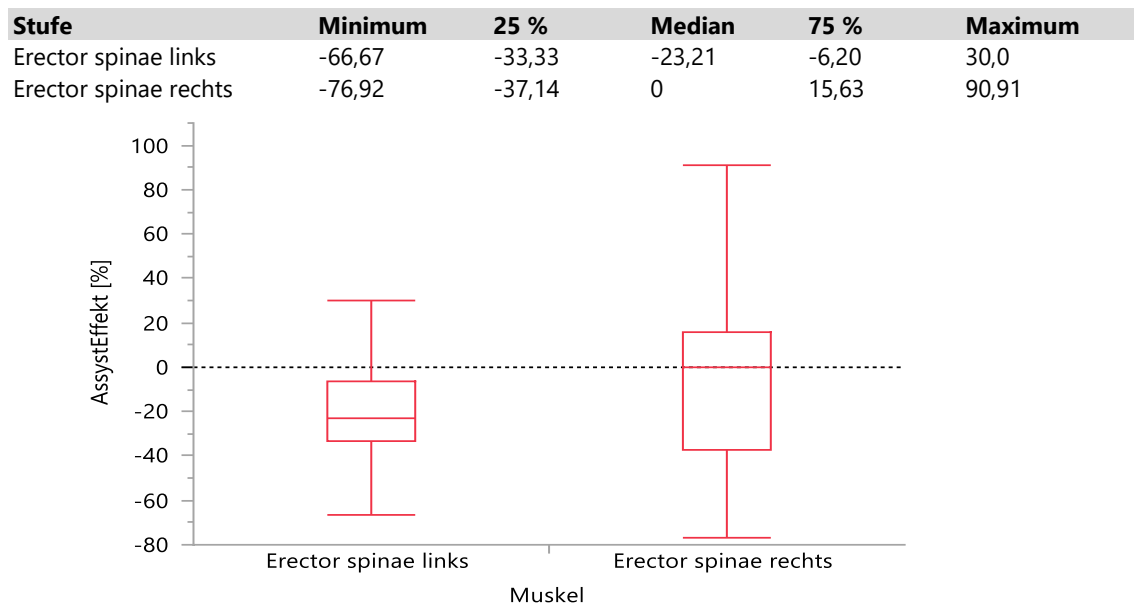
Insgesamt bleibt für die Trapeziusmuskulatur während der Pinaufgabe eine überwiegende Verringerung der eA durch das AASyst zu dokumentieren, Abb. 22d. Im Median -36,85 % mit einer Streuung ohne Ausreißer von -89,29 % bis 94,12 %. Der Interquartilsabstand beträgt 63,33 Prozentpunkte und reicht vom ersten Quartil bei -54,56 % bis zum dritten Quartil knapp über null bei 8,77 %. Die Mehrheit der 50%-Datenstreuung liegt also unter der Nulllinie.



**Abb. 22d: Assistenzsystemeffekt für Musculi trapezii pars descendens bei der Pinaufgabe**

Im letzten Schritt der Analyse der Muskelaktivität müssen noch die Mm. erectores spinae während der Pinaufgabe betrachtet werden. Analog zur Trapeziusmuskulatur wird zunächst ein Seitenvergleich angestellt, um zu klären, ob eine Aufschlüsselung der Daten in dieser Hinsicht sinnvoll ist.

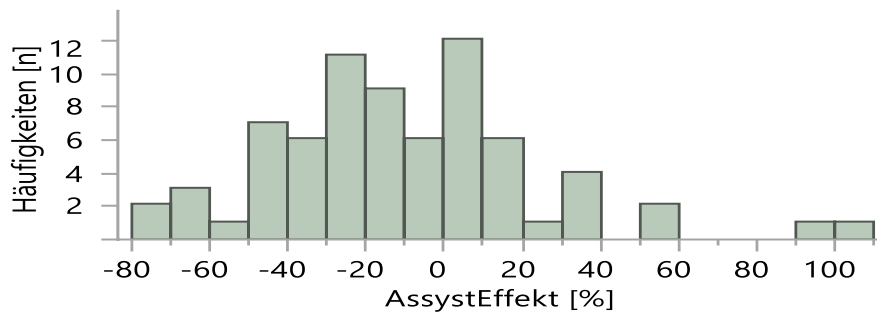
In Abb. 23 ist die Streuung des AssystEffekt beim linken M. erector spinae deutlich kleiner als rechts und auch die Interquartilsbox liegt weiter unterhalb der Nulllinie als rechts. Im Vergleich der Mediane liegt dieser links bei -23,21 % und rechts bei 0 %. In der Wilcoxon-Testung mittels Paarvergleich ist dieser beobachtete Unterschied jedoch nicht signifikant,  $p = 0,0738$ .



**Abb. 23: Assistenzsystemeffekt Pinaufgabe im Seitenvergleich der Erektormuskeln**  
 $p = 0,0738$

Die Verteilungsanalyse und die folgenden Auswertungen werden daher bezüglich der Mm. erectores spinae nicht nach Seite weiter differenziert.

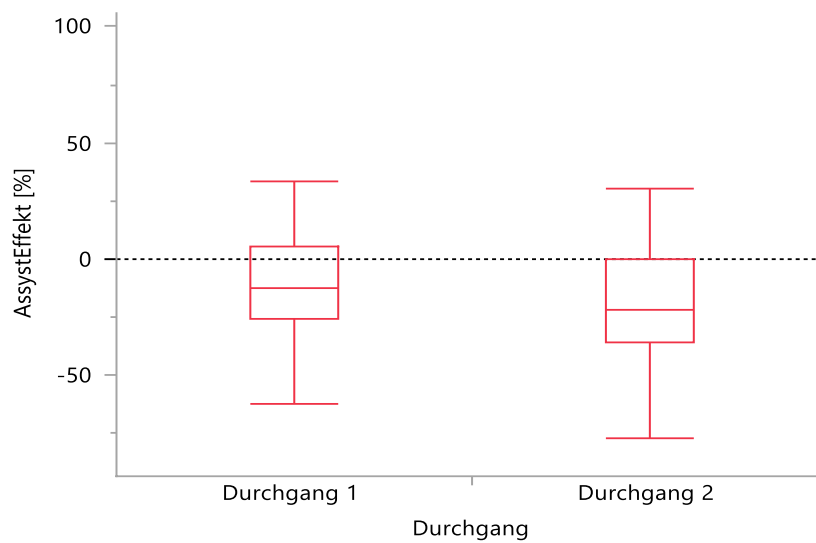
## Ergebnisse



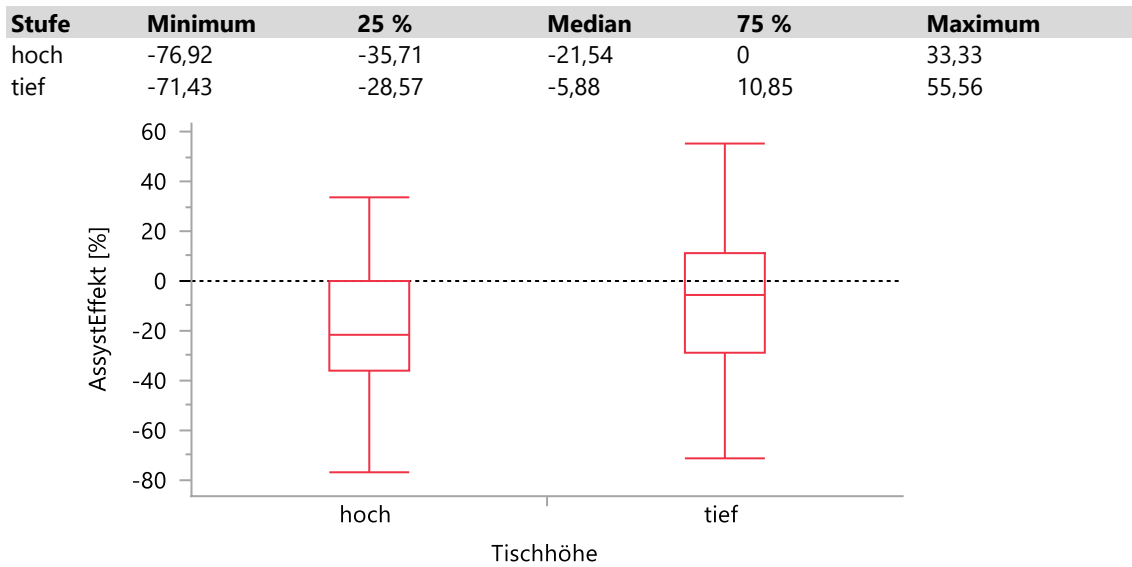
**Abb. 24a: Verteilung AssystEffekt Mm. erectores spinae bei Pinaufgabe beide Durchgänge**  
 $p = 0,0004$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, Mm. = Musculi

Mit  $p = 0,0004$  ist die Verteilung des AssystEffekt signifikant ungleich null, so dass Alternativhypothese I gilt und wir uns den Einflüssen der Tischhöhen und Durchgänge widmen können, Abb. 24b & 24c.

Stufe	Minimum	25 %	Median	75 %	Maximum
Durchgang 1	-62,5	-25,65	-12,70	5,37	33,33
Durchgang 2	-76,92	-35,71	-21,54	0	30,0

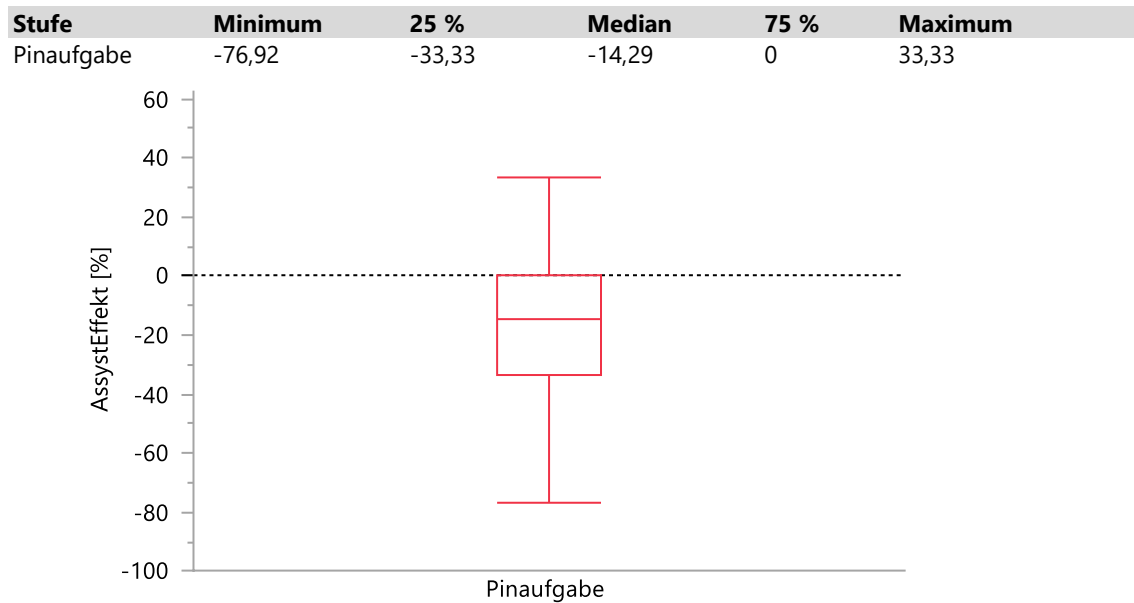


**Abb. 24b: AssystEffekt Mm. erectores spinae bei Pinaufgabe nach Durchgang**  
 $p = 0,3127$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, Mm. = Musculi



**Abb. 24c: AssystEffekt Mm. erectores spinae bei Pinaufgabe nach Tischhöhe**  
 $p = 0,1926$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt, Mm. = Musculi

Sowohl graphisch als auch nach den jeweiligen p-Werten -  $p(\text{Durchgang}) = 0,3127$ ,  $p(\text{Tischhöhe}) = 0,1926$  - ist kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Durchgängen, Abb. 24b, und den beiden Tischhöhen, Abb. 24c, zu verzeichnen. Richtet man den Fokus allein auf den Median, könnte ein stärkerer AssystEffekt bei hoher Tischhöhe vorliegen. Abgesehen davon kann aber die Nullhypothese II, die auf die ergonomisch ungünstigen Bedingungen und den Wiederholungseffekt abstellt, somit nicht verworfen werden ( $H_{0II}$ ). Für beide Mm. erectores spinae zeigt sich folgender AssystEffekt während der Pinaufgabe:



**Abb. 24d: Assistenzsystemeffekt für Musculi erectores spinae bei der Pinaufgabe**

Der Median liegt bei -14,29 % mit einer Streuung ohne Ausreißer von -76,92 % bis 33,33 %. Der Interquartilsabstand beträgt 33,33 Prozentpunkte und reicht vom ersten Quartil bei -33,33 % bis zum dritten Quartil bei 0 %, Abb. 24d. Die Interquartilsbox liegt also unter der Nulllinie, so dass sich das AAsSyst in diesem Falle - M. erector spinae bds., Pinaufgabe - überwiegend in einer Reduktion der eA auswirkt.

### 3.3 Bewegungsverhalten

Die Bewegungsanalyse wird anhand der Daten der Beschleunigungssensoren durchgeführt. Ist der AssystEffekt positiv, so liegen MIT dem AAsSyst mehr Beschleunigungsspitzen des rechten Unterarms als OHNE vor. Negative Werte hingegen sprächen für einen umgekehrten Effekt.

#### 3.3.1 Aufgabe 1 - Halteaufgabe

Die Verteilungsanalyse der Daten der Längs- (Anhang Abb. 25) und der Querbeschleunigung (Anhang Abb. 26) verwirft sowohl graphisch als auch im Shapiro-Wilk-W-Test mit  $p < 0,0001$  eine Normalverteilung. Für die Testung der Alternativhypothese IV (vgl. Kapitel 1.5) ist somit der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test



anzuwenden. In beiden Beschleunigungsrichtungen liegt  $p > 0,05$ , so dass ein AssystEffekt, der sich **nicht** nur zufällig von null unterscheidet, nicht gezeigt werden kann. Die weitere Analyse der Halteaufgabe erübrigt sich.

### 3.3.2 Aufgabe 2 - Pinaufgabe

In Bezug auf die Pinaufgabe hingegen kann bei der **Längsbeschleunigung** bei fehlender Normalverteilung im Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ein von null signifikant verschiedener AssystEffekt mit  $p = 0,0059$  festgehalten werden, Abb. 27a.

Fraglich ist, ob dieser AssystEffekt durch die Höhe des Pelvitainers und/oder die Anzahl der Durchgänge der Pinaufgabe beeinflusst wird. Die Abbildungen 27c (Höhe) und 27b (Durchgänge), die im Anhang aufgeführt sind, lassen diesbezüglich keine nennenswerten Einflüsse erkennen.

Zusammenfassend konnten wir also für die **Längsbeschleunigung** bei der Pinaufgabe eine Reduktion der Beschleunigungsspitzen bzw. einen AssystEffekt von im Median  $-5,82\%$  dokumentieren. Das 1. Quartil lag bei  $-13,34\%$ , das 3. Quartil mit  $1,65\%$  nur knapp über der Nulllinie, Abb. 27d.

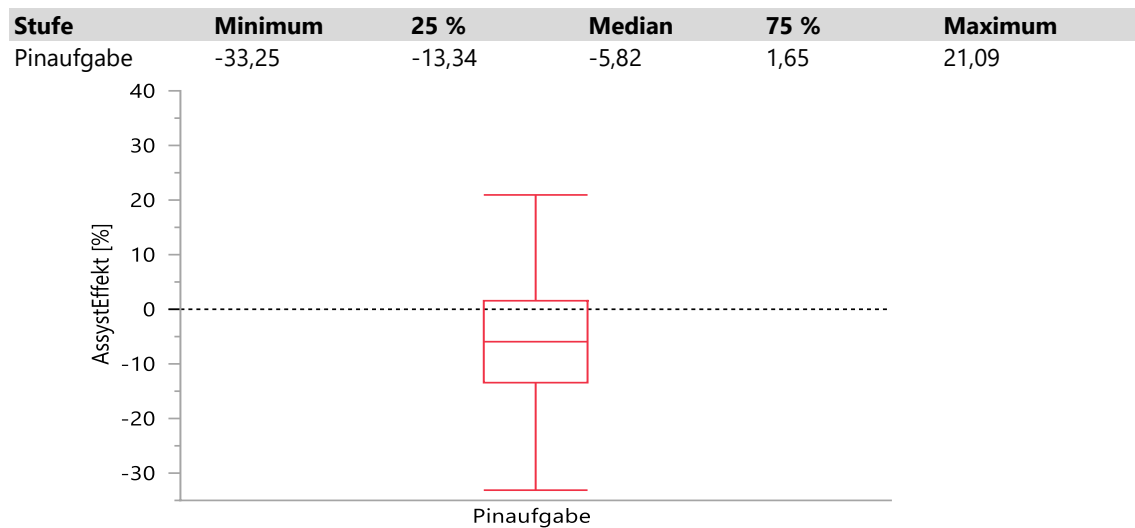
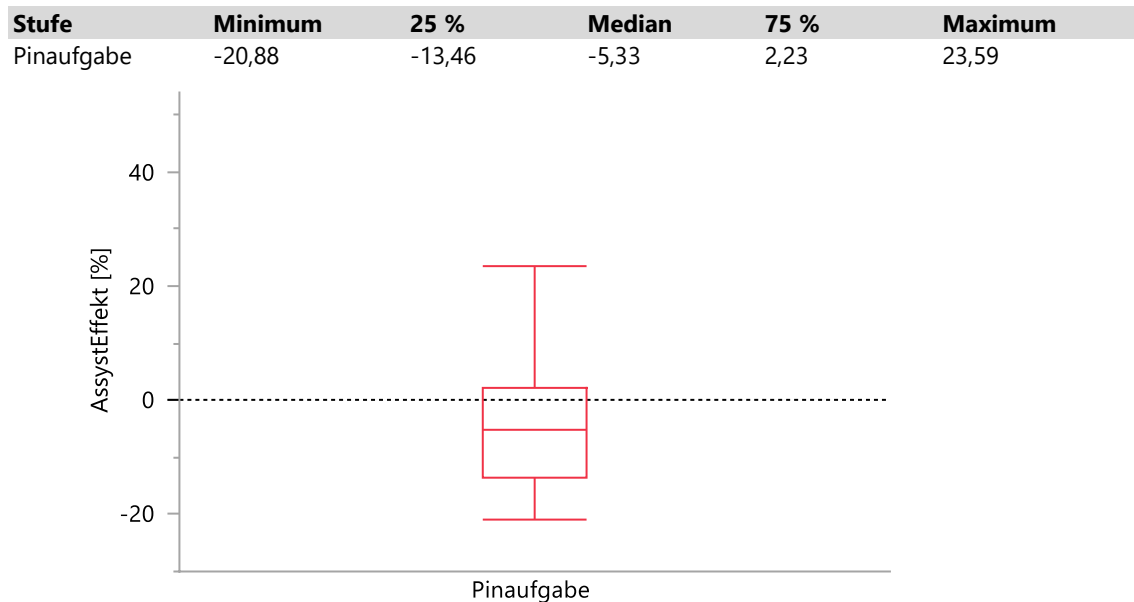


Abb. 27d: Assistenzsystemeffekt für Längsbeschleunigung bei der Pinaufgabe

Nun zur **Querb beschleunigung** des Unterarms während der Pinaufgabe. Wie in Abbildung 28a im Anhang ersichtlich sind die Daten nicht normalverteilt. Im Wilcoxon-

Vorzeichen Rang-Test ist die Verteilung des AssystEffekt ungleich null,  $p = 0,0374$ . Betrachten wir den AssystEffekt nach Durchgang und Tischhöhe, so unterscheidet sich die Verteilung nicht signifikant voneinander, Abb. 28b und 28c im Anhang.



**Abb. 28d: Assistenzsystemeffekt für Längsbeschleunigung bei der Pinaufgabe**

Zusammenfassend reduzierten sich also für die **Längsbeschleunigung** des rechten Unterarms während der Pinaufgabe die Beschleunigungsspitzen im Median um  $-5,33\%$ . Die 25. Quantile liegt bei  $-13,46\%$ , die 75. Quantile nur knapp über der Nulllinie bei  $2,23\%$ . Einzig der obere Whisker mit einem Maximalwert von  $23,59\%$  liegt deutlich im positiven Bereich. Im Vergleich mit den Auswirkungen des AAsyst bei der Querbeschleunigung, zeigt sich bei der Längsbeschleunigung also ein sehr ähnliches Bild. Dies wird besonders deutlich, wenn man die beiden Boxplots aus Abb. 28d und 27d einander gegenüberstellt.

Hiermit endet die Auswertung der Beschleunigungsspitzen und wir kommen nun zur Haltungsanalyse.

### **3.4 Haltung**

Die Winkelangaben beziehen sich auf den aufrechten Stand, was der Normalisierung (vgl. Kapitel 2.8.4) geschuldet ist, und geben die Abweichung hiervon in Grad an. Aus der Legende eines jeden Schaubilds lässt sich über das positive oder negative Vorzeichen der Gradangaben die Richtung der Abweichung (Flexion vs. Extension, rechts vs. links, etc.) ablesen. Getrennt nach Aufgabe werden zunächst die Ergebnisse des LWS-Sensors, gefolgt von denen des BWS-Sensor und schließlich des Lagesensors des rechten Oberarms präsentiert.

**Die Abbildungen wurden aus Platzgründen vollständig in den Anhang ausgelagert.**

#### **3.4.1 Aufgabe 1 - Halteaufgabe**

Bei der Halteaufgabe änderte sich durch das AAsSyst der Grad der Flexion bzw. Extension der Lendenwirbelsäule nicht nennenswert; die Datenverteilung ist homogen. Dies gilt für eine Aufschlüsselung nach Ecken sowie nach Tischhöhe, was die Abb. 29a und 29b im Anhang veranschaulichen.

In Bezug auf die Lateralflexion der LWS zeigt sich ein Unterschied zwischen der gestützten und der ungestützten Situation, Abb. 30a (siehe Anhang). Über alle Ecken liegt MIT dem AAsSyst eine Lateralflexion NACH RECHTS vor. Diese lag im Median zwischen  $-2,75^\circ$  (Ecke 2) bis  $-1,1^\circ$  (Ecke 4). OHNE AAsSyst hingegen konnte eine minimale Lateralflexion nach links von im Median zwischen  $+0,7^\circ$  (Ecke 4) und  $+2,0^\circ$  (Ecke 3) dokumentiert werden. Betrachtet man den absoluten Haltungsunterschied bedingt durch den Unterstützungsmodus, so ergibt sich eine Winkeldifferenz der Mediane von  $3,65^\circ$  bei Ecke 1 und  $3,9^\circ$  bei Ecke 2; die Differenzen dieser beiden Ecken waren signifikant. Die Probanden neigten ihren Oberkörper also unter Verwendung des Armstützsystems zu diesem hin, was sich auch visuell in den Webcam-Aufnahmen nachvollziehen lässt. Dementsprechend liegt auch für die Brustwirbelsäule MIT AAsSyst eine stärkere Neigung nach rechts bzw. eine geringere Neigung nach links als OHNE AAsSyst vor, Abb. 32a im Anhang. Am stärksten ist dies - ebenso wie für die LWS - an

Ecke 1 und 2 abzulesen. Die absolute Winkeldifferenz des Medianes liegt hier bei  $7,75^\circ$  (Ecke 1) und  $3,05^\circ$  (Ecke 2). Diese Differenzen waren jedoch - anders als in Abb. 30a für die LWS - bei der BWS nicht signifikant.

Die Abb. 30b und 32b (siehe Anhang) zeigen die Lateralflexion der LWS bzw. BWS differenziert nach eingestellter Tischhöhe. Es fällt auf, dass für beide Wirbelsäulenabschnitte bei tief gestelltem Tisch eine signifikante Lateral(mehr)flexion nach rechts unter der Armassistenz zu verzeichnen war. Für die hohe Tischhöhe ist dies nur tendenziell aber dennoch erkennbar. Nennenswerte Haltungunterschiede zwischen hoher und tiefer Einstellung gestützt bzw. hoher und tiefer Einstellung ungestützt fanden sich in Abb. 30b (LWS) nicht. Abb. 32b hingegen zeigt, dass bei der BWS eine überhöhte Tischhöhe im Median zu einem Verlust der Rechtsflexion führt;  $0,30^\circ$  vs.  $-5,10^\circ$ .

Abb. 31a (siehe Anhang) spiegelt die Flexion/Extension im Bereich der BWS wider, jedoch liegen die Daten weniger homogen verteilt vor als bei der Lendenwirbelsäule in Abb. 29a. Graphisch fällt auf, dass sich die Flexion bei Ecke 1 über das Schaubild hinweg bis zur gestützten Situation bei Ecke 3 hin zur Extension verschiebt. Je näher sich also eine Ecke am Probanden befindet, desto mehr ändert sich dessen Haltung auf BWS-Ebene hin zur Extension. Über alle Ecken hinweg liegt der Median MIT AAsSyst unter dem OHNE AAsSyst, wobei eine signifikante Differenz von  $2,4^\circ$  hin zur Extension nur für die vierte Ecke zu verzeichnen ist.

Differenziert nach Tischhöhe, lag nur beim überhöht eingestellten Tisch und nur unter Verwendung des AAsSyst eine vermehrte Extension im BWS-Bereich vor. Das erste Quartil lag hier bei  $-5,98^\circ$ , der Median bei  $-0,93^\circ$  und das dritte Quartil bei  $+0,54^\circ$ . Diese graphisch leicht zu erkennende Handlungsänderung von einer im Median minimalen Flexion hin zur Extension ist signifikant,  $p = 0,0175$ . Anders formuliert führt nicht allein die Verwendung des AAsSyst, sondern zusätzlich eine überhöhte Tischhöhe zu dieser Handlungsänderung. Dies offenbart der direkte Vergleich der blauen Boxplots in Abb. 31b: Der Median ändert sich um  $2,53^\circ$  ( $-0,93^\circ$  gestützt hoch vs.  $1,60^\circ$  gestützt tief).

Weiter mit der Lateralflexion der Brustwirbelsäule differenziert nach Ecken, Abb. 32a (siehe Anhang). Prima vista zeigt sich ein analoges Bild zu den Ergebnissen der Lateralflexion der LWS (Abb. 30a im Anhang). Bei genauerer Betrachtung werden drei

Unterschiede deutlich. Erstens verändert das AAsSyst, abgesehen von Ecke 2, die Haltung nicht von der Linksflexion zur Rechtsflexion. Vielmehr wird nur der Grad der Linksflexion reduziert (Ecke 3 & 4) bzw. der Grad der Rechtsflexion erhöht (Ecke 1). Zweitens sind die Veränderungen durch das AAsSyst bei den Ecken 1 & 2 nicht mehr signifikant,  $p(\text{Ecke 1}) = 0,0628$ ;  $p(\text{Ecke 2}) = 0,0535$ . Des Weiteren fällt auf, dass bei der BWS die Datenstreuung im ungestützten Versuch stets geringer ausfällt als mit dem Assistenzsystem. Dies gilt sowohl für den Interquartilsabstand als auch für die Whisker. Umgekehrt formuliert erhöht der Einsatz des AAsSyst die Haltungsvervariabilität.

Auch hinsichtlich der Lateralflexion aufgeschlüsselt nach Tischhöhe fand sich bei der BWS (Abb. 32b) ein vergleichbares Bild zur LWS (Abb. 30b). Dies wurde oben im entsprechenden Abschnitt bereits beschrieben. Bezogen auf die Datenstreuung fällt jedoch allein in Abb. 32b auf, dass das AAsSyst diese über beide Tischhöhen hinweg deutlich vergrößert.

Nun zur Haltung des rechten Oberarms unterteilt nach Ecken und Tischhöhe. Wir betrachten wie bisher die Halteaufgabe. Insbesondere die Abduktion (Abb. 33a/b) und die Ante- bzw. Retroversion (Abb. 34a/b) sind hierbei von Interesse:

Die Abduktion änderte sich durch die Verwendung des AAsSyst dergestalt, dass der Abduktionsmedian über alle Ecken und über beide Tischhöhen hinweg über dem ohne AAsSyst lag. Sowohl gestützt als auch ungestützt lag die Abduktion bei Ecke 3 mit einem Median von  $28,08^\circ$  respektive  $21,3^\circ$  am ausgeprägtesten vor. Die geringste Abduktion von  $0,2^\circ$  war bei Ecke 1 ohne Armstütze zu dokumentieren. Bei Ecke 4 lag die größte Winkeldifferenz zwischen den beiden Unterstützungszuständen mit absolut  $14,57^\circ$  vor.

Auch die Anteversion des rechten Oberarms fällt über alle Ecken und beide Tischhöhen hinweg mit AAsSyst größer aus als ohne AAsSyst, Abb. 34a & 34b. Eine Retroversion ergibt sich nur im jeweils ungestützten Zustand für Ecke 1 (Median =  $-1,95^\circ$ ) und noch stärker für Ecke 4 (Median =  $-6,38^\circ$ ). Des Weiteren weicht die Haltung der Probanden so wie bei der Abduktion auch bei der Anteversion/Retroversion am stärksten bei Ecke 3 vom aufrechten Stand ab. Im Median zeigten sich mit AAsSyst  $23,18^\circ$  und ungestützt  $17,33^\circ$ . Dann folgen in absteigender Reihenfolge die Ecken 2, 1 und 4.

Das AAsSyst führt über beide in Abb. 34b aufgetragenen Tischhöhen hinweg zu einer signifikanten (Mehr-) Anteversion des rechten Oberarms ( $p(\text{hoch}) = 0,0179$  &  $p(\text{tief}) = 0,0036$ ). Der Vergleich der blauen Boxplots, die die gestützten Teile der Halteaufgabe repräsentieren, legt nahe, dass nicht die Tischhöhe, sondern das AAsSyst maßgeblich für die Anteversion ursächlich ist. Bei der Flexion/Extension der BWS (vgl. Abb. 31b) war dies "multifaktoriell" bedingt

### 3.4.2 Aufgabe 2 - Pinaufgabe

Die Differenzierung nach Durchgängen wurde bereits in Kapitel 3.2.7 bei der Untersuchung der *Muskelaktivität* mittels OEMG-Daten vorgenommen. Hierbei zeigte sich zwischen den beiden Durchgängen kein nennenswerter Unterschied, vgl. Abb. 22b & 24b. Einen signifikanten Unterschied zeigten auch die Daten für die *Beschleunigungsanalyse* nicht, vgl. Abb. 27b & 28b. Die Daten der *Haltungsanalyse* lassen ebenso wenig einen Unterschied zwischen den Durchgängen erkennen, so dass auf deren gesonderte Darstellung zugunsten einer besseren Übersichtlichkeit verzichtet wird. Wir beginnen mit den Ergebnissen der LWS.

Die Flexions-/Extensionshaltung der LWS wird bei den Probanden weder durch die Tischhöhe noch durch das AAsSyst nennenswert verändert, vgl. Abb. 35.

Anders ist dies bei der Lateralflexion der LWS, Abb. 36. Hier reduziert das AAsSyst die Datenstreuung bei beiden Tischhöhen. Des Weiteren ist visuell eine dezente Änderung der Flexion von linkslateral nach rechtslateral (tiefe Tischhöhe) durch das AAsSyst abzulesen: Der Median reduziert sich von ungestützt tief  $0,4^\circ$  auf gestützt tief  $-0,45^\circ$  um  $0,85^\circ$ .

Es folgen die Haltungsergebnisse der Pinaufgabe für die Brustwirbelsäule, Abb. 37 & 38. Über beide Tischhöhen hinweg sorgt das AAsSyst dafür, dass die Haltung auf BWS-Höhe in Richtung Extension verändert wird,  $p(\text{hoch}) = 0,0605$ ;  $p(\text{tief}) = 0,1425$ . Im Median ist dieser Einfluss bei überhöhter Tischhöhe mit  $-4,40^\circ$  stärker als bei normaler Tischhöhe mit  $-0,55^\circ$ . Durch die Tischhöhe ändert sich der Median in der Konstellation ohne AAsSyst auch: Die mediane Flexion von  $3,05^\circ$  reduziert sich bei hoher Tischhöhe

auf  $0,05^\circ$ , was praktisch dem aufrechten Stand entspricht. Des Weiteren fällt mit AAsSyst eine nach oben reduzierte Datenstreuung auf (Whisker bzw. Whisker & Interquartilsbox).

Hinsichtlich der Lateralflexion auf BWS-Ebene, vgl. Abb. 38, fand sich analog zur LWS sowohl eine etwas reduzierte Datenstreuung mit AAsSyst als auch in tiefer Position eine Änderung der Lateralflexion von im Median  $0,05^\circ$  zu  $-1,50^\circ$ ; dies entspricht einer leichten Rechtsflexion. Zuletzt bleibt noch die Analyse der Haltdaten des rechten Oberarms, Abb. 39 & 40.

Die Abduktion des rechten Oberarms wird während der Pinaufgabe durch das AAsSyst über beide Tischhöhen hinweg deutlich erhöht. Der Median für die hohe Tischhöhe vergrößert sich um mehr als das Doppelte von  $6,15^\circ$  auf  $16,75^\circ$ ; bei der tiefen/normalen Tischhöhe vervierfacht sich der mediane Abduktionsgrad beinahe von ungestützt  $3,40^\circ$  auf  $12,40^\circ$ .

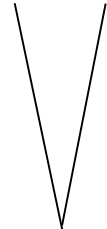
Wie in Abb. 34b bei der Haltaufgabe sorgt das AAsSyst auch bei der dynamischen Aufgabe für eine erhöhte und signifikante Armanteversion, vgl. Abb. 40. Im Median änderte sich diese von  $3,33^\circ$  auf  $12^\circ$  (hohe Tischhöhe) und von  $-1,55^\circ$  auf  $5,95^\circ$  (tiefe Tischhöhe). Die Veränderung der Tischhöhe bringt im Vergleich bei gleichem Unterstützungsmodus (gestützt hoch vs. gestützt tief; ungestützt hoch vs. ungestützt tief) keine nennenswerte Haltungsänderung.

### 3.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden die gewonnenen Ergebnisse tabellarisch zusammengefasst. Tabelle 8 & 9 zeigen die Ergebnisse der Muskelaktivität, Tabelle 10 zeigt die der Bewegungsanalyse und Tabelle 11 die der Haltungsanalyse.

#### 3.5.1 Muskelaktivität

**Tab. 8: Beanspruchung der Muskeln und Einfluss Tischhöhe/Ecken auf eA**  
eA = elektrische Aktivität

<b>Beanspruchungs- grad</b>	<b>Musculus trapezius</b>	rechts	33 % MVE
		links	19,8 % MVE
	<b>Musculus erector spinae</b>	rechts	< links
		links	> rechts
<b>eA (elektrische Aktivität)</b>	<b>Relative Veränderung durch Überhöhung der <u>Tischhöhe</u></b>	Musculi trapezii	↑↑ (Halteaufgabe signifikant)
		Musculi erectores spinae	-
	<b>Relative Veränderung durch die vier <u>Ecken</u></b> [M. trapezius rechts, M. erector spinae links & rechts]	Ecke 3 Ecke 2 Ecke 4 Ecke 1	



**Tab. 9: Signifikante Ergebnisse der Oberflächenelektromyographie,  $p \leq 0,05$**

eA = elektrische Aktivität; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt (Median aller Probanden) mit negativem Vorzeichen bei Abnahme/positivem Vorzeichen bei Zunahme der Muskelaktivität mit Armassistenz; n.u. = nicht untersucht

	AssystEffekt			Besonderheiten
<b>Halteaufgabe</b>	<b>Musculus trapezius</b>	rechts	-	
		links	n.u.	
	<b>Musculus erector spinae</b>	rechts	+33,3 %	
		links	-	
<b>Pinaufgabe</b>	<b>Musculus trapezius</b>	beidseits	-36,85 %	tendenziell stärkere Entlastung bei tiefer Tischhöhe
	<b>Musculus erector spinae</b>	beidseits	-14,3 %	

### 3.5.2 Bewegungsanalyse

**Tab. 10: Signifikante Ergebnisse der Beschleunigungsmessungen längs & quer,  $p \leq 0,05$**

AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt (Median aller Probanden) mit negativem Vorzeichen bei Abnahme der Beschleunigungsspitzen mit Armassistenz

	AssystEffekt	
<b>Halteaufgabe</b>	<b>Längsbeschleunigung</b>	-
	<b>Querb beschleunigung</b>	-
<b>Pinaufgabe</b>	<b>Längsbeschleunigung</b>	-5,82 %
	<b>Querb beschleunigung</b>	-5,33 %

### 3.5.3 Haltungsanalyse

Tab. 11: Signifikante Ergebnisse der Haltungsanalyse LWS/BWS/Oberarm rechts,  $p \leq 0,05$

LWS/BWS = Lenden-/Brustwirbelsäule; OA = Oberarm; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt; *kursiv* = nichtsignifikante Tendenzen MIT Armstützsystem

		<b>Haltungsänderung-nein/<u>wohin</u>/(wo)</b>	
<b>Halteaufgabe: 4 Ecken, 2 Tischhöhen</b>	<b>LWS</b>	Flexion/Extension	nein
		Lateralflexion links/rechts	<u>Rechtsflexion</u> (Ecke 1, 2, tief) (Ecke 3, 4)
	<b>BWS</b>	Flexion/Extension	<u>Extension</u> (Ecke 4, hoch) (Ecke 3)
		Lateralflexion links/rechts	<u>Rechtsflexion</u> (tief) (Ecke 1, 2)
	<b>OA rechts</b>	Abduktion/Adduktion	<u>Abduktion</u> (Ecke 1, 4, hoch) (Ecke 2, 3, tief)
		Anteversion/Retroversion	<u>Anteversion</u> (Ecke 1,2,4 + hoch, tief) (Ecke 3)
<b>Pinaufgabe: 2 Tischhöhen</b>  (keine Unterschiede zwischen den Durchgängen)	<b>LWS</b>	Flexion/Extension	nein
		Lateralflexion links/rechts	nein <i>geringere Datenstreuung / Verschiebung zur Nulllinie</i>
	<b>BWS</b>	Flexion/Extension	nein <i>geringere Datenstreuung / Verschiebung zur Nulllinie (tief)</i> <i>Extension (hoch)</i>
		Lateralflexion links/rechts	nein <i>geringere Datenstreuung / Verschiebung zur Nulllinie</i>
	<b>OA rechts</b>	Abduktion/Adduktion	<u>Abduktion</u> (hoch, tief)
		Anteversion/Retroversion	<u>Anteversion</u> (hoch, tief)

## 4 Diskussion

### 4.1 Limitationen der Studie

Wichtig ist, die Limitationen und möglichen Schwächen, die dieser Arbeit innewohnen, aufzuzeigen und zu diskutieren.

#### 4.1.1 Probanden

Die geringe Zahl verwertbarer Studienteilnehmer, vgl. Kapitel 3.1, stellt die Aussagekraft der Ergebnisse in Frage. Der Goldstandard einer prospektiven, randomisierten und kontrollierten Studie erfordert zur Vermeidung eines Fehlers 2. Art eine ausreichend große "Power" bzw. Anzahl Probanden (Kranke et al. 2008). Die hierfür erforderliche Fallzahl wird daher regelmäßig mithilfe statistischer Formeln geschätzt und festgelegt und liegt häufig bei mehreren hundert Teilnehmern. Da es sich bei unserer Studie jedoch um eine explorative Studie eines Prototypsystems im simulierten klinischen Setting handelte, war eine verlässliche formelgestützte Fallzahlschätzung nicht möglich und eine deutlich größere Zahl an laparoskopisch erfahrenen Chirurgen in der zur Verfügung stehenden Zeit nicht rekrutierbar. Außerdem dient eine explorative Studie dem Nachweis starker Effekte in einem bisher wenig untersuchten Forschungsgebiet, um so die weitere Forschungsrichtung einzugrenzen; zu diesem Zweck reicht auch eine geringe Teilnehmerzahl aus. Bei der Interpretation der Ergebnisse muss freilich berücksichtigt werden, dass die geringe Fallzahl zu einer erhöhten Rate an falsch negativen, also die Alternativhypothese verwerfenden, Ergebnissen führt. Die Diskussion wird daher wo geboten auch statistisch nicht signifikante aber (graphisch) evidente Tendenzen der Ergebnisse berücksichtigen. Die bei den elf Probanden aufgetretenen teilweisen Ausfälle wiegen, was die MVE-Messungen angeht, nur minder schwer. Zumindest beim AssystEffekt (Muskelaktivität) wurde die Normalisierung zur MVE infolge der Quotientenbildung herausgekürzt.

Ein weiterer möglicher Kritikpunkt ist der konditionelle Status der Probanden. Dieser war ähnlich was Alter (29-44 Jahre), aber nicht was die Laparoskopieerfahrung (14-192 Monate) anging. Da alle Versuchsteilnehmer regelmäßig im Rahmen ihrer beruflichen Haupttätigkeit laparoskopisch operierten, war er aber auf einem ausreichend

hohen Niveau, was sich auch daran zeigte, dass kein Studienteilnehmer aufgrund von Ermüdung oder Überforderung ausscheiden musste.

### 4.1.2 Armassistenzsystem

Fraglich ist, ob der durch das AAsSyst vorgegebene Bewegungsbereich bei anatomisch unterschiedlich gebauten Probanden die Ergebnisse unzulässig beeinflusst hat. In vertikaler Richtung war die Bewegungsfreiheit des Torso und der Extremitäten durch das AAsSyst konstruktionsbedingt weder im gestützten noch im ungestützten Arbeitsmodus (= weggeschobene Armauflagen) eingeschränkt. In horizontaler Richtung nach rechts/links und vor/zurück hingegen begrenzen die beiden Armstützen den Bewegungsbereich des Operators, vgl. Abb. 1. Um dem zu begegnen, wurde zu Beginn eines Versuchstages die probandenindividuelle Positionierung der einzelnen Armstützen ermöglicht. In Kustermann 2015 wurde untersucht, inwieweit die Versuchsteilnehmer subjektiv durch das AAsSyst beeinträchtigt wurden; hier gab es Probanden, die sich mit AAsSyst im "Bewegungsradius der linken Seite" eingeschränkt fühlten und 4/12 Probanden stimmten mit AAsSyst bei der Pinaufgabe dem Wunsch eines Positionswechsels "im Großen und Ganzen zu". Eine gewisse (subjektive) Beeinträchtigung einiger Probanden ist also trotz individueller Positionierung des Stützsystems gegeben.

Hervorzuheben ist das intuitive Konzept der neuen Armstütze. Bereits nach einer kurzen Einführung und wenigen Minuten Probelauf sorgt das ausgeklügelte Feedback-System mit den nachführenden Servomotoren dafür, dass das AAsSyst ohne spürbare Verzögerung dem Arm des Anwenders folgt und ihn unterstützt. Sobald der Unterarm aufgelegt ist, fängt das System an zu arbeiten. Simpler ist eine Mensch-Maschine-Schnittstelle nicht zu verwirklichen und sowohl die Probanden als auch die Projektteilnehmer, die das AAsSyst ausprobierten, waren von dieser Simplität beeindruckt.

Die Konstruktion des AAsSyst ist ebenso einfach gehalten, so dass die Investitionskosten in ein solches System moderat bleiben. Durch die Größe der Manipulator-Einheiten, die vom Boden bis zur Schulterhöhe reichen, ist das System weniger mobil. Andererseits kann die Armunterstützung statt für beide Arme nur für einen Arm verwendet werden. Denkbar ist so während einer laparoskopischen Operation

bspw. den kameraführenden Assistenten bei der statischen, und aus eigener Erfahrung über die Zeit sehr unangenehmen, Haltearbeit zu entlasten.

### 4.1.3 Versuchsaufbau & -ablauf

Eine mögliche Fehlerquelle bei der einhändig durchgeführten Halteaufgabe könnte sein, dass es den Probanden überlassen worden ist, ob sie den untätigen Arm auch auf das AAsSyst legen oder nicht. Wird nur ein Arm aufgelegt, so ist eine schiefe(re) Haltung hin zum aktiven Arm, der vom AAsSyst gestützt wird, zu beobachten (Webcam-Bilder). Werden beide Arme gestützt, entsteht eine aufrechte Oberkörperhaltung. Dies könnte insbesondere die Daten zur Haltung und zur Muskelaktivität des *M. erectus spinae* aufgrund von Aufgabenungleichheit systematisch verzerrt haben. Jedoch hat von den zwölf eingeschlossenen Probanden nur *einer* die beidarmige Unterstützung durch das AAsSyst bis zum Ende fortgeführt, so dass die Aufgabe im Großen und Ganzen auf die gleiche Art bewerkstelligt wurde. Des Weiteren ist davon auszugehen, dass das AAsSyst dann den größten Entlastungseffekt erzeugt, wenn sich der Nutzer wohlfühlt. Möglicherweise wirkt sich die Haltungsänderung hin in eine schiefere Oberkörperposition entlastend auf die Rückenmuskulatur aus. Es ist also zunächst sinnvoll, dass jeder selbst entscheidet, welcher Unterstützungsgrad (einarmig, beidarmig) für ihn am besten ist. Aufbauend auf den Ergebnissen dieser Studie können dann ggf. weitere Vorgaben gemacht werden.

Ein weiterer Kritikpunkt könnte die fehlende Randomisierung der Aufgabenreihenfolge sein, da am zweiten Messtag stets mit der Halteaufgabe begonnen und erst danach die dynamische Pinaufgabe durchgeführt wurde. Die fehlende Übung bei der Halteaufgabe könnte deren Ergebnisse beeinflusst haben, denn bei komplexen Systemen wie dem laparoskopischen Operieren ist es so, dass die Vorteile vom Anwender umso effektiver nutzbar gemacht werden können, je länger er oder sie das System benutzen (Kim et al. 2020; Dagash et al. 2003). Um dem zu begegnen, hatten die Teilnehmer am ersten Messtag Gelegenheit, beide Aufgaben kennenzulernen und einzuüben. Zudem wurden die Aufgaben nicht in den verschiedenen Tischhöhen und Unterstützungsmodi abgeschlossen und so *hintereinander* bearbeitet, sondern es wurde stets zwischen Halte- und Pinaufgabe abgewechselt, vgl. Abb. 4. Dadurch wurde ein möglicher Übungseffekt gering gehalten. Anzumerken ist noch, dass die statische

Halteaufgabe der dynamischen Pinaufgabe gegenüber weniger komplex ist, so dass hier von einem geringeren Übungseffekt auszugehen ist als bei der Pinaufgabe, bei der mithilfe der zwei Durchgänge ein möglicher Lerneffekt sogar untersucht wurde. In der Datenanalyse ließ sich selbst bei der Pinaufgabe in allen Bereichen kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Durchgängen dieser Aufgabe dokumentieren (hohe Zufallswahrscheinlichkeit, nahezu identische Datenstreuung, vgl. Abb. 22b & 24b). Dies legt nahe, dass die Probanden genug Zeit hatten sich mit der Aufgabe und dem AAsSyst vertraut zu machen und dass das AAsSyst intuitiv anwendbar und der Umgang damit schnell erlernbar ist. Insofern ist die fehlende Aufgabenrandomisierung vernachlässigbar.

Fraglich ist, ob die Aufgabendauer und das Aufgabendesign zu starker Ermüdung und so zu verzerrten Ergebnissen über eine Aufgabeneinheit (Abb. 4) hinweg geführt hat. Um dies zu vermeiden, wurden erfahrene und somit trainierte Operateure rekrutiert und Umbauzeiten als kurze Pause genutzt. Die Dauer der Halteaufgabe wurde nicht gemessen, ist bei einem vorgegebenen Halteintervall von 20s mal vier Ecken aber eingrenzbar auf ca. 3 Minuten. Die Pinaufgabe lag pro Durchgang zwischen 1min 52s und 6min 45s. Aufsummiert über alle Durchläufe verbrachte ein Proband also zwischen ca. 28min und 68min mit beiden Aufgaben, was akzeptabel ist. Der Beanspruchungsgrad des rechten M. trapezius lag im Median über alle Aufgaben hinweg bei 4,84 % MVE (Abb. 14a), der des linken M. erector spinae - bezogen auf eine Referenzkontraktion mit einer 2kg-Hantel - bei im Median 30,97 % (Abb. 14b). Diese Tatsachen machen eine massive und störende Ermüdung unwahrscheinlich. Eine systematische Befragung der Studienteilnehmer über Missempfindungen aus Kustermann 2015 stützt diese Schlussfolgerung: Hier wurde "Müdigkeit" in diesem Zusammenhang nur von einem Probanden erwähnt, dem jedoch das Bein eingeschlafen war.

### **4.1.4 Datenerfassung**

Für die vorliegende Studie wurden am Probanden Daten mit Hilfe von Oberflächenelektromyographie, Lagesensoren sowie Beschleunigungssensoren erhoben. Um möglichst valide und reproduzierbare Daten zu erhalten, ist es wichtig die Sensoren korrekt und an der richtigen Stelle eines jeden Teilnehmers anzubringen. Das vorliegend angewandte standardisierte Schema, das dem Rechnung trägt, ist in Kapitel 2.6.1 niedergelegt. Allerdings wurden die Messungen nicht immer zur gleichen Tageszeit,

sondern dann durchgeführt, wenn ein Operateur sich während des Arbeitsalltags eines Universitätsklinikums für die Versuche frei machen konnte. Insbesondere der Dienstplan spielte eine Rolle. Konkret begann der früheste Proband um 8:58h, der späteste um 17:53h mit den Versuchsaufgaben. Dies könnte die Datenerfassung verfälscht haben. Um dies zu verhindern, wurde darauf geachtet, dass die Probanden ausreichend ausgeruht zu den Versuchen erschienen. Außerdem unterlagen die erhobenen Daten - anders als bspw. Hormone - keiner zirkadianen Rhythmik. Die Haut, deren Leitfähigkeit sich im Tagesverlauf durch den sezernierten Schweiß ändert, wurde mit abrasiver Paste, vgl. Kapitel 2.6.1, gereinigt und vorbehandelt. Zu guter Letzt wurde das für Signalvariabilitäten sehr anfällige EMG-Signal normalisiert, um so tages- oder tageszeitbedingte, aber auch probandenbedingte Variabilitäten zu eliminieren.

### ***4.2 Diskussion Muskelaktivität & Haltung LWS/BWS***

Im folgenden Abschnitt wird auf die gemessene Muskelaktivität und deren Ursachen eingegangen. Haltung und Muskelaktivität haben großen Einfluss aufeinander. Aus diesem Grund ist es unumgänglich die Diskussion der Muskelaktivität mit der der Haltungsergebnisse zu verquicken. In diesem Abschnitt noch nicht mitbehandelte Aspekte der Haltung werden dann weiter unten in Kapitel 4.4 ausgeführt.

#### **4.2.1 Beanspruchungsgrad M. trapezius & M. erector spinae**

Der gesamte Beanspruchungsgrad des M. trapezius rechts lag bei median 4,84 % und maximal 33,33 % MVE, links bei median 2,05 % und maximal 19,86 % MVE, Abb. 14a. Die Unterschiede nach Seite sind am ehesten der Aufgabenstellung mit einer nur rechtshändig durchzuführenden Halteaufgabe geschuldet. Das Niveau der Muskelbeanspruchung zeigt, dass die Aufgaben, die der Trapeziusmuskulatur gestellt waren, ausreichend die Muskulatur beanspruchten, ohne dass die Gefahr einer schnellen muskulären Erschöpfung bestand. Der M. erector spinae wurde genau umgekehrt links stärker beansprucht als rechts, Abb. 14b. Eine mögliche Erklärung hierfür ist die stabilisierende Funktion, die der Wirbelsäulenmuskulatur bei Arbeiten der kontralateralen Extremität zufällt. Da die Beanspruchung relativ zu einer 2kg-Hantelkontraktion gemessen wurde und nicht zur maximal möglichen Kontraktion

(MVE), fallen die Werte höher aus als beim Trapezius und können damit nicht verglichen werden. Eine Aussage zur Gefahr der Überbeanspruchung bspw. des linken M. erector spinae kann nur schwer getroffen werden.

#### **4.2.2 Einfluss Tischhöhe & Ecken auf die elektrische Aktivität**

Eine hohe bzw. überhöhte Tischhöhe im Aufgabendesign verfolgte das Ziel zu untersuchen, ob sich ein möglicher Einfluss des AAsSyst in *ungünstiger* Haltung verstärkt, vgl. Alternativhypothese II. Für beide Trapeziusmuskeln konnte gezeigt werden, dass die hohe Tischhöhe ohne AAsSyst zu vermehrter Muskelaktivität, also Muskelanstrengung, führt und somit für die Probanden über alle Aufgaben hinweg den erwünschten "Stressor" darstellt. Die erhöhte Muskelaktivität beruht hierbei möglicherweise auf hochgezogenen Schultern. Die Auswirkungen auf den AssystEffekt werden weiter unten bei der jeweiligen Aufgabe besprochen.

Beim M. erector spinae hingegen ließ sich dies nicht nachweisen. Hier führte die hohe Tischhöhe also nicht zu vermehrter Muskelaktivität. Die entsprechende Haltungsanalyse der Abb. 29b/30b & Abb. 35/36 bringt die Erklärung: Die hohe Tischhöhe führte zu keiner nennenswerten Haltungsänderung auf LWS-Ebene. Dies wird deutlich, wenn wir jeweils die Konstellation "ungestützt tief" mit "ungestützt hoch" vergleichen.

Nun zur Frage, wie sich die bei der Halteaufgabe implementierten Ecken, die für die vier Operationsquadranten stehen, auf die Muskelaktivität ausgewirkt haben. In Kapitel 3.2.3 wurde bereits dargelegt, dass die Muskelaktivität von Ecke 3 über Ecke 2, gefolgt von Ecke 4 bis hin zur Ecke 1 immer weiter abnahm. Betrachtet man nun die Position der Probanden am Pelvitainer, Abb. 6, und projiziert dann die auf einer Holzplatte montierte Eckenkonstruktion aus Abb. 8 in den Pelvitainer hinein, zeigt dies, dass die Muskelanstrengung umso größer ist, je näher sich das Operationsgebiet am Operateur befindet (ebenso bei gleichem Versuchsaufbau Steinhilber et al. 2017). Dies liegt am ehesten in der Laparoskopietechnik mit einer kleinen Bauchdeckenöffnung, um die anguliert werden muss, begründet (vgl. Berguer et al. 2001). Die unterschiedlichen Aktivitätsniveaus des M. trapezius je nach Ecke ermöglichen also eine differenzierte Betrachtung der Einflüsse des AAsSyst.



### 4.2.3 Aufgabe 1 - Halteaufgabe

Überraschenderweise erbrachte die Analyse des AssystEffekts **des rechten M. trapezius** bei der Halteaufgabe keine signifikante Veränderung, insbesondere nicht ins Negative, was einer Reduktion der Muskelaktivität entsprochen hätte, vgl. Abb. 18; die Nullhypothese I konnte nicht verworfen werden. Gerade bei statischer Haltearbeit wäre jedoch eine Entlastung durch eine "armhaltende" Vorrichtung zu erwarten gewesen. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass durch die Verwendung des AAsSyst eine Abduktion nötig wird, die ohne das AAsSyst nicht entstände. Dies spiegelt die Haltungsanalyse bezüglich der Abduktion des rechten Oberarms wider, vgl. Abb. 33a Ecke 1 & 4. Der entlastende Einfluss des AAsSyst könnte also durch die eA-erhöhende *zusätzliche* Abduktion wieder zunichte gemacht worden sein. Auch für die hohe Tischhöhe wäre dieser Erklärungsansatz plausibel, da bei ihr zwar die eA insgesamt höher ist - die Probanden ziehen hier möglicherweise die Schulter nach oben, vgl. vorigen Abschnitt -, durch das AAsSyst diese ergonomisch ungünstige Haltung jedoch nicht aufgelöst werden kann und es zusätzlich noch - wie bei niedriger Tischhöhe - zu einer Abduktion kommt, vgl. Abb. 33b. Gesetzt den Fall diese Annahmen träfen zu, müsste auch in anderen Aufgabenteilen eine durch das AAsSyst hervorgerufene zusätzliche Abduktion den AssystEffekt zunichte machen. Bei der Pinaufgabe (s. unten) gibt es jedoch - trotz mindestens gleich großer Abduktion wie bei der Halteaufgabe (vgl. Abb. 33a/b vs. Abb. 39) einen deutlichen entlastenden AssystEffekt im Bereich der rechten und linken Trapeziusmuskulatur, Abb. 22d. Es muss also einen anderen Grund für den fehlenden AssystEffekt bei der Halteaufgabe geben.

Eine weitere durch die neue Armstütze hervorgerufene Handlungsänderung ist eine Lateralflexion der Wirbelsäule nach rechts, auf die ausführlich in der Diskussion des rechten M. erector spinae im übernächsten Absatz eingegangen wird: Die Probanden lehnen sich auf den rechten Ausleger des AAsSyst. Da diese Handlungsänderung nur bei der Halteaufgabe und nicht bei der Pinaufgabe auftritt (Abb. 30a/b & Abb. 32a/b für die Halteaufgabe vs. Abb. 36 & Abb. 38 für die Pinaufgabe) könnte sie den fehlenden AssystEffekt für den M. trapezius rechts bei der Halteaufgabe erklären. Fraglich ist, ob eine Rechtsflexion der Wirbelsäule und ein Auflehnen die eA des M. trapezius pars descendens überhaupt erhöhen kann. Denn nur so könnte der obige Erklärungsansatz einer Kompensation des entlastenden Einflusses greifen. Der M. trapezius pars

descendens gehört zur Muskulatur des Schultergürtels (Schünke et al. 2007). Im Anatomielehrbuch Kaufmann et al. 2005 wird auf Seite 257f. beschrieben: "Die Schultergürtelmuskeln befestigen die obere Extremität am Rumpf." und "Die Muskeln des Schultergelenks entspringen am Schultergürtel [...]". Demzufolge ist es möglich, dass durch das Auflehnen des rechten Armes auf das AAsSyst eine Stabilisierung des Schultergürtels und somit eine erhöhte Aktivität des M. trapezius pars descendens zustande gekommen ist. Um diese Erwägungen zu belegen und den genauen Anteil des M. trapezius und anderer Muskeln der Schulter und des Schultergürtels daran zu quantifizieren, sind weitere EMG-Messungen notwendig. Zusammenfassend deuten die hier erhobenen Daten der Muskelaktivität und der Haltung aber darauf hin, dass ein zu erwartender armentlastender Einfluss des AAsSyst auf den rechten Trapeziusmuskel durch eine AAsSyst-bedingte Wirbelsäulenrechtsflexion aufgehoben worden sein könnte.

Der **linke M. trapezius** spielt bei der nur rechtshändig durchzuführenden Halteaufgabe keine Rolle.

Der **rechte M. erector spinae** erbrachte einen AssystEffekt größer null von im Median +33,33 %. Das bedeutet, dass mit bzw. durch das AAsSyst die Muskelaktivität dieses Muskels ansteigt, Abb. 19d. Statt zu entlasten, hat das AAsSyst also das Gegenteil bewirkt. Wir betrachten die Muskelfunktion des Erektors und *die* in diesen Funktionsbereichen aufgetretenen Haltungsänderungen, die durch die Verwendung des AAsSyst entstanden bzw. mitentstanden sind:

Die Funktion des M. erector spinae liegt in der Extension, Lateralflexion und Rotation (Kaufmann et al. 2005). Die Haltungsanalyse der Halteaufgabe zeigt auf BWS-Ebene eine *Extension* für Ecke 3, 4 und hohe Tischhöhe (Abb. 31a/b) sowie eine *Lateralflexion* nach rechts für Ecke 1, 2 und tiefe Tischhöhe (Abb. 32a/b). Auf LWS-Ebene lag eine *Lateralflexion* nach rechts über alle Ecken und die tiefe Tischhöhe vor (Abb. 30a/b); die *Rotation* wurde nicht untersucht. Fraglich ist, ob die Extension, die Rechtsflexion oder beides maßgeblich zur erhöhten Erektoraktivität beigetragen haben. Berücksichtigt man, dass das EMG-Signal des M. erector spinae lumbal abgeleitet wurde, so spricht viel dafür, dass die Haltungsänderungen der BWS-Ebene (Extension & Rechtsflexion) über eine derartige Distanz zu keiner erhöhten Muskelaktivität lumbal

führen konnten. Dem könnte man entgegen, dass der M. erector spinae ein Muskelkomplex ist, der sich vom Beckenkamm und der Facies dorsalis des Os sacrum bis zur HWS bzw. dem Hinterhaupt erstreckt (Kaufmann et al. 2005; Netter et al. 2003) und dass bei der Oberflächenelektromyographie ein SUMMENaktionspotenzial bzw. Interferenzsignal abgeleitet wird (Konrad 2011), welches also nicht strikt lokal begrenzt ist. Betrachtet man jedoch die Lage des ableitenden Lagesensors und der EMG-Sensoren in Abbildung 5 genau, so wird klar, dass die Distanz zwischen *oberer* BWS und LWS für diesen Einwand zu groß ist. Das Interferenzsignal ist zu schwach und wird von Interferenzen anderer entfernter Muskeln überlagert. Die Handlungsänderungen auf BWS-Ebene scheiden also aus und es verbleibt die Rechtsflexion Ecke 1 bis 4 und tiefe Tischhöhe der LWS, um die Zunahme der Erektoraktivität durch das AAsSyst zu erklären.

Die Webcam-Bilder bestätigen im Übrigen, dass sich die Probanden auf die Armstütze in einer lateralen Bewegung auflehnten. In Bezug auf diese Rechtsflexion der Wirbelsäule fällt auf, dass sie ausgeprägter bei tiefer Tischhöhe dokumentiert werden konnte. Dies trifft sowohl für die LWS in Abb. 30b als auch für die BWS in Abb. 32b zu und wird hier durch klar signifikante Werte verdeutlicht. Erklärt werden kann dieser Unterschied damit, dass bei tiefer Einstellung mehr Raum für eine Rechtsflexion, die wiederum einen "Höhenverlust" bezogen auf die Arbeitsebene mit sich bringt, bleibt. Umgekehrt können sich bei hoher Tischeinstellung die Probanden nur weniger weit nach rechts neigen, da sie schneller die eingestellte Tischhöhe erreichen; die Muskelaktivität des rechten Erektor nimmt im Vergleich zur tiefen Tischhöhe also ab. So erklärt sich das im Median in Abb. 19c dokumentierte Bild.

Bei der Besprechung der Muskelaktivität des rechten M. Erector spinae wurde die (signifikante) Extension der BWS bei der Halteaufgabe angeführt, aber noch nicht die Ursache für diese Handlungsänderung diskutiert. Betrachtet man die Konstellationen, in denen eine nennenswerte Extension auftritt (hohe Tischhöhe, Abb. 31b & Ecke 3 und 4, Abb. 31a), so wird klar, dass nicht ein Faktor allein zu einer messbaren Extension führt, sondern dass dann, wenn die Benutzung des AAsSyst mit der hohen Tischhöhe oder der Ecke 3/Ecke 4 zusammenfällt, sich diese Einflüsse *aufsummieren*. Erst dadurch lässt sich

eine nennenswerte Extension erkennen. Vergleicht man die BWS-Extensionsdaten der Halteaufgabe (Abb. 31a/b) mit denen der Pinaufgabe (Abb. 37), zeigt sich, dass bei der beidhändigen Aufgabe vor allem die Tischhöhe, hingegen bei der Halteaufgabe vorwiegend die körpernahen Ecken 3 und 4 neben dem AAsSyst zur Extension beitragen. Die Extension als Handlungsänderung auf BWS-Ebene an sich ist nicht negativ zu bewerten, da sie nicht dazu führt, dass der Anwender in eine Hohlkreuzstellung übergeht. Zumindest finden sich für ein Hohlkreuz/eine Extension auf LWS-Ebene keine Daten.

Für den **linken M. erector spinae** konnte kein signifikanter AssystEffekt nachgewiesen werden, Abb. 20. Dies überrascht, da bei einer Rechtsflexion eine antagonistische (entlastende) Wirkung auf den linken Erektor zu erwarten gewesen wäre, zumal ohne AAsSyst die relative Beanspruchung des M. erector spinae links größer war als die rechts, Kapitel 3.2.1. Möglicherweise spielt eine rotatorische Komponente eine Rolle. Da die Rotation nicht vermessen wurde, kann über eine Ursache nur spekuliert werden, so dass wir nun mit der Diskussion der Pinaufgabe fortfahren werden.

### 4.2.4 Aufgabe 2 - Pinaufgabe

Für die Pinaufgabe kann allgemein festgehalten werden, dass sie - anders als die Halteaufgabe - mit beiden Armen und von diesen zu praktisch gleichen Anteilen (ca. 50 % links geführtes Instrument - Pinübergabe - ca. 50 % rechts geführtes Instrument) durchgeführt wurde, vgl. Aufgabenbeschreibung Kapitel 2.6.2. Dies erklärt die nahezu identische Verteilung des AssystEffekt des rechten und linken M. trapezius, Abb. 21.

Das AAsSyst reduziert bei dieser dynamischen Aufgabe die Muskelaktivität der **Trapeziusmuskulatur bds.** im Median um -36,85 % und entlastet so den Operateur. Zu diskutieren ist die Frage wieso im Vergleich zur Halteaufgabe, bei der dies nicht gelang, hier ein AssystEffekt kleiner null nachweisbar war. Diesbezüglich kann auf die Diskussion der Muskelaktivität des rechten M. trapezius in Abschnitt 4.2.3 verwiesen werden. Dort wurde diese Frage - Stichwort Rechtsflexion bzw. "Aufstützen" - schon ausführlich behandelt. Weiter mit der Diskussion der aufgabenspezifischen Modi:

Die Tischhöhe hat zwar keinen *signifikanten* Einfluss auf den AssystEffekt der Mm. trapezii. Bei genauer visueller Analyse zeichnet sich jedoch ein ausgeprägterer

AssystEffekt für die tiefe Tischhöhe gegenüber der überhöhten Tischhöhe ab, Abb. 22c. Ergonomisch bessere Bedingungen könnten also zu einem stärkeren Entlastungseffekt führen und nicht etwa umgekehrt. Schon Steinhilber et al. konnte 2017 zeigen, dass bei rotierbaren laparoskopischen Instrumenten eine überhöhte Tischhöhe Entlastungseffekte reduzieren bzw. aufheben kann. Des Weiteren gibt es zahlreiche Arbeiten die auch unabhängig von operativen Unterstützungssystemen in der Laparoskopie immer wieder die Wichtigkeit von ergonomisch angepassten OP-Tischhöhen hervorheben, (vgl. z.B. Berquer et al. 2002; Catanzarite et al. 2018; Manasnayakorn et al. 2009). Die beiden Durchgänge erbrachten keine Unterschiede bzgl. der Muskelaktivität. Die zweite Nullhypothese kann also hier *möglicherweise* verworfen werden, was durch weitere Untersuchungen mit einer größeren Probandenzahl verifiziert werden sollte.

Die **Mm. erectores spinae** profitieren durch das Armstützsystem zusammengefasst im Median mit einem AssystEffekt von -14,29 %, Abb. 24d. Dies kann damit erklärt werden, dass die Mehrzahl der Probanden durch das AAsSyst ihre Haltung hin zum aufrechten Stand verändert haben. So zeigen Abb. 36 und Abb. 38 für die Lateralflexion der LWS und BWS, dass sich entweder die Datenstreuung oder der Median oder beides hin zur Nulllinie (= entspannter aufrechter Stand) verschieben. Dies gilt auch für die Flexion der BWS in tiefer Tischhöhe, Abb. 37. Bei hoher Tischhöhe hingegen sorgt die Verwendung des AAsSyst im Bereich der BWS für eine Extension, die sich jedoch nur in einer minimalen und selbst für eine Tendenz nicht "ausreichenden" Abnahme des AssystEffekt äußert, vgl. Abb. 37 & Abb. 24c "hoch". Hier bräuchte eine größere Probandenzahl möglicherweise mehr Klarheit. Die Flexion/Extension der LWS wird nicht nennenswert verändert.

Da für den linken Erektor ein beinahe signifikant stärkerer AssystEffekt als rechts dokumentiert werden konnte, vgl. Abb.23, muss hierauf mit Blick auf den explorativen Charakter der Studie kurz eingegangen werden. Für einen links stärker zu verzeichnenden entlastenden Einfluss der Armstütze spricht, dass die (relative) Muskelbeanspruchung des M. erector spinae links größer als rechts war, Abb. 14b. Folgerichtig wäre dann auch der Entlastungseffekt ungleich verteilt, mit einer im Median größeren Entlastung links als rechts. Es kann daher nicht ausgeschlossen werden, dass die fehlende Signifikanz bei der Differenzierung nach Muskelseite in Abb. 23 der geringen Probandenzahl und nicht dem

Zufall geschuldet ist. Für eine eindeutige Antwort auf diese Frage, wäre eine Wiederholung mit einer größeren Probandenanzahl nötig.

### **4.3 Diskussion Bewegungsverhalten**

Die Beschleunigungssensoren zeichneten die Längs- & Querbeschleunigung des proximalen rechten Unterarms auf und durch Relation der gestützten zur ungestützten Aufgabensituation wurde der beschleunigungsspezifische AssystEffekt errechnet, vgl. Kapitel 2.9 vorletzter Absatz. Da schnelle Bewegungen mit hoher Beschleunigung die Gefahr überschießender Bewegungen mit sich bringen, ist es wichtig zu erfassen, wie sich der Prototyp hierauf auswirkt. Zur Halteaufgabe.

#### **4.3.1 Aufgabe 1 - Halteaufgabe**

Bei der Halteaufgabe ließ sich ein statistisch signifikanter AssystEffekt weder für die Quer- noch für die Längsbeschleunigung nachweisen. Die Zufallswahrscheinlichkeit von 63,5 % (Abb. 25) bzw. 29,5 % (Abb. 26) war zu hoch. Dies ist eine logische Folge der Aufgabenstellung, da der überwiegend statische Charakter der Halteaufgabe Bewegungen, die mit einer starken Beschleunigung einhergehen, auf ein Minimum reduziert. Ganz anders bei der Pinaufgabe.

#### **4.3.2 Aufgabe 2 - Pinaufgabe**

Hier verrichten beide Arme mit der Übergabe der einzelnen Pins eine Aufgabe überwiegend dynamischen Charakters. Infolgedessen konnte, anders als bei der Halteaufgabe, ein signifikanter Einfluss des AAsyst dokumentiert werden. Im Median wurden Beschleunigungsspitzen in Längsrichtung um -5,82 % und in Querrichtung um -5,33 % durch das AAsyst reduziert, Abb. 27d & Abb. 28d; der Unterschied zwischen den beiden Beschleunigungsrichtungen war marginal. Anzumerken ist, dass in beiden Beschleunigungsrichtungen bei tiefer Tischhöhe die Streuung der Daten nach oben deutlich zunahm, siehe Abb. 27c & Abb. 28c. Eine mögliche Erklärung ist, dass bei tiefer Tischhöhe die größere Distanz des Aufgabengebietes zum Operateur von einigen wenigen Probanden mit einer schnelleren Bewegung als ohne AAsyst überbrückt wurde. Im entscheidenden Median jedoch, lag auch bei tiefer Tischhöhe der AssystEffekt unter

der Nulllinie, so dass zumindest eine Zunahme überschießender Bewegungen in dieser Konstellation durch das AAsSyst im Median ausgeschlossen werden kann.

Insgesamt werden durch die neue Armstütze also bei dynamischen Aufgaben hohe Beschleunigungen bzw. schnelle Bewegungen reduziert und nicht gesteigert. Die Anwendung des Systems ist für den Patienten also in dieser Hinsicht sicher. Dieses Ergebnis bestätigt und erklärt die 2015 in Anja Kustermanns Bachelorarbeit gewonnene Erkenntnis, dass subjektiv und objektiv das AAsSyst die Arbeitsgeschwindigkeit reduziert (Kustermann 2015). Es sollte bedacht werden, dass eine reduzierte Arbeitsgeschwindigkeit für sich allein schon zur Abnahme der Muskelaktivität - also einem negativen AssystEffekt - führen kann.

### ***4.4 Diskussion Haltung Oberarm rechts***

In diesem Kapitel werden diejenigen Haltungsaspekte beleuchtet, die bei der Muskelaktivität unter Abschnitt 4.2.3 bis 4.2.5 noch nicht ausführlich dargestellt worden sind. Das sind die Haltungsänderungen des rechten Oberarms. Als erstes widmen wir uns aufgabenübergreifenden Veränderungen, gefolgt von daraus resultierenden Erkenntnissen über Aufgabe 1.

#### **4.4.1 Aufgabe 1 - Halteaufgabe & Aufgabe 2 - Pinaufgabe**

Zunächst zur vermehrten **Abduktion** des rechten Oberarms. Schon Karlovic et al. 2015b konnte in einer kameragestützten Haltungsanalyse eine vermehrte Armabduktion bei allen 11 Probanden zu einem bestimmten Zeitpunkt MIT AAsSyst dokumentieren. Dies bestätigte sich hier für den rechten Oberarm und kann im gemittelten Median mit einer um  $8,5^\circ$  größeren Abduktion des rechten Oberarms im Vergleich zu ohne AAsSyst beziffert werden, vgl. Abb. 33a, 33b & 39. Als mögliche Erklärung wurde in Karlovic et al. 2015a bereits angeführt, dass vielleicht die vermehrte Armabduktion (ohne erhöhten Muskeleinsatz) für den Anwender komfortabler sei und präziseres Arbeiten ermögliche. Die Ergebnisse der Messungen, insbesondere die der Pinaufgabe mit reduzierter Muskelaktivität, stützen diese Ansicht. Da die Abduktion mit AAsSyst über alle Aufgaben und Höhen hinweg beobachtet werden konnte, scheint es sogar so zu sein, dass

der Einsatz des AAsSyst eine vermehrte Armabduktion *erfordert*, um das System leicht und präzise steuern zu können. Weiter zur Anteversion/Retroversion des rechten Armes.

Mit AAsSyst zeigte sich über alle Aufgaben und Höhen hinweg eine vermehrte Arm-**Anteversion**. Gemittelt erhöhte sich der Median um  $7,58^\circ$ . Folglich haben die Probanden mit AAsSyst einen größeren Bewegungsspielraum ausgeschöpft, ohne dass sich bspw. bei der Pinaufgabe die Muskelaktivität erhöht hat. Dies ist positiv. Gerade bei den weiter entfernten Ecken 1 & 4 der Halteaufgabe fällt die Anteversion im Eckenvergleich aber am geringsten aus. Die größte Anteversion mit median  $23,18^\circ$  ist bei der nächstgelegenen Ecke 3 aufgetreten (Abb. 34a). Dies überrascht und bedarf weiterer Überlegungen. Vergleicht man bei der Halteaufgabe die graphische Verteilung der Daten zur Anteversion mit der zur Abduktion, zeigt sich bei den Ecken 1 - 3 ein ähnlicher Verlauf. Abgesehen von Ecke 4 führt eine Armabduktion also gleichzeitig auch zur vergleichbar starken Anteversion. Dies gilt für beide Unterstützungsmodi. Dadurch wird möglicherweise vermieden, dass man bei der Abduktion den Schultergürtel hochzieht. Bei der nahen Ecke 3 könnte also nicht die (geringe!) Distanz zum Operateur zur stärksten Anteversion führen, sondern die ausgeprägte Abduktion, die wiederum der Nähe der Ecke zum Operateur geschuldet ist: es wird um den Trokar anguliert. Die Webcam-Bilder bestätigen dies.

Bleibt noch der Sonderstatus von Ecke 4. Hier ist der Blick zur ungestützten Situation hilfreich: Von Ecke 3 zu Ecke 4 wechseln die Probanden ungestützt von einer Abduktion und Anteversion in eine geringer ausgeprägte Abduktion und Retroversion, Abb. 33a/34a. Durch die verminderte Abduktion wird eine Retroversion und damit das Erreichen der vierten Ecke ermöglicht, ohne dass die Schulter hochgezogen werden muss. Gestützt bleiben die Versuchsteilnehmer auf dem Abduktionsniveau der Ecke 3, reduzieren die Anteversion deutlich und ersetzen gleichzeitig die eigentlich nötige Retroversion durch unterschiedliche kompensatorische Bewegungen: Es werden bspw. mehr Höhe plus Drehung im Handgelenk oder eine stärkere Rechtsflexion oder mehr Rotation im Schultergelenk nach medial plus Drehung im Handgelenk ausgeführt. Kurz gesagt, die Retroversion wird vermieden. Diese Bewegungen werden nur rudimentär durch die Webcam und nicht durch die sonstig verwendeten Sensoren erfasst. Zur genaueren und sichereren Analyse ist hier eine erneute Datenerhebung diesbezüglich



notwendig. Die Abduktion scheint also tatsächlich für den Anwender des AAsSyst wichtig zu sein, vgl. oben, bringt meist eine Anteversion mit sich und hat - zusammen mit der Vermeidung einer zeitgleichen Retroversion - Priorität.

#### **4.4.2 Aufgabe 1 - Halteaufgabe**

Noch eine Erkenntnis zur Lage der vier Ecken der Halteaufgabe, die sich aus den gerade gemachten Ausführungen ergibt: Selbst die entfernten Ecken 1 und 4 sind für die Operateure so nah, dass eine Retroversion nötig ist, um sie zu erreichen. Die Ecken 2 und 3 liegen noch näher, so dass eine so starke Retroversion nicht durchgeführt werden kann und stattdessen mit Hilfe einer ausgeprägten Abduktion die jeweilige Ecke erreicht wird.

### ***4.5 Studienergebnisse im Rahmen des Gesamtkonzepts der arbeitsphysiologischen Analyse***

Nachdem die Ergebnisse zu Muskelaktivität, Bewegungsverhalten und Haltung ausführlich diskutiert worden sind, wird nun noch auf die bereits erfolgte Evaluation anderer Teilaspekte des AAsSyst im Rahmen des in Kapitel 1.4 erläuterten Gesamtkonzepts eingegangen. Dadurch erhält der Leser vor dem Vergleich mit anderen Assistenzsystemen ein möglichst vollständiges Bild vom AAsSyst und dessen Fähigkeiten.

In Kustermann 2015 konnte gezeigt werden, dass sich unter Verwendung des AAsSyst die objektive Arbeitspräzision nicht verschlechtert. Die subjektive Arbeitspräzision hingegen wurde durch die laparoskopieerfahrenen Probanden als deutlich geringer eingeschätzt. Als mögliche Erklärung dieser Diskrepanz werden psychologische Effekte wie bspw. geringe Vertrautheit mit einem neuen System und erhöhter Konzentrationsbedarf ins Feld geführt. Auch die Arbeitsgeschwindigkeit wurde untersucht; es zeigte sich eine im Median um 27% erhöhter Zeitbedarf mit AAsSyst im Vergleich zu ohne. Mit Blick auf eine Kosten-Nutzen-Analyse ist dies ein entscheidender Nachteil! Die subjektive Einschätzung der Handhabung und Ergonomie des AAsSyst fiel in Kustermann 2015 gemischt aus: Einerseits wurde von einer überwiegend angenehmen Stellung von Schulter und Arm berichtet und dem AAsSyst eine gute Unterstützungsfähigkeit bescheinigt. Andererseits äußerten sich die Nutzer überwiegend

skeptisch was den Langzeiteinsatz anging und beschrieben das Arbeiten tendenziell ohne Stützsystem als angenehmer. Karlovic et al. 2015b beschreibt das AAsSyst als intuitiv bedienbares System und sieht erste Hinweise auf Änderung der Körperhaltung bzgl. einer Armabduktion, was in dieser Arbeit bestätigt werden konnte, vgl. Abschnitt 4.4.

#### ***4.6 Vergleich mit alternativen Assistenzsystemen in der Laparoskopie***

Im direkten Vergleich mit anderen Assistenzsystemen ist die jeweils gewählte technische Umsetzung von entscheidender Bedeutung. Die in der Literatur beschriebene Bandbreite reicht hierbei von einer einfachen Variante mit einer einfachen Unterarmstütze (Galleano et al. 2006) über die sitzend zu bedienende Da-Vinci-Konsole mit großzügiger Armauflagefläche (bspw. Hubert et al. 2013) bis hin zu frei beweglichen und automatisch nachführenden Armstützsystemen (Okamura et al. 2020).

Galleano et al. untersuchten 2006 eine Unterarmauflage in Form einer beweglich gelagerten, horizontal ausgerichteten quer zum Untersucher verlaufenden Stange. In einer Virtual-Reality-Umgebung führten 19 laparoskopieunerfahrene Probanden eine repetitive bimanuelle laparoskopische Aufgabe durch. Die Reihenfolge der beiden Untersuchungstage - einmal mit und einmal ohne Armstütze - wurde randomisiert und wie bei unserem Studiendesign gab es eine normale und eine überhöhte Aufgabenhöhe. Mit aufgelegten Armen konnte für beide Aufgabenhöhen eine deutlich reduzierte Fehlerhäufigkeit und eine subjektive Verbesserung des Anwenderkomforts dokumentiert werden. Die Aufgabendauer lag mit und ohne Unterarmauflage - anders als beim AAsSyst - bei vergleichbaren Werten, wobei hier die virtuelle Realität den Zeitverlust, den ein Fehler in der realen Welt mit sich bringt, nicht abbilden konnte. Das heißt, dass eine weniger frei bewegliche Armstütze als das AAsSyst mit nur 2 (statt 5) Freiheitsgraden das Potential hat in realiter die Arbeitsdauer zu reduzieren (statt zu verlängern). Erneut stellt sich die Frage, ob und inwiefern die verlängerte Aufgabendauer mit AAsSyst die muskuläre Entlastung beeinflusst.

Als eine Studie, die zusätzlich noch den direkten Energieverbrauch über die Sauerstoffaufnahme der Atemluft ermittelte, ist Jafri et al. aus dem Jahr 2013 anzuführen. Anders als in der vorliegenden Arbeit und bei Galleano et al. 2006 wurde die Tischhöhe der simulierten Aufgabe hier nicht verändert. Die Aufgabe bestand darin, ein vorgegebenes Dreieck aus einem Gummihandschuh auszuschneiden. Die Armstütze setzte sich aus zwei ca. 20 cm langen beschichteten Metallstreben zusammen, deren Verbindungsgelenk es ermöglichte den probandennahen Teil in der horizontalen Ebene frei zu bewegen. Auf diesen Teil wurde der distale Unterarm (nur) der kameraführenden Hand abgelegt. Die Ergebnisse bestätigten in weiten Teilen Galleano et al. aus 2006: 12 von 16 Chirurgen bevorzugten subjektiv die Armunterstützung, die Fehlerhäufigkeit lag mit gestützter Hand unter der ohne Unterstützung und der Energieverbrauch (kcal/Tag) war mit Armstütze um 6 % geringer. Die Aufgabendauer war mit Armstütze kürzer als ohne bei jedoch fehlender Signifikanz.

In Odell et al. 2007 wurde ein dynamisches Armstützsystem für beide Unterarme, das in vertikaler Richtung gefedert war, an elf Probanden getestet. Die Federstärke wurde probandenindividuell grob adjustiert ("arms [...] reasonably supported but [...] not being pushed up") und die Auflagefläche der Unterarme war nicht wie beim AAsSyst mit Styropor, sondern mit einem Gelkissen versehen. Die statische Muskelbelastung von Schulter (M. trapezius/M. supraspinatus), M. triceps und Unterarm wurde mithilfe des OEMG (objektiv) und mit Fragebögen (subjektiv) aufgezeichnet und bewertet. Hierbei konnte für viele der insgesamt zehn - hälftig sitzend, hälftig stehend - durchzuführenden Aufgaben eine *signifikante* Belastungsreduktion durch das Stützsystem festgehalten werden. Für fast alle Aufgaben zeigte sich ein deutlicher Trend zugunsten des Stützsystems. Es muss jedoch festgehalten werden, dass die Aufgaben allgemein für die Arbeitswelt und nicht spezifisch für die laparoskopische & medizinische Arbeit konzipiert waren. Insbesondere die stehenden Aufgaben beinhalteten laparoskopietypische Belastungen (statische Haltearbeit) und wiesen sogar häufiger signifikante Ergebnisse auf als die sitzenden.

Nun zu einer komplexeren Form der Assistenzsysteme - dem Da-Vinci-System. Hubert et al. untersuchte 2013 wie sich das Da-Vinci-System auf die physische

Arbeitslast und den mentalen Stresslevel auswirkt. Die durchgeführten Eingriffe am Schwein konnten bei vergleichbarem Stressniveau eine geringere Arbeitslast mithilfe von EMG-Daten (Muskelaktivität), EKG und Fragebögen belegen. Eine weitere Studie zeigte unter anderem, dass die Zahl muskuloskelettaler Störungen durch das Da-Vinci-System deutlich reduziert wird (Mendes et al. 2020). Im Bereich der Gastroenterologie wurde 2018 evaluiert, ob das Da-Vinci-System die Ergebnisse erfahrener laparoskopisch operierender Chirurgen verbessert (Crolla et al. 2018). 352 Patienten mit rektalen Karzinomen, die operiert worden waren, wurden in die Studie eingeschlossen. Es zeigte sich, dass das Roboterassistenzsystem einerseits die Operationsdauer um gemittelt 40 Minuten verlängerte, andererseits signifikant die Konversionsrate zur Laparotomie und die der sonstigen Komplikationen (Anastomoseninsuffizienz und Wundinfekt ausgeschlossen) verringerte.

Weniger eindeutig fiel das Ergebnis eines Reviews aus dem Jahr 2017 aus, der die muskuloskelettale Belastung konventioneller und roboterassistierter minimal-invasiver Chirurgie verglich (Dalager et al. 2017). Wichtig zu wissen ist, dass der Begriff "Roboterassistenz" in der breiten Literatur dann verwendet wird, wenn eine Form des Da-Vinci-Operationssystems zum Einsatz kommt.

Über eine systematische Literaturrecherche wurden von ursprünglich 2685 Arbeiten 15 Beobachtungsstudien als relevant identifiziert und mit der STROBE-Checkliste (**S**trengthening the **R**eporting of **O**bservational studies in **E**pidemiology) qualitativ eingeordnet. Bei höchstens mittlerer Güte lieferten vor allem die subjektiven Messmethoden - hauptsächlich Fragebögen - Hinweise für eine geringere Belastung unter Roboterassistenz. Die objektiven Messmethoden wie EMG, % MVE, Puls oder Rapid Upper Limb Assessment (McAtamney; Corlett 1993; Namwongsa et al. 2018) zeigten dies nur teilweise und weniger ausgeprägt. Insgesamt waren die untersuchten Arbeiten bei kleiner Probandengröße sehr heterogen und es wurden gemäß Dalager et al. oft nicht ausreichend Störeinflüsse wie bspw. die chirurgische Erfahrung der Probanden berücksichtigt. Insgesamt ist die Aussagekraft zur geringeren Belastung bei Laparoskopie unter Roboterassistenz daher als schwach einzuordnen und bis zur Bestätigung hoch qualitativer randomisierter, kontrollierter Studien zurückhaltend zu betrachten.

Eine australische Metaanalyse der Muskelaktivierung im EMG (Hislop et al. 2020) kommt beim Vergleich laparoskopischer Eingriffe mit *roboterassistierten* laparoskopischen Eingriffen zu einem ähnlich zurückhaltenden Ergebnis: Zwar zeigte sich ein Trend zu geringerer Muskelaktivierung während einer roboterassistierten Prozedur; dies war jedoch nur für die Bizepsmuskulatur signifikant. Belastbare Aussagen bedürfen den Autoren zufolge größerer, hochqualitativer und homogenerer Studien. Aufgrund der fehlenden Homogenität konnten nur zehn Studien in die Metaanalyse eingeschlossen werden.

Eine Arbeit, die den Fokus auf die spezifisch bei der roboterassistierten minimalinvasiven Chirurgie vorkommenden Beschwerden des Operateurs legt, stammt von der Johns Hopkins Universität (Lee et al. 2017). Hier konnte gezeigt werden, dass auch mit Roboterassistenz noch 56,1% der Operateure (236 von 432) Symptome oder Beschwerden v.a. im Bereich des Halses, der Finger, der Augen und des unteren Rückens entwickeln. Alter und Geschlecht hatten hierauf keinen Einfluss.

Der Fokus des AAsSyst liegt im Vergleich zum Da-Vinci-System auf der Verbesserung der Ergonomie und Belastung *für den Operateur*. Zwar bringt das Da-Vinci-System hier möglicherweise (vgl. oben) eine Verbesserung. Hauptziel war dort jedoch die Entwicklung eines telechirurgischen Systems (Rodríguez-Sanjuán et al. 2016). Abschließend sei erwähnt, dass sowohl in Korea (REVO-I Robot) als auch in den USA (Senhance Surgical Robotic System) nun Alternativen zum Da-Vinci-System, die auf demselben Funktionsprinzip aufbauen, entstanden sind (Rao 2018).

Die dem AAsSyst von der Funktionsweise her am ähnlichsten aufgebauten Armstützsysteme finden bisher in der Neurochirurgie (Ogiwara et al. 2017) und der operativen Ophthalmologie (Okamura et al. 2020) (erste) Anwendung. Ausgehend von einer im Jahr 2000 vorgestellten freely movable armrest (FMA) mit pneumatischem Antrieb (Ohta; Kuroiwa 2000) gab es mehrere Entwicklungsschritte über das sogenannte EXPERT-System bis hin zum intelligent surgeon's Arm support system (iArmS). Es handelt sich hierbei um eine mit Hilfe von Gewichten und Federn automatisch nachführende Armstütze, die 3 Modi beherrscht: 1. Den Transfermodus, bei dem der Manipulator automatisch den Armbewegungen des Anwenders folgt. 2. der Haltemodus;

hier hält die Armstütze die Position und ermöglicht so, dass der Arm abgelegt werden kann, und 3. der Freihandmodus ohne Ankopplung an das iArmS (Goto et al. 2013; Goto et al. 2018). Diesen "Freihandmodus" beherrscht auch das AAsSyst, indem der Unterarm von der Styroporaufgabe abgehoben wird. Das iArmS wirkte sich positiv auf den physiologischen Tremor & die Ermüdung des Nutzers aus, und dies ohne Komplikationen (Goto et al. 2013; Goto et al. 2018; Ogiwara et al. 2017; Okamura et al. 2020). Die Muskelbeanspruchung wurde nicht untersucht. Bei aller Ähnlichkeit liegt der entscheidende Unterschied zwischen AAsSyst und iArmS darin begründet, dass in den mikrochirurgischen Disziplinen eine "ruhige Hand" benötigt wird. Dies gewährleistet der starre Haltemodus; der Transfermodus dient "nur" der Positionsanpassung der Armstütze, ohne selbst unterstützend zu wirken. Beim AAsSyst existiert kein reiner Haltemodus und im Transfer bzw. in der Bewegung wird der Nutzer kontinuierlich entlastet.

### ***4.7 Schlussfolgerung & Ausblick***

Mit Hilfe dieser explorativen, prospektiven und randomisierten Studie konnte gezeigt werden, dass sich bei der einhändigen Halteaufgabe die Aktivität der Trapeziusmuskulatur durch den Prototyp nicht verändert und die des rechten M. erector spinae durch die Rechtsflexion der Probanden erhöht. Bei der beidhändigen Pinaufgabe ist für die Mm. trapezii et erectores jeweils eine Abnahme der Muskelaktivität zu verzeichnen (je Alternativhypothese I). Dies ist am ehesten der aufrechteren Haltung mit AAsSyst und der Armunterstützung selbst - bei fehlender Rechtsflexion - zuzuschreiben. Der Einfluss des AAsSyst hängt also von der jeweiligen laparoskopischen Tätigkeit ab (Hypothese V).

Eine überhöhte Tischhöhe führt zu keiner signifikanten Änderung des AssystEffekt (Nullhypothese II), tendenziell aber vergrößert eine ergonomisch angepasste (also tiefe) Tischhöhe den Entlastungseffekt (Pinaufgabe, Mm. trapezii). Ein Lerneffekt im Rahmen der beiden Durchgänge der Pinaufgabe konnte nicht nachgewiesen werden. Die vier Quadranten der Halteaufgabe sind bezogen auf die Muskelaktivität unterschiedlich schwer zu erreichen. Dies spiegelt sich in der Ausprägung des (einzigen) AssystEffekt des rechten M. erector spinae allerdings nicht wider (Nullhypothese II). Für die Trapeziusmuskeln ist hier aufgrund des fehlenden AssystEffekts eine Aussage nicht möglich. Es sollte daher die Halteaufgabe neu konzipiert und darauf geachtet werden,

dass es zu keiner Rechtsflexion der BWS und LWS durch die Probanden kommt, da diese am wahrscheinlichsten den zu erwartenden AssystEffekt kompensiert hat (Alternativhypothese III). Bei zukünftigen Messungen wäre zudem eine Erfassung der Erektorrotation und der gesamten Muskulatur des Schultergürtels sinnvoll. So könnten weitere Erkenntnisse in Bezug auf den AssystEffekt des linken M. erector spinae und der Rolle des M. trapezius bzw. Schultergürtels bei der konstatierten Rechtsflexion gewonnen werden.

Die Haltung des rechten Oberarms wurde durch unseren Prototyp über alle Aufgaben und Höhen hinweg zu einer vermehrten Abduktion hin verändert. Eine sinnvolle Nutzung des AAsSyst erfordert demnach eine im Mittel  $8,5^\circ$  vermehrte Armabduktion, die wiederum selbst zu einer vermehrten Armanteversion (gemittelt  $7,58^\circ$ ) führt. Dadurch wird am ehesten vermieden, dass der Nutzer die Schulter hochziehen und so eine unergonomische Haltung einnehmen muss. Für den rechten Oberarm gilt mithin die Alternativhypothese III des Abschnitt 1.5. Bei der Halteaufgabe führten am ehesten die körpernahen Ecken zu einer Aufrichtung/Extension der BWS, bei der Pinaufgabe hingegen spricht mehr für eine Aufrichtung durch die überhöhte Tischhöhe.

Das Bewegungsverhalten des rechten Armes hat sich bei der dynamischen Pinaufgabe durch das AAsSyst verändert (Alternativhypothese IV). Die Beschleunigungsspitzen wurden sowohl in Längs- ( $-5,82\%$ ) als auch in Querrichtung ( $-5,33\%$ ) signifikant reduziert. In zukünftigen Studien sollte unbedingt evaluiert werden, ob und inwieweit sich die langsamere Arbeitsgeschwindigkeit mit AAsSyst nach einer längeren Phase der Eingewöhnung verkürzt und wie stark die langsamere Arbeitsgeschwindigkeit und nicht die Unterstützung durch das AAsSyst die Muskelaktivität bzw. -beanspruchung reduziert.

Im Literaturvergleich zeigt sich ein heterogenes Bild, da jede Arbeit andere Aspekte der physischen und/oder psychischen Belastung untersucht. Insgesamt ist das Ergebnis bei den einfachen Armstützen durchweg positiv, bringt dem Anwender also eine

Entlastung. Weil das AAsSyst aber ein dynamisches System ist, sind diese Ergebnisse nicht ohne weiteres übertragbar. Die größte Studienzahl existiert über das Da-Vinci-System. Da jedoch die Qualität der zugrunde liegenden Arbeiten hierfür nicht ausreicht, kann ein abschließendes Urteil in Reviews und Metaanalysen (Dalager et al. 2017; Hislop et al. 2020) noch nicht gefällt werden. Die neuesten und dem AAsSyst am ähnlichsten aufgebauten Stützsysteme stammen aus der Neurochirurgie und Ophthalmologie (iArmS). Wie dem AAsSyst kann diesem System ein komplikationsloser Einsatz und darüber hinaus eine Tremor- und Ermüdungsreduktion bescheinigt werden (Goto et al. 2013; Goto et al. 2018; Ogiwara et al. 2017; Okamura et al. 2020). Der bereits erfolgreiche klinische Einsatz dieser Systeme (bspw. Ogiwara et al. 2017) ist Ansporn das vorliegende AAsSyst weiterzuentwickeln.

Ganz allgemein sollten zukünftig noch mehr Studien wie Lee et al. 2017 durchgeführt werden, die gezielt die Belastung der jeweiligen chirurgischen Modalität herausarbeiten: Roboterassistierte Chirurgie im weiteren Sinne bringt ein anderes Belastungsprofil als die konventionelle Laparoskopie mit sich. Dies ist unabhängig davon, ob die Arbeitsbelastung GESAMT geringer ist oder nicht. Dann könnten existierende Assistenzsysteme zielgenauer weiterentwickelt werden, so dass sie in genau diesen Bereichen für eine Entlastung des Nutzers sorgen. Möglicherweise bieten hier die in der Einleitung kurz angeführten Exoskelette eine weitere Alternative. Sie werden direkt mit dem Chirurgen verbunden und bieten so eine flexiblere Unterstützung. Man kann sie bspw. aufgrund ihrer Größe und Beweglichkeit leicht in einen anderen Operationssaal mitnehmen bei geringen Investitionskosten. Die Entwicklung Exoskelette in der operativen Medizin zu implementieren steht erst am Anfang, so dass diesbezügliche Studien mit Spannung erwartet werden können.

In conclusio reduziert das AAsSyst die biomechanische Belastung des Anwenders durch eine geringere muskuläre Beanspruchung v.a. am Schultergürtel. Überschießende Bewegungen werden reduziert und die Haltung bei v.a. beidhändigem Gebrauch optimiert und so auch die Rückenmuskulatur entlastet. Primäres Entwicklungsziel der verbesserten Ergonomie des Nutzers wurde in der beidhändigen Anwendung somit erreicht. Ein nächster Entwicklungsschritt müsste die Implementierung des AAsSyst ins operative Setting (Platzbedarf, Hygiene, Einfluss auf die Ermüdungszeit des Operators etc.)



sondieren. Mit Blick auf eine Kosten-Nutzen-Analyse ist hier der erhöhte Zeitbedarf ein möglicherweise entscheidender Nachteil. Eine deutlich größere Zahl an Probanden ist insbesondere zur Dokumentation kleinerer Effekte unerlässlich und geboten.

## 5 Zusammenfassung / Summary

### 5.1 deutsch

Einleitung: Die minimalinvasive Chirurgie, die zunehmend auch bei "großen" Operationen Anwendung findet, bringt eine unphysiologische Haltung und eine erhöhte Inzidenz muskuloskelettaler Erkrankungen unter den Operateuren mit sich. Um dem zu begegnen, wurde der Prototyp eines Armassistenzsystems (AAsSyst) hinsichtlich Veränderungen der Muskelaktivität, Bewegungsverhalten und Haltung des Nutzers explorativ untersucht. Material & Methoden: Die Muskelaktivität wurde mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie erfasst. Sowohl der M. trapezius pars descendens rechts und links als auch der M. erector spinae (Höhe L1/L2) rechts und links wurden bipolar abgeleitet. Zwei Beschleunigungssensoren am rechten Unterarm und drei Lagesensoren (LWS, BWS, rechter Oberarm) lieferten Daten zu Bewegungsverhalten und Haltung. Insgesamt standen für diese **explorative Studie** abzüglich der Drop-outs  $n = 11$  Probanden zur Verfügung. Aufgrund technischer Probleme reduzierte sich für die Haltungsanalyse die Probandenzahl auf  $n = 7$ . Das AAsSyst besitzt 5 Freiheitsgrade und besteht aus zwei Manipulatoreinheiten, die autonom den aufgelegten Armen des Anwenders bei einstellbarem Unterstützungsgrad folgen. Die Probanden mussten eine statische (*einhandig*) und eine dynamische Aufgabe (*beidhändig*) randomisiert mit und ohne AAsSyst (Unterstützungsgrad 90 % des Armgewichts) in zwei Tischhöhen absolvieren. Ergebnisse: Bei der statischen Aufgabe erhöhte sich die Muskelaktivität des rechten M. erector spinae im Median um 33,3 %. Bei der dynamischen Aufgabe reduzierte sie sich für die Mm. trapezii bds. um -36,85 % und für die Mm. erectores bds. um -14,3 %. Die Längs- und Querschleunigung des Unterarms nahm mit AAsSyst um - 5,82 % bzw. -5,33 % ab. Die Haltung des rechten Oberarms änderte sich durch das AAsSyst hin zur Abduktion und Anteversion. Bei der statischen Aufgabe flektierten die Versuchsteilnehmer die LWS und BWS nach rechts und für die BWS konnte eine Extension dokumentiert werden. Das Signifikanzniveau lag bei 0,05. Diskussion: Trotz der Haltungsänderungen des rechten Oberarms (Abduktion, Anteversion) entlastet das AAsSyst bei der dynamischen Aufgabe den M. trapezius pars descendens mehr als den M. erector spinae. Das AAsSyst scheint einerseits durch seine Stützfunktion und andererseits durch eine aufrechtere Position des Torso muskulär entlastend zu wirken.

Die Beschleunigungsspitzen nehmen im Median bei der dynamischen Aufgabe ab, was für die Sicherheit des Systems spricht und eine längere Aufgabendauer verständlich macht. Bei der einhändig durchgeführten Pinaufgabe führte am ehesten die neu auftretende Rechtsflexion der Wirbelsäule durch das AAsSyst zu einer erhöhten Muskelaktivität der unteren Rückenmuskulatur; die Muskelaktivität des M. trapezius änderte sich nicht. Diese Veränderungen sollten mit Hilfe einer neu konzipierten statischen Aufgabe, bei der dann auch die Erektorrotation und die gesamte Muskulatur des rechten Schultergürtels erfasst werden, näher untersucht werden. Schlussfolgerung: Das AAsSyst reduziert die biomechanische Belastung des Anwenders durch eine geringere muskuläre Beanspruchung v.a. am Schultergürtel. Überschießende Bewegungen werden reduziert und die Haltung bei beidhändigem Gebrauch optimiert (Aufrichtung) und so auch die Rückenmuskulatur entlastet. Primäres Entwicklungsziel der verbesserten Ergonomie des Nutzers wurde in der *beidhändigen* Anwendung somit erreicht. Ein nächster Entwicklungsschritt müsste die Implementierung des AAsSyst ins operative Setting (Platzbedarf, Hygiene, Einfluss auf die Ermüdungszeit des Operators, etc.) sondieren. Eine deutlich größere Zahl an Probanden ist hierbei insbesondere zur Dokumentation kleiner Effekte unerlässlich und geboten.

### ***5.2 English***

Introduction: Minimally invasive surgery, which nowadays is more and more applied even to long-lasting operational procedures, results in an unphysiological posture. Also, a higher incidence of musculo-skeletal problems occurs among surgeons. Out of this necessity, a newly developed prototype (Arm Assistance System = AAsSyst) was examined with regard to users' changes in muscle activity, movement, and posture. Material & Methods: Bipolar surface electromyography was used to determine the muscle activity of the M. trapezius pars descendens sinister et dexter as well as the M. erector spinae (height L1/L2) sinister et dexter. Two acceleration sensors at the right forearm and three posture sensors (lumbar spine, thoracic spine, right upper arm) provided information about movement and posture. For this **explorative study** n = 11 surgeons were available. However, technical problems reduced their number with respect to the posture analysis to n = 7. The AAsSyst consists of two manipulator units with five degrees of freedom. The operator's arms are simply put *on* the AAsSyst, which autonomously follows them in

real time, and provides a support level, that can be freely chosen. Here, it was set to 90 % arm weight. One static (*one-handed*) and one dynamic (*two-handed*) exercise had to be conducted with and without the AAsSyst and in two different table heights; assistance level and table height were randomised. Results: Muscle activity of the right M. erector spinae increased throughout the static task by 33.3 % (Median). The dynamic exercise reduced it for both trapezius muscles by -36.85 % and for both of the the erector muscles by -14.3 %. The right forearm's longitudinal and cross acceleration decreased with AAsSyst by - 5,82 % and -5,33 % respectively. The right upper arm's position was changed by the AAsSyst toward an abduction and anteversion. Within the static exercise, the test persons bent their lumbar and thoracic spine to the right and we documented - with regard to the thoracic spine - a significant extension. The level of significance was set to 0.05. Discussion: In spite of the changes in the right upper arm's position (abduction, anteversion), the AAsSyst relieved the trapezius muscle more than the erector muscle throughout the dynamic exercise. The AAsSyst seems to reduce muscle activity through its support function on the one hand, and the user's more upright torso position on the other hand. Acceleration maxima decreased in median, which shows the safety of the system and explains a longer exercise duration. The use of the AAsSyst in the one-handed static task led to a right flexion of the spine. This flexion might explain the heightened muscle activity of the lower trunk musculature while the muscle activity of the trapezius remained unchanged. In order to examine these changes, the rotation of the erector muscle and the musculature of the right pectoral girdle should be analysed in a newly designed static exercise. Conclusion: The AAsSyst reduces the user's biomechanical burden through a lesser muscular demand, especially at the pectoral girdle. Excessive movements are reduced and the user's posture is optimised (straightening up), given a two-handed exercise. Thus, back muscles are relieved. The primary development target of improving the operator's/surgeon's ergonomics could be achieved when *both* (support) arms are used. The next developmental step should examine how the AAsSyst could be implemented into the operative setting (space, hygiene, influence to the surgeon's exhaustion time, etc.). Therefore, a significantly higher number of test persons is mandatory in order to - among others - determine smaller effects that yet stay in the dark.

## 6 Literaturverzeichnis

- Albayrak, A; van Veelen, MA; Prins, JF; Snijders, CJ; Ridder, H de; Kazemier, G (2007): A newly designed ergonomic body support for surgeons. *Surg Endosc* 21, 1835–1840.
- Altgassen, C; Hertel, H (2009): Stellenwert der Laparoskopie in der gynäkologischen Onkologie. *Gynäkol Geburtshilfliche Rundsch* 49, 126–132.
- Ashrafian, H; Clancy, O; Grover, V; Darzi, A (2017): The evolution of robotic surgery: surgical and anaesthetic aspects. *Br J Anaesth* 119, i72-i84.
- Berguer, R; Forkey, DL; Smith, WD (1999): Ergonomic problems associated with laparoscopic surgery. *Surg Endosc* 13, 466–468.
- Berguer, R; Forkey, DL; Smith, WD (2001): The effect of laparoscopic instrument working angle on surgeons' upper extremity workload. *Surg Endosc* 15, 1027–1029.
- Berquer, R; Smith, WD; Davis, S (2002): An ergonomic study of the optimum operating table height for laparoscopic surgery. *Surg Endosc* 16, 416–421.
- Bruch, H; Esnaashari, H; Schwandner, O (2005): Current status of laparoscopic therapy of colorectal cancer. *Dig Dis* 23, 127–134.
- Cass, GK; Vyas, S; Akande, V (2014): Prolonged laparoscopic surgery is associated with an increased risk of vertebral disc prolapse. *J Obstet Gynaecol* 34, 74–78.
- Catanzarite, T; Tan-Kim, J; Whitcomb, EL; Menefee, S (2018): Ergonomics in Surgery: A Review. *Female Pelvic Med Reconstr Surg* 24, 1–12.
- Cha, JS; Monfared, S; Stefanidis, D; Nussbaum, MA; Yu, D (2020): Supporting Surgical Teams: Identifying Needs and Barriers for Exoskeleton Implementation in the Operating Room. *Human factors* 62, 377-390.
- Crolla, RM; Mulder, PG; van der Schelling, George P (2018): Does robotic rectal cancer surgery improve the results of experienced laparoscopic surgeons? An observational single institution study comparing 168 robotic assisted with 184 laparoscopic rectal resections. *Surg Endosc* 32, 4562–4570.
- Curro, G; Cogliandolo, A; Bartolotta, M; Navarra, G (2016): Three-Dimensional Versus Two-Dimensional Laparoscopic Right Hemicolectomy. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A* 26, 213–217.
- Dagash, H; Chowdhury, M; Pierro, A (2003): When can I be proficient in laparoscopic surgery? A systematic review of the evidence. *J Pediatr Surg* 38, 720–724.
- Dalager, T; Søgaard, K; Bech, KT; Mogensen, O; Jensen, PT (2017): Musculoskeletal pain among surgeons performing minimally invasive surgery: a systematic review. *Surg Endosc* 31, 516–526.

- Davies, J (2020): Alexander Technique classes improve pain and performance factors in tertiary music students. *J Bodyw Mov Ther* 24, 1–7.
- Dawes, W; Marcus, HJ; Tisdall, M; Aquilina, K (2019): Robot-assisted stereotactic brainstem biopsy in children: prospective cohort study. *J Robot Surg* 13, 575–579.
- de Looze, M P.; Bosch, T; Krause, F; Stadler, KS; O’Sullivan, LW (2015): Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics* 59, 671–681.
- Feng, X; Morandi, A; Boehne, M; Imvised, T; Ure, BM; Ure Benno, M; Kuebler, JF; Lacher, M (2015): 3-Dimensional (3D) laparoscopy improves operating time in small spaces without impact on hemodynamics and psychomental stress parameters of the surgeon. *Surg Endosc* 29, 1231–1239.
- Feussner, H; Can, S; Fiolka, A; Schneider, A; Wilhelm, D (2010): Leistungsfähigkeit, Risiken und Vorteile des Einsatzes der Robotik in medizinisch-operativen Disziplinen. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz* 53, 831–838.
- Franasiak, J; Ko, EM; Kidd, J; Secord, AA; Bell, M; Boggess, JF; Gehrig, PA (2012): Physical strain and urgent need for ergonomic training among gynecologic oncologists who perform minimally invasive surgery. *Gynecol Oncol* 126, 437–442.
- Galleano, R; Carter, F; Brown, S; Frank, T; Cuschieri, A (2006): Can armrests improve comfort and task performance in laparoscopic surgery? *Ann Surg* 243, 329–333.
- Garcia, P; Rosen, J; Kapoor, C; Noakes, M; Elbert, G; Treat, M; Ganous, T; Hanson, M; Manak, J; Hasser, C; Rohler, D; Satava, R (2009): Trauma Pod: a semi-automated telerobotic surgical system. *Int J Med Robot* 5, 136–146.
- Giuliani, A; Ceccarelli, G; Rocca, A (2018): The role of laparoscopic distal pancreatectomy in elderly patients. *Minerva Chir* 73, 179–187.
- Goto, T; Hongo, K; Ogiwara, T; Nagm, A; Okamoto, J; Muragaki, Y; Lawton, M; McDermott, M; Berger, M (2018): Intelligent Surgeon's Arm Supporting System iArmS in Microscopic Neurosurgery Utilizing Robotic Technology. *World Neurosurg* 119, e661-e665.
- Goto, T; Hongo, K; Yako, T; Hara, Y; Okamoto, J; Toyoda, K; Fujie, MG; Iseki, H (2013): The concept and feasibility of EXPERT: intelligent armrest using robotics technology. *Neurosurgery* 72 Suppl 1, 39–42.
- Hagn, U; Konietschke, R; Tobergte, A; Nickl, M; Jörg, S; Kübler, B; Passig, G; Gröger, M; Fröhlich, F; Seibold, U; Le-Tien, L; Albu-Schäffer, A; Nothhelfer, A; Hacker, F; Grebenstein, M; Hirzinger, G (2010): DLR MiroSurge: a versatile system for research in endoscopic telesurgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 5, 183–193.
- Harris, SJ; Arambula-Cosio, F; Mei, Q; Hibberd, RD; Davies, BL; Wickham, JE; Nathan, MS; Kundu, B (1997): The Probot--an active robot for prostate resection. *Proc Inst Mech Eng H* 211, 317–325.

- Heidingsfeld, M; Feuer, R; Karlovic, K; Maier, T; Sawodny, O (2014): A force-controlled human-assistive robot for laparoscopic surgery. In: IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics. San Diego, USA, 2014, S. 3446 - 3450. - ISBN 978-1-4799-3840-7.
- Hislop, J; Tirosh, O; McCormick, J; Nagarajah, R; Hensman, C; Isaksson, M (2020): Muscle activation during traditional laparoscopic surgery compared with robot-assisted laparoscopic surgery: a meta-analysis. *Surg Endosc* 34, 31–38.
- Hopper, AN; Jamison, MH; Lewis, WG (2007): Learning curves in surgical practice. *Postgrad Med J* 83, 777–779.
- Hubert, N; Gilles, M; Desbrosses, K; Meyer, JP; Felblinger, J; Hubert, J (2013): Ergonomic assessment of the surgeon's physical workload during standard and robotic assisted laparoscopic procedures. *Int J Med Robot* 9, 142–147.
- Jafri, M; Brown, S; Arnold, G; Abboud, R; Wang, W (2013): Energy consumption during simulated minimal access surgery with and without using an armrest. *Surg Endosc* 27, 971–977.
- Jin, X; Agrawal, SK (2015): Exploring laparoscopic surgery training with Cable-driven ARm EXoskeleton (CAREX-M). In: IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Singapore, 2015, S. 490–495.
- jmp Statistics and Graphics Guide, Release 7 (2007). SAS Institute Inc. Cary, North Carolina. ISBN 978-1-59994-408-1.
- Karlovic, K; Pfeffer, S; Maier, T; Heidingsfeld, M; Ederer, M; Sawodny, O (2015a): Effects on Performance When Using a Posture Assistance Device – Results of a Usability Evaluation in Laboratory Setting. *Procedia Manuf* 3, 1395–1402.
- Karlovic, K; Pfeffer, S; Maier, T; Hoffmann, S; Rothmund, R; Adam, M; Steinhilber, B; Rieger, MA; Sawodny, O; Heidingsfeld, M (2015b): Analysis of body - , arm - and hand - posture and the human - machine - interaction when using an arm - support - device for laproscopic surgery – results of an evaluation in laboratory setting. *Glob Surg* 2, 84–87.
- Karlovic, K; Pfeffer, S; Maier, T; Sievert, K; Rothmund, R; Rieger, MA; Steinhilber, B (2014): Analysis and comparison of ergonomics in laparoscopic and open surgery - a pilot study. In: V.G. Duffy (Hrsg.): *Digital Human Modeling. Applications in Health, Safety, Ergonomics and Risk Management, HCI International 2014*. Heraklion, Crete, Greece, 2014, S. 273-281. - ISBN 978-3-319-07724-6.
- Kaufmann, P; Schiebler, T H (Hrsg); Winckler, J (2005): *Anatomie: Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie* (S. 202-208). 9., vollständig überarbeitete Auflage. Springer. Berlin.

- Kim, CW; Jeon, SY; Paik, B; Bong, JW; Kim, SH; Lee, S (2020): Resident learning curve for laparoscopic appendectomy according to seniority. *Ann Coloproctol* 36, 163–171.
- Konrad, P (2011): EMG-Fibel. - Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie (S. 8 & 9). NORAXON Inc., USA (Hrsg). <http://www.velamed.com/wp-content/uploads/EMG-FIBEL-V1.1.pdf>. Zuletzt geprüft am: 15.02.2020.
- Kranke, P; Schuster, F; Muellenbach, R; Kranke I, E; Roewer, N; Smul, T (2008): Grundlagen und Prinzipien klinischer Studien: Wie viele Patienten sollen (müssen) untersucht werden? *Kardiotechnik* 17, 114–117.
- Kustermann, A (2015): Ein Arm-Stütz-System zur Verbesserung der Ergonomie bei laparoskopischen Eingriffen: Evaluation auf Basis von Fehlerhäufigkeit und Bearbeitungszeit bei simulierten laparoskopischen Eingriffen. Bachelorarbeit Studiengang Medizintechnik. Universität Tübingen.
- La Chapelle, CF; Swank, HA; Wessels, ME; Mol, BW; Rubinstein, SM; Jansen, FW (2015): Trocar types in laparoscopy. *Cochrane Database Syst Rev*, CD009814.
- Lee, GI; Lee, MR; Green, I; Allaf, M; Marohn, MR (2017): Surgeons' physical discomfort and symptoms during robotic surgery: a comprehensive ergonomic survey study. *Surg Endosc* 31, 1697–1706.
- Liu, S; Hemming, D; Luo, RB; Reynolds, J; Delong, JC; Sandler, BJ; Jacobsen, GR; Horgan, S (2018): Solving the surgeon ergonomic crisis with surgical exosuit. *Surg Endosc* 32, 236–244.
- Manasnayakorn, S; Cuschieri, A; Hanna, GB (2009): Ergonomic assessment of optimum operating table height for hand-assisted laparoscopic surgery. *Surg Endosc* 23, 783–789.
- McAtamney, L; Corlett, EN (1993): RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied ergonomics* 24, 91–99.
- Mendes, V; Bruyere, F; Escoffre, JM; Binet, A; Lardy, H; Marret, H; Marchal, F; Hebert, T (2020): Experience implication in subjective surgical ergonomics comparison between laparoscopic and robot-assisted surgeries. *J Robot Surg* 14, 115–121.
- Merletti, R; Muceli, S (2019): Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. *J Electromyogr Kinesiol* 49, 102363.
- Morimoto, TK; Okamura, AM (2016): Design of 3-D Printed Concentric Tube Robots. *IEEE Trans Robot* 32, 1419–1430.
- Namwongsa, S; Puntumetakul, R; Neubert, MS; Chaiklieng, S; Boucaut, R (2018): Ergonomic risk assessment of smartphone users using the Rapid Upper Limb Assessment (RULA) tool. *PloS one* 13, e0203394.



- Netter, FH; Hansen, JT; Olah, AJ (2003): Atlas der Anatomie des Menschen (S. 167-169). 3., überarb. und erw. Aufl. Icon Learning Systems. USA.
- Ng, AT; Tam, PC (2014): Current status of robot-assisted surgery. *Hong Kong Med J* 20, 241–250.
- Nguyen, NT; Ho, HS; Smith, WD; Philipps, C; Lewis, C; De Vera, R M; Berguer, R (2001): An ergonomic evaluation of surgeons' axial skeletal and upper extremity movements during laparoscopic and open surgery. *Am J Surg* 182, 720–724.
- Odell, D; Barr, A; Goldberg, R; Chung, J; Rempel, D (2007): Evaluation of a dynamic arm support for seated and standing tasks: a laboratory study of electromyography and subjective feedback. *Ergonomics* 50, 520–535.
- Ogiwara, T; Goto, T; Nagm, A; Hongo, K (2017): Endoscopic endonasal transsphenoidal surgery using the iArmS operation support robot: initial experience in 43 patients. *Neurosurg Focus* 42, E10.
- Ohta, T; Kuroiwa, T (2000): Freely movable armrest for microneurosurgery: technical note. *Neurosurgery* 46, 1259–1261.
- Okamura, C; Kojima, T; Tokiwa, S; Hasegawa, A; Tanaka, Y; Ichikawa, K (2020): Microscopic ophthalmic surgery using freely movable arm support robot: basic experiment and clinical experience. *Ophthalmic Res* 63, 580–587.
- Ota, T; Degani, A; Schwartzman, D; Zubiato, B; McGarvey, J; Choset, H; Zenati, MA (2009): A highly articulated robotic surgical system for minimally invasive surgery. *Ann Thorac Surg* 87, 1253–1256.
- Park, A; Lee, G; Seagull, FJ; Meenaghan, N; Dexter, D (2010): Patients benefit while surgeons suffer: an impending epidemic. *J Am Coll Surg* 210, 306–313.
- Pfeffer, S; Hofmann, A; Maier, T; Rothmund, R; Sievert, K; Seibt, R; Rieger, MA; Steinhilber, B (2013): Ergonomics of Selected Laparoscopic Procedures - Need for Action? *Biomed Tech (Berl)* 58 Suppl 1:/j/bmte.2013.58.issue-s1-J/bmt-2013-4228/bmt-2013-4228.xml.
- Pott, PP; Hessinger, M; Werthschützky, R; Schlaak, HF; Nordheimer, E; Badreddin, E; Wagner, A (2014): BOrEScOPE – Exoskeleton for Active Surgeon Support during Orthopedic Surgery. In: *ACHI 2014, 7. International Conference on Advances in Computer-Human Interactions, Barcelona, Spain, 2014, S. 377-380.*
- Ramakrishnan, VR; Montero, PN (2013): Ergonomic considerations in endoscopic sinus surgery: lessons learned from laparoscopic surgeons. *Am J Rhinol Allergy* 27, 245–250.
- Rao, PP (2018): Robotic surgery: new robots and finally some real competition! *World J Urol* 36, 537–541.

- Reddy, PP; Reddy, TP; Roig-Francoli, J; Cone, L; Sivan, B; DeFoor, WR; Gaitonde, K; Noh, PH (2011): The impact of the alexander technique on improving posture and surgical ergonomics during minimally invasive surgery: pilot study. *J Urol* 186, 1658–1662.
- Reitano, E; de'Angelis, N; Schembari, E; Carrà, MC; Francone, E; Gentili, S; La Greca, G (2021): Learning curve for laparoscopic cholecystectomy has not been defined: A systematic review. *ANZ J Surg* 91, E554-E560.
- Reyes, DA; Tang, B; Cuschieri, A (2006): Minimal access surgery (MAS)-related surgeon morbidity syndromes. *Surg Endosc* 20, 1–13.
- Robertson KD, Singh R (2020): Capsule Endoscopy. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2020 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482306/>. Zuletzt geprüft: 15.08.2020.
- Rodríguez-Sanjuán, JC; Gómez-Ruiz, M; Trugeda-Carrera, S; Manuel-Palazuelos, C; López-Useros, A; Gómez-Fleitas, M (2016): Laparoscopic and robot-assisted laparoscopic digestive surgery: Present and future directions. *World J Gastroenterol* 22, 1975–2004.
- Rogge T; Daub, U; Ebrahimi, A; Schneider U (2016): Der interdisziplinäre Entwicklungsprozess von aktiv angetriebenen, körpergetragenen Exoskeletten für die oberen Extremitäten am Beispiel des "Stuttgart Exo-Jacket". In: Weider, R (Hrsg) *Zweite Transdisziplinäre Konferenz - Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen*, Hamburg, Deutschland, 2016 S. 213-222.
- Sandrock, S; Terstegen, S (2019): EXOSKELETTE Physische Assistenzsysteme an Produktionsarbeitsplätzen. Institut für Angewandte Arbeitswissenschaft e.V., Düsseldorf. [https://www.arbeitswissenschaft.net/fileadmin/Downloads/Angebote\\_und\\_Produkte/Zahlen\\_Daten\\_Fakten/ifaa\\_Zahlen\\_Daten\\_Fakten\\_Exoskelette.pdf](https://www.arbeitswissenschaft.net/fileadmin/Downloads/Angebote_und_Produkte/Zahlen_Daten_Fakten/ifaa_Zahlen_Daten_Fakten_Exoskelette.pdf). Zuletzt geprüft am: 28.12.2021.
- Sari, V; Nieboer, TE; Vierhout, ME; Stegeman, DF; Kluivers, KB (2010): The operation room as a hostile environment for surgeons: physical complaints during and after laparoscopy. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 19, 105–109.
- Sattler, JB; Klußmann, A; Arnold-Schulz-Gahmen, B; Vasterling, A; Wagner, H; Hartmann, B (2014): S1-Leitlinie Händigkeit - Bedeutung und Untersuchung. Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V. (Hrsg). [http://www.awmf.org/uploads/tx\\_szleitlinien/002-0171\\_S1\\_Haendigkeit\\_Bedeutung\\_Untersuchung\\_2014-12.pdf](http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/002-0171_S1_Haendigkeit_Bedeutung_Untersuchung_2014-12.pdf). Zuletzt geprüft am: 22.10.2017.
- Schlüssel, AT; Maykel, JA (2019): Ergonomics and Musculoskeletal Health of the Surgeon. *Clin Colon Rectal Surg* 32, 424–434.

Schünke, M; Schulte, E; Schumacher, U (2007): Prometheus - LernAtlas der Anatomie Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem; 182 Tabellen (S. 292-293). 2., überarb. und erw. Aufl. Thieme. Stuttgart, New York.

Schurr, MO; Buess, GF; Wieth, F; Saile, HJ; Botsch, M (1999): Ergonomic surgeon's chair for use during minimally invasive surgery. *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech* 9, 244–247.

Spaner, SJ; Warnock, GL (1997): A brief history of endoscopy, laparoscopy, and laparoscopic surgery. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A* 7, 369–373.

Steinhilber, B; Anders, C; Jäger, M; Läubli, T; Luttmann, A; Rieger, MA; Scholle, H; Schumann, N; Seibt, R; Strasser, H; Kluth, K (2013): S2k-Leitlinie Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft (S. 5-34). Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V. und Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hrsg). [http://www.awmf.org/uploads/tx\\_szleitlinien/002-0161\\_S2k\\_Oberfl%C3%A4chen\\_Elektromyographie\\_2013-03.pdf](http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/002-0161_S2k_Oberfl%C3%A4chen_Elektromyographie_2013-03.pdf). Zuletzt geprüft am: 22.10.2017.

Steinhilber, B; Hoffmann, S; Karlovic, K; Pfeffer, S; Maier, T; Hallasheh, O; Kruck, S; Seibt, R; Rieger, MA; Heidingsfeld, M; Feuer, R; Sawodny, O; Rothmund, R; Sievert, K (2015): Development of an arm support system to improve ergonomics in laparoscopic surgery: study design and provisional results. *Surg Endosc* 29, 2851–2858.

Steinhilber, B; Luger, T; Schwenkreis, P; Middeldorf, S; Bork, H; Mann, B; Glinski, A von; Schildhauer, TA; Weiler, S; Schmauder, M; Heinrich, K; Winter, G; Schnalke, G; Frener, P; Schick, R; Wischniewski, S; Jäger, M (2020): Einsatz von Exoskeletten im beruflichen Kontext zur Primär-, Sekundär-, und Tertiärprävention von arbeitsassoziierten muskuloskelettalen Beschwerden. Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V. (Hrsg). [https://www.awmf.org/uploads/tx\\_szleitlinien/002-0461\\_S2k\\_Exoskelette\\_2020-07.pdf](https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/002-0461_S2k_Exoskelette_2020-07.pdf). Zuletzt geprüft am: 10.11.2021.

Steinhilber, B; Reiff, F; Seibt, R; Rieger, MA; Martus, P; Kraemer, B; Rothmund, R (2017): Ergonomic Benefits From a Laparoscopic Instrument With Rotatable Handle Piece Depend on the Area of the Operating Field and Working Height. *Hum Factors* 59, 1048–1065.

Steinhilber, B; Seibt, R; Reiff, F; Rieger, MA; Kraemer, B; Rothmund, R (2016): Effect of a laparoscopic instrument with rotatable handle piece on biomechanical stress during laparoscopic procedures. *Surg Endosc* 30, 78–88.

Stomberg, MW; Tronstad, S; Hedberg, K; Bengtsson, J; Jonsson, P; Johansen, L; Lindvall, B (2010): Work-related musculoskeletal disorders when performing laparoscopic surgery. *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech* 20, 49–53.

- Stucky, CH; Cromwell, KD; Voss, RK; Chiang, Y; Woodman, K; Lee, JE; Cormier, JN (2018): Surgeon symptoms, strain, and selections: Systematic review and meta-analysis of surgical ergonomics. *Ann Med Surg (Lond)* 27, 1–8.
- Szeto, GP; Ho, P; Ting, AC; Poon, JT; Cheng, SW; Tsang, RC (2009): Work-related musculoskeletal symptoms in surgeons. *J Occup Rehabil* 19, 175–184.
- Taylor, MB (1971): Flexible Arm Support for the Laparoscope. *Obstet Gynecol* 37, 918–919.
- Tse, MA; Masters, RS; McManus, AM; Lo, CY; Patil, NG (2008): Trunk muscle training, posture fatigue, and performance in laparoscopic surgery. *J Endourol* 22, 1053–1058.
- van't Hullenaar, C D P; Hermans, B; Broeders, I A M J (2017): Ergonomic assessment of the da Vinci console in robot-assisted surgery. *Innov Surg Sci* 2, 97–104.
- Vecchio, R; MacFayden, BV; Palazzo, F (2000): History of laparoscopic surgery. *Panminerva Med* 42, 87–90.
- Williamson, DF (1989): The Box Plot: A Simple Visual Method to Interpret Data. *Ann Intern Med* 110, 916.
- Wright, TP (1936): Factors Affecting the Cost of Airplanes. *Journal of Aeronautical Sciences (Retired Journal)*, 1936 Vol. 3 S. 122–128.

## 7 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Prototyp Armassistenzsystem mit Elektromotoren .....	16
Abb. 2: Pelvi-Trainer mit darin eingeführten Instrumenten sowie Kamera/Endoskop..	18
Abb. 3: Ablauf Messtag 1 .....	19
Abb. 4: Ablauf Messtag 2 .....	22
Abb. 5: Lokalisation und Fixierung der farbkodierten EMG-Elektroden + Vorverstärker .....	24
Abb. 6: Beschleunigungssensoren am Unterarm; Position der Studienteilnehmer .....	25
Abb. 7: Messaufbau Maximalkraftmessung .....	26
Abb. 8: Ecken-Konstruktion aus Metallstiften und -ringen auf einer Holzplatte (Halteaufgabe) .....	27
Abb. 9: Holzkonstruktion für Pinaufgabe im Pelvi-Trainer .....	28
Abb. 10: Proband mit rechtem Arm schematisch im Koordinatensystem des Lagesensors des rechten Oberarms .....	31
Abb. 11: Proband mit rechtem Arm schematisch im Koordinatensystem der Lagesensoren der Wirbelsäule .....	32
Abb. 12: Sabcom-Programm mit gesetzten Markern für äußere (grün) und innere (rot) Analysephase der Musculus-erector-spinae-Normalisierung .....	34
Abb. 13: Boxplot exemplarisch in horizontaler Ausrichtung .....	37
Abb. 14a: Beanspruchungsgrad des Musculus trapezius im Seitenvergleich in %MVE	41
Abb. 14b: Relative Beanspruchung des Musculus erector spinae im Seitenvergleich in % bezogen auf eine Referenzkontraktion mit einer 2 kg-Hantel .....	42
Abb. 15: Median der eA [ $\mu$ V] M. trapezius rechts, nach Tischhöhe/Aufgabe ohne Stützsystem .....	43
Abb. 16: Median der eA [ $\mu$ V] M. trapezius rechts, Halteaufgabe nach Ecken ohne Stützsystem .....	44
Abb. 17a: Verteilungskurve des AssystEffekt [%] Halteaufgabe Ecke 3 .....	45
Abb. 17b: Verteilungskurve des AssystEffekt [%] Pinaufgabe alle Probanden .....	45
Abb. 18: Verteilung AssystEffekt M. trapezius rechts bei Halteaufgabe, alle Ecken ....	46
Abb. 19a: Verteilung AssystEffekt M. erector spinae rechts bei Halteaufgabe, alle Ecken .....	47
Abb. 19b: AssystEffekt M. erector spinae rechts bei Halteaufgabe nach Ecken .....	47
Abb. 19c: Unterschiede des AssystEffekt M. erector spinae rechts durch die Tischhöhe bei der Halteaufgabe .....	49
Abb. 19d: Assysteffekt für M. erector spinae rechts bei der Halteaufgabe .....	50
Abb. 20: Verteilung AssystEffekt M. erector spinae links bei Halteaufgabe, alle Ecken .....	50
Abb. 21: Assistenzsystemeffekt Pinaufgabe im Seitenvergleich der Trapeziusmuskeln	51
Abb. 22a: Verteilung AssystEffekt Mm. trapezii bei Pinaufgabe beide Durchgänge ....	51
Abb. 22b: AssystEffekt Mm. trapezii pars descendens bei Pinaufgabe nach Durchgang .....	52
Abb. 22c: AssystEffekt Mm. trapezii pars descendens bei Pinaufgabe nach Tischhöhe	53
Abb. 22d: Assistenzsystemeffekt für Musculi trapezii pars descendens bei der Pinaufgabe .....	53
Abb. 23: Assistenzsystemeffekt Pinaufgabe im Seitenvergleich der Erektormuskeln...	54
Abb. 24a: Verteilung AssystEffekt Mm. erectores spinae bei Pinaufgabe beide Durchgänge .....	55

Abb. 24b: AssystEffekt Mm. erectores spinae bei Pinaufgabe nach Durchgang .....	55
Abb. 24c: AssystEffekt Mm. erectores spinae bei Pinaufgabe nach Tischhöhe .....	56
Abb. 24d: Assistenzsystemeffekt für Musculi erectores spinae bei der Pinaufgabe .....	57
Abb. 25: Verteilung Assistenzsystemeffekt für Längsbeschleunigung bei Halteaufgabe, alle Ecken .....	107
Abb. 26: Verteilung Assistenzsystemeffekt für Querbeschleunigung bei Halteaufgabe, alle Ecken .....	107
Abb. 27a: Verteilung AssystEffekt für Längsbeschleunigung bei Pinaufgabe, alle Durchgänge.....	107
Abb. 27b: AssystEffekt für Längsbeschleunigung bei Pinaufgabe nach Durchgang...	108
Abb. 27c: AssystEffekt für Längsbeschleunigung bei Pinaufgabe nach Tischhöhe ....	108
Abb. 27d: Assistenzsystemeffekt für Längsbeschleunigung bei der Pinaufgabe.....	58
Abb. 28a: Verteilung AssystEffekt der Querbeschleunigung bei Pinaufgabe, alle Durchgänge.....	109
Abb. 28b: AssystEffekt für Querbeschleunigung bei Pinaufgabe nach Durchgang.....	109
Abb. 28c: AssystEffekt für Querbeschleunigung bei Pinaufgabe nach Tischhöhe.....	110
Abb. 28d: Assistenzsystemeffekt für Längsbeschleunigung bei der Pinaufgabe.....	59
Abb. 29a: Flexion (+)/Extension (-) der LWS in Grad, Halteaufgabe nach Ecken.....	110
Abb. 29b: Flexion (+)/Extension (-) der LWS in Grad, Halteaufgabe nach Tischhöhe	111
Abb. 30a: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der LWS in Grad, Halteaufgabe nach Ecken .....	111
Abb. 30b: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der LWS in Grad, Halteaufgabe nach Tischhöhe .....	112
Abb. 31a: Flexion (+)/Extension (-) der BWS in Grad, Halteaufgabe nach Ecken, ....	112
Abb. 31b: Flexion (+)/Extension (-) der BWS in Grad, Halteaufgabe nach Tischhöhe	113
Abb. 32a: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der BWS in Grad, Halteaufgabe nach Ecken .....	113
Abb. 32b: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der BWS in Grad, Halteaufgabe nach Tischhöhe .....	114
Abb. 33a: Abduktion (+) des Oberarm rechts in Grad, Halteaufgabe nach Ecken .....	114
Abb. 33b: Abduktion (+) des Oberarm rechts in Grad, Halteaufgabe nach Tischhöhe	115
Abb. 34a: Anteversion (+)/Retroversion (-) in Grad Oberarm rechts, Halteaufgabe nach Ecken .....	115
Abb. 34b: Anteversion (+)/Retroversion (-) in Grad Oberarm rechts, Halteaufgabe nach Tischhöhe .....	116
Abb. 35: Flexion (+)/Extension (-) der LWS in Grad, Pinaufgabe beide Durchgänge	116
Abb. 36: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der LWS in Grad, Pinaufgabe beide Durchgänge.....	117
Abb. 37: Flexion (+)/Extension (-) der BWS in Grad, Pinaufgabe beide Durchgänge	117
Abb. 38: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der BWS in Grad, Pinaufgabe beide Durchgänge.....	118
Abb. 39: Abduktion in Grad [°] Oberarm rechts, Pinaufgabe beide Durchgänge.....	118
Abb. 40: Anteversion (+)/Retroversion (-) in Grad Oberarm rechts, Pinaufgabe beide Durchgänge.....	119

## 8 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Studienkollektiv .....	15
Tab. 2: Randomisierungsergebnisse .....	20
Tab. 3: Farbkodierung der EMG-Elektroden .....	23
Tab. 4: Kanalbelegung PS11 .....	30
Tab. 5: Alle gemarkerten Phasen.....	35
Tab. 6: Nichtparametrischer Vergleich AssystEffekt aus Abb. 19b nach Wilcoxon- Methode .....	48
Tab. 7: Wilcoxon-Testung der Tischhöhendifferenz des AssystEffekt nach Ecken, Halteaufgabe .....	48
Tab. 8: Beanspruchung der Muskeln und Einfluss Tischhöhe/Ecken auf eA .....	65
Tab. 9: Signifikante Ergebnisse der Oberflächenelektromyographie.....	66
Tab. 10: Signifikante Ergebnisse der Beschleunigungsmessungen längs & quer.....	66
Tab. 11: Signifikante Ergebnisse der Haltungsanalyse LWS/BWS/Oberarm rechts .....	67

# 9 Anhang

## Anlagen

### CRF Ein- und Ausschlusskriterien

Studienabschnitt	Datum	Check	Anmerkungen
Ein- und Ausschlusskriterien		<input type="checkbox"/>	
Untersucher	_____		
Studieneinschluss	Ja <input type="checkbox"/>	Nein <input type="checkbox"/>	

Bemerkungen:

\_\_\_\_\_

#### 1. Ein- und Ausschlusskriterien

Allgemein		
	Ja	nein
Deutschsprachig		
Einverständniserklärung unterschrieben		
Ausschluss		<input type="checkbox"/>

Orientierende Untersuchung		
	ja	nein
Nackengriff möglich		
Schürzengriff möglich		
Beugung der Arme/Hände/Finger problemlos		
Bewegung des Handgelenks problemlos		
HWS-Rotation frei beweglich?		
Blutdruck (RR > 160 / > 100)		
Ausschluss		<input type="checkbox"/>

#### 2. Medikation

Vollständige regelmäßige Medikation		
1. Präparat _____ Dosierung _____		<input type="checkbox"/>
2. Präparat _____ Dosierung _____		<input type="checkbox"/>
3. Präparat _____ Dosierung _____		<input type="checkbox"/>

Bemerkungen:

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

#### Anlage 1: Standardisierter Fragebogen 1 zum Probandeneinschluss

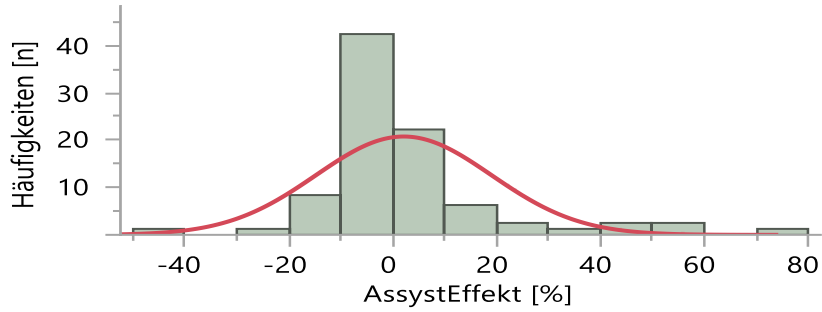


**CRF Probandenfragebogen**

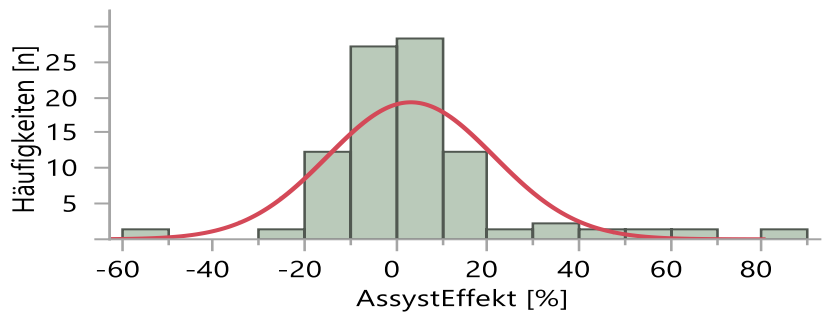
Geschlecht	Weiblich <input type="checkbox"/>	männlich <input type="checkbox"/>	
Alter	_____ (Jahre)		
Körpergröße (ohne Schuhe)	_____ (cm)		
Ellenbogen-Boden-Abstand (mit Schuhen)	_____ (cm)		
Unterarm-Länge	_____ (cm)		
Körpergewicht	_____ (kg)		
Bevorzugte Hand	Rechts <input type="checkbox"/>	Links <input type="checkbox"/>	beidhändig gleichberechtigt <input type="checkbox"/>
Tischhöhe	_____ (cm)		
Randomisierung	<i>Stützsystem</i> <input type="checkbox"/> Ohne AAsSyst / Mit AAsSyst <input type="checkbox"/> Mit AAsSyst / Ohne AAsSyst		
	<i>Tischhöhe</i> <input type="checkbox"/> Hoch / Tief <input type="checkbox"/> Tief / Hoch		
	<i>Armreihenfolge</i> <input type="checkbox"/> Links / Rechts <input type="checkbox"/> Rechts / Links		

**Anlage 2: Standardisierter Fragebogen 2 zum Probandeneinschluss**

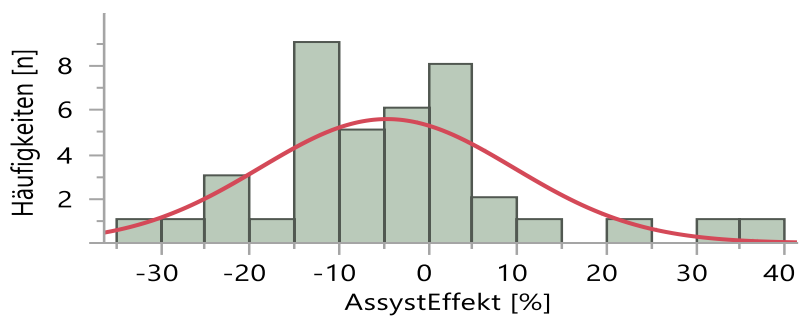
**Abbildungen**



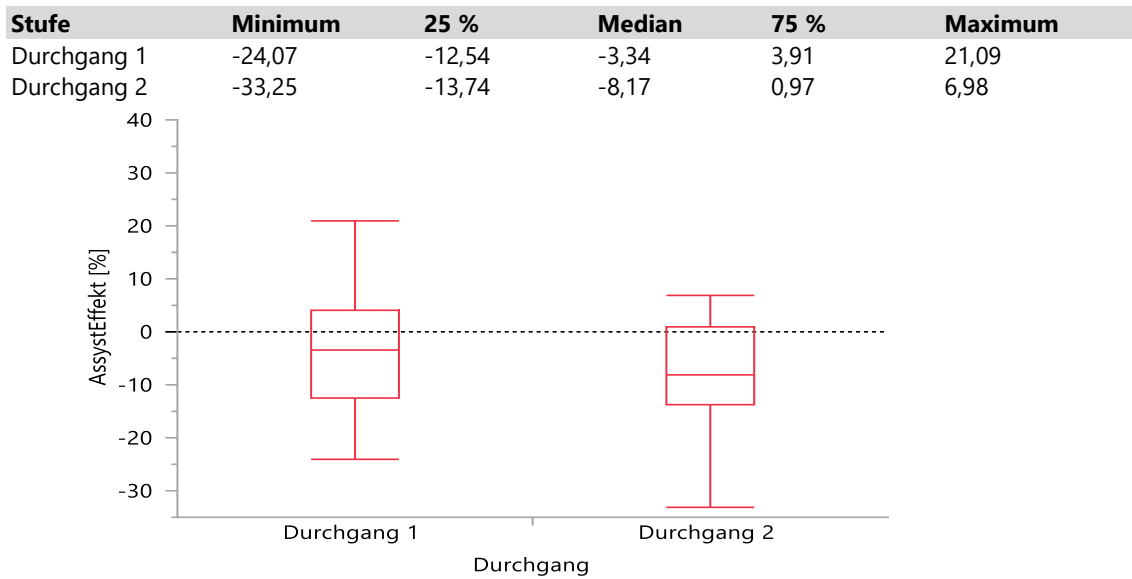
**Abb. 25: Verteilung Assistenzsystemeffekt für Längsbeschleunigung bei Halteaufgabe, alle Ecken**  
 Shapiro-Wilk-W-Test  $p < 0,0001$ ; Verteilungstestung gegen null:  $p = 0,6350$



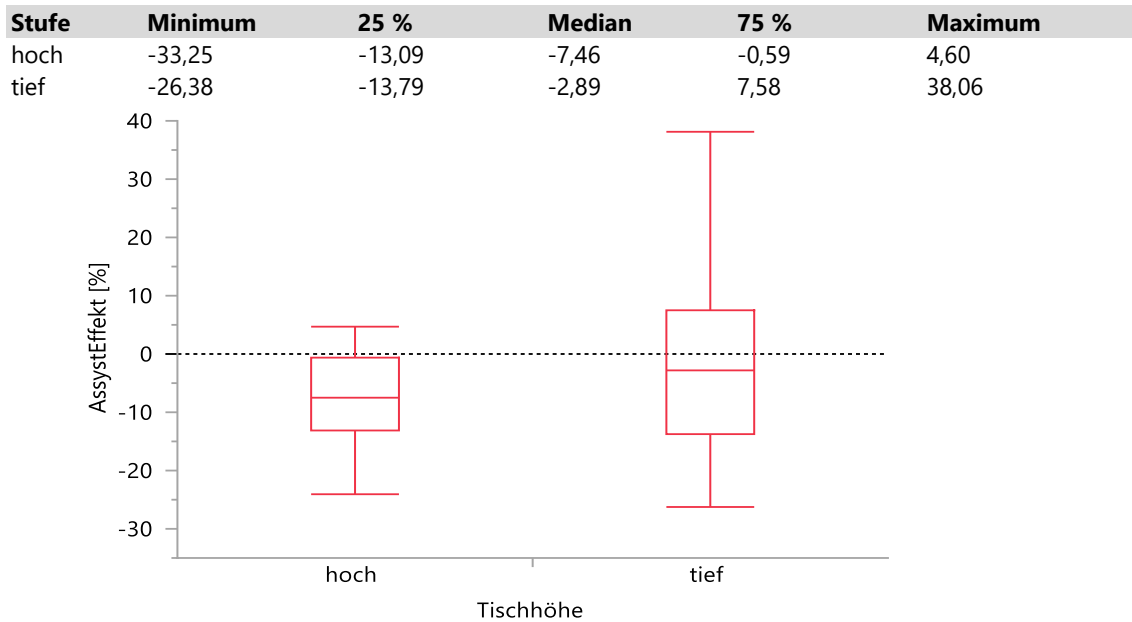
**Abb. 26: Verteilung Assistenzsystemeffekt für Querbewegung bei Halteaufgabe, alle Ecken**  
 Shapiro-Wilk-W-Test  $p < 0,0001$ ; Verteilungstestung gegen null:  $p = 0,2951$



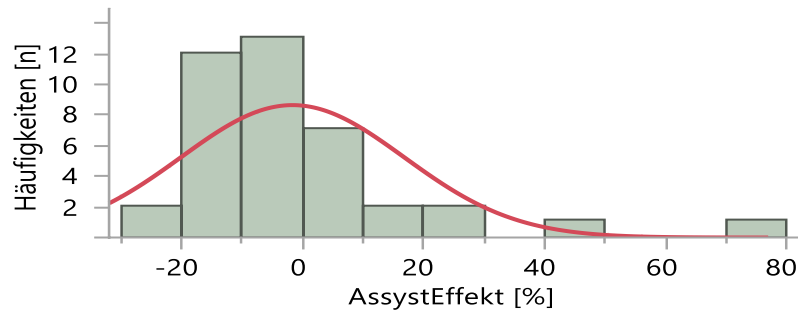
**Abb. 27a: Verteilung AssystEffekt für Längsbeschleunigung bei Pinaufgabe, alle Durchgänge**  
 Shapiro-Wilk-W-Test  $p = 0,0113$ ; Verteilungstestung gegen null:  $p = 0,0059$   
 AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt



**Abb. 27b: AssystEffekt für Längsbeschleunigung bei Pinaufgabe nach Durchgang**  
 $p = 0,3648$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt

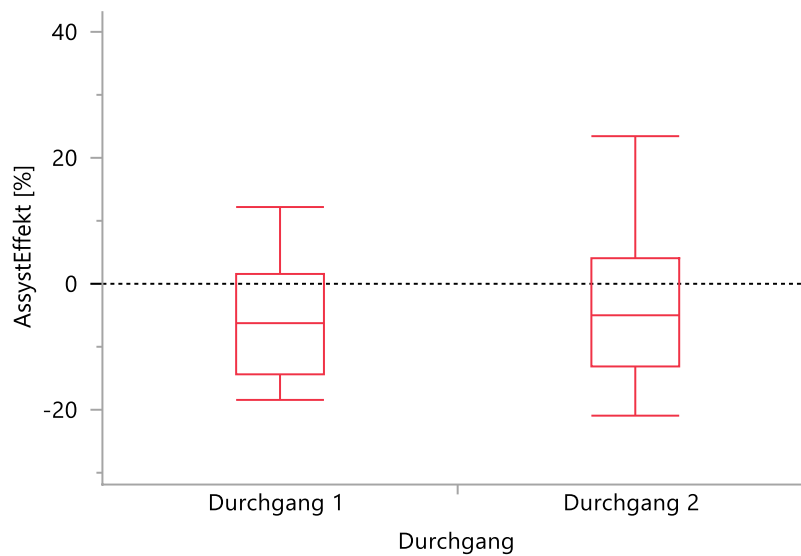


**Abb. 27c: AssystEffekt für Längsbeschleunigung bei Pinaufgabe nach Tischhöhe**  
 $p = 0,3104$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt



**Abb. 28a: Verteilung AssystEffekt der Querbeschleunigung bei Pinaufgabe, alle Durchgänge**  
 Shapiro-Wilk-W-Test  $p < 0,0001$ ; Verteilungstestung gegen null:  $p = 0,0374$   
 AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt

Stufe	Minimum	25 %	Median	75 %	Maximum
Durchgang 1	-18,30	-14,42	-6,29	1,60	12,40
Durchgang 2	-20,88	-13,13	-4,88	4,03	23,59



**Abb. 28b: AssystEffekt für Querbeschleunigung bei Pinaufgabe nach Durchgang**  
 $p = 0,8181$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt

Stufe	Minimum	25 %	Median	75 %	Maximum
hoch	-18,30	-12,34	-5,95	-0,94	13,35
tief	-20,88	-13,66	-2,39	11,41	45,26

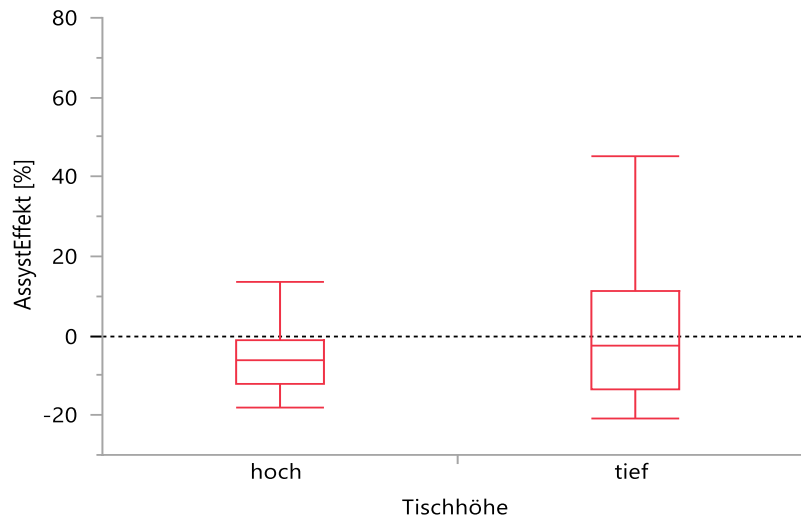


Abb. 28c: AssystEffekt für Querbeschleunigung bei Pinaufgabe nach Tischhöhe  
 $p = 0,2853$ ; AssystEffekt = Assistenzsystemeffekt

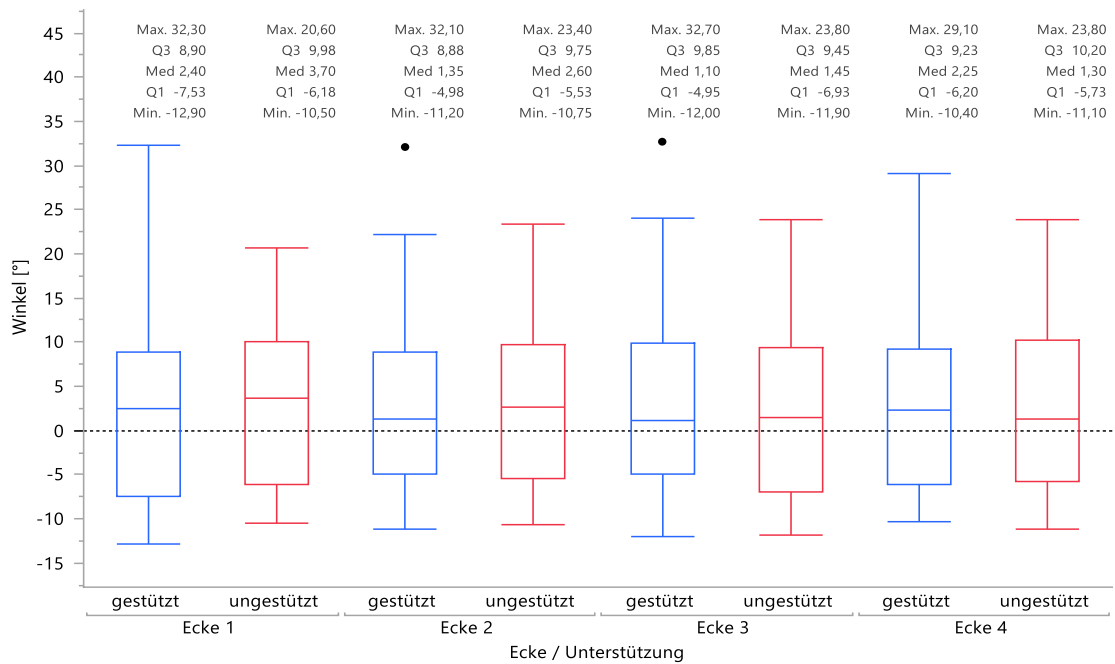
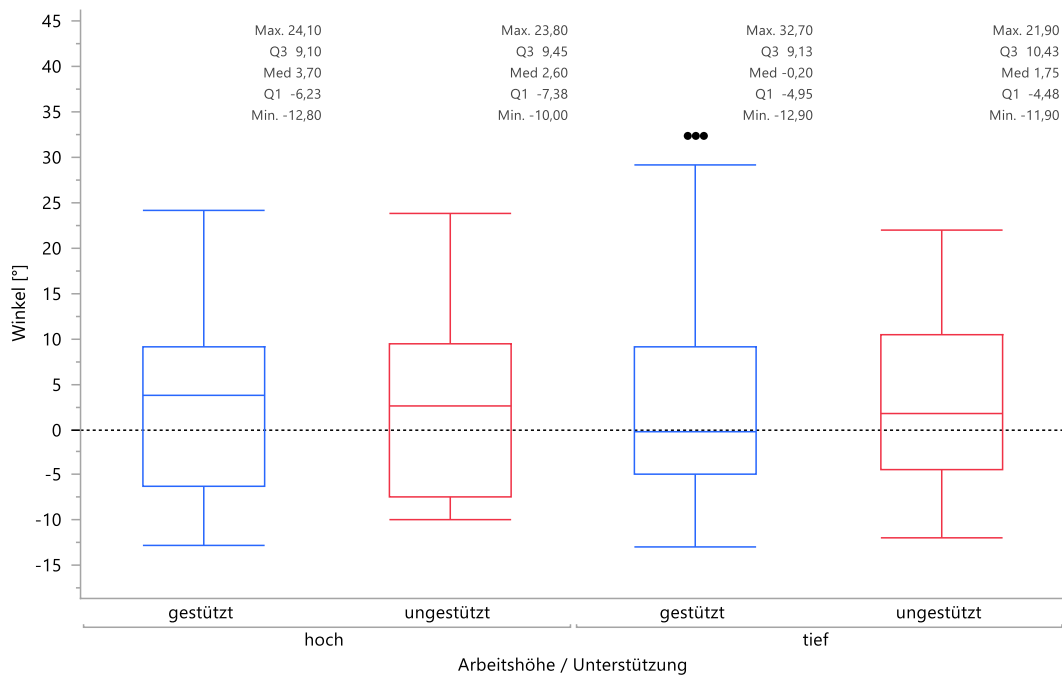
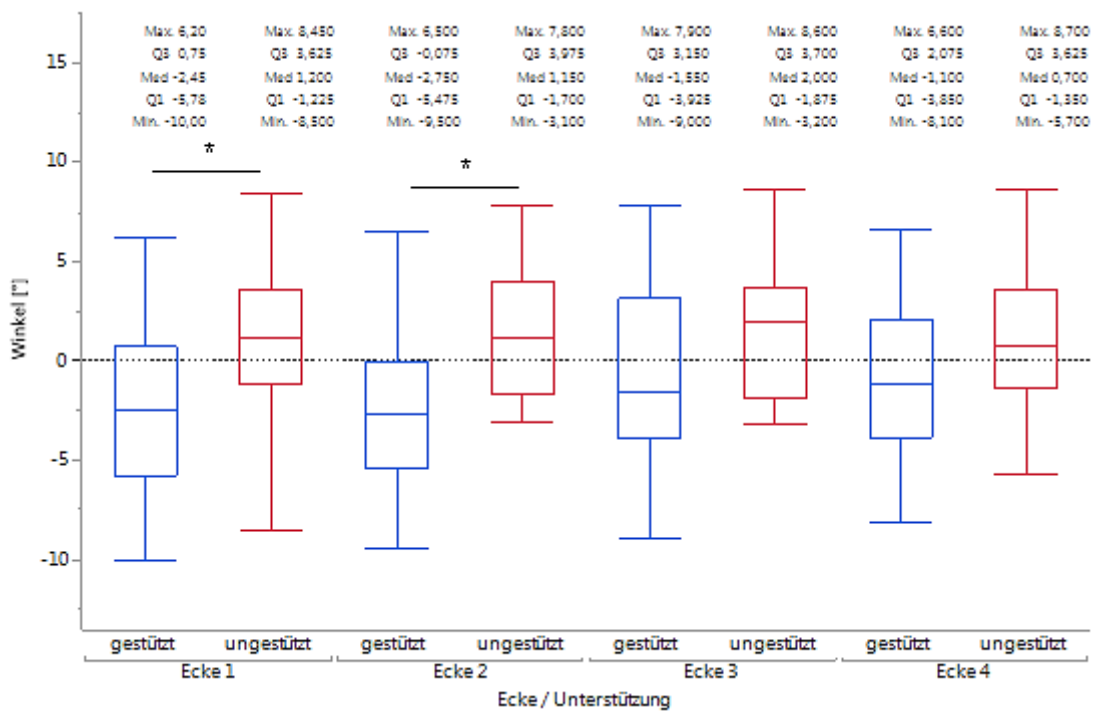


Abb. 29a: Flexion (+)/Extension (-) der LWS in Grad, Halteaufgabe nach Ecken  
 LWS = Lendenwirbelsäule

## Anhang



**Abb. 29b: Flexion (+)/Extension (-) der LWS in Grad, Halteaufgabe nach Tischhöhe**  
LWS = Lendenwirbelsäule



**Abb. 30a: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der LWS in Grad, Halteaufgabe nach Ecken**  
 $p(\text{Ecke 1}) = 0,0432$ ;  $p(\text{Ecke 2}) = 0,0115$ ;  $p(\text{Ecke 3}) = 0,161$ ;  $p(\text{Ecke 4}) = 0,1901$   
 LWS = Lendenwirbelsäule

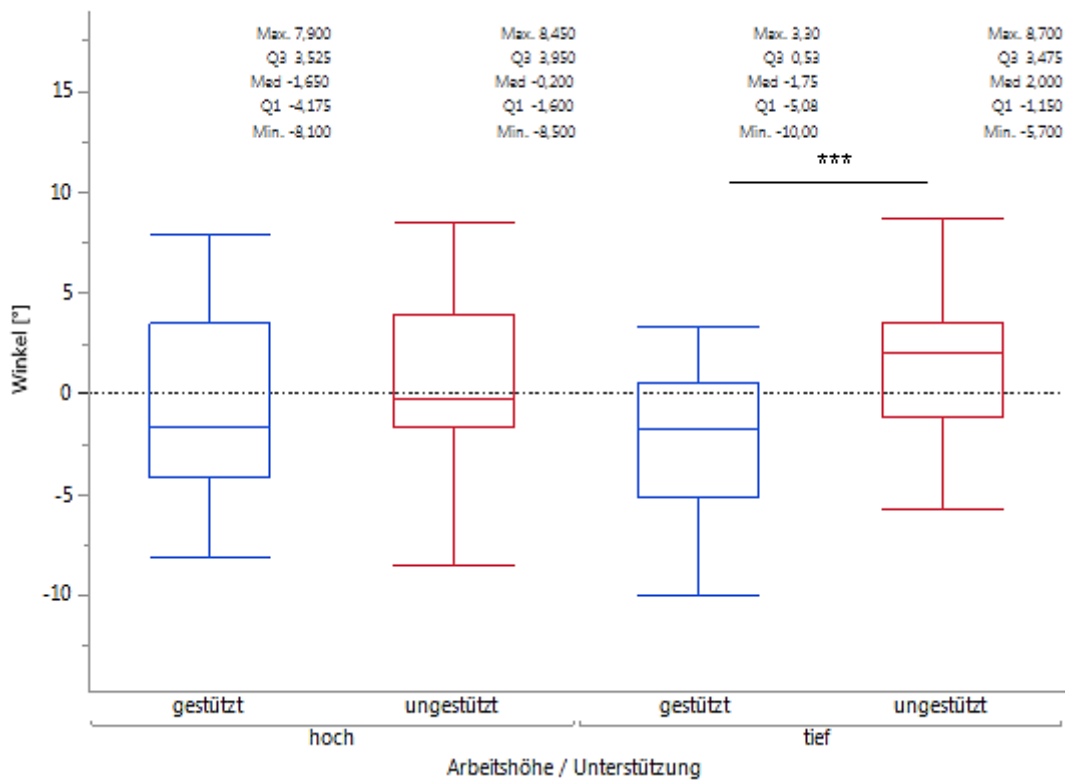


Abb. 30b: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der LWS in Grad, Haltaufgabe nach Tischhöhe  
 $p(\text{hoch}) = 0,11$ ;  $p(\text{tief}) = 0,0003$ ; LWS = Lendenwirbelsäule

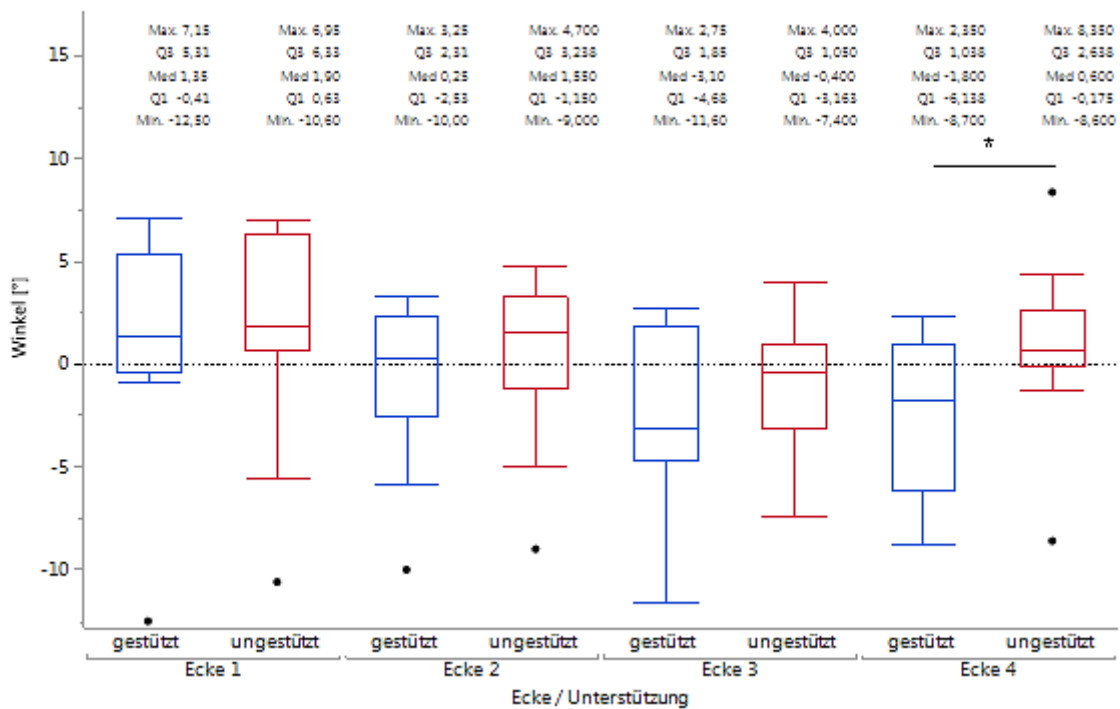
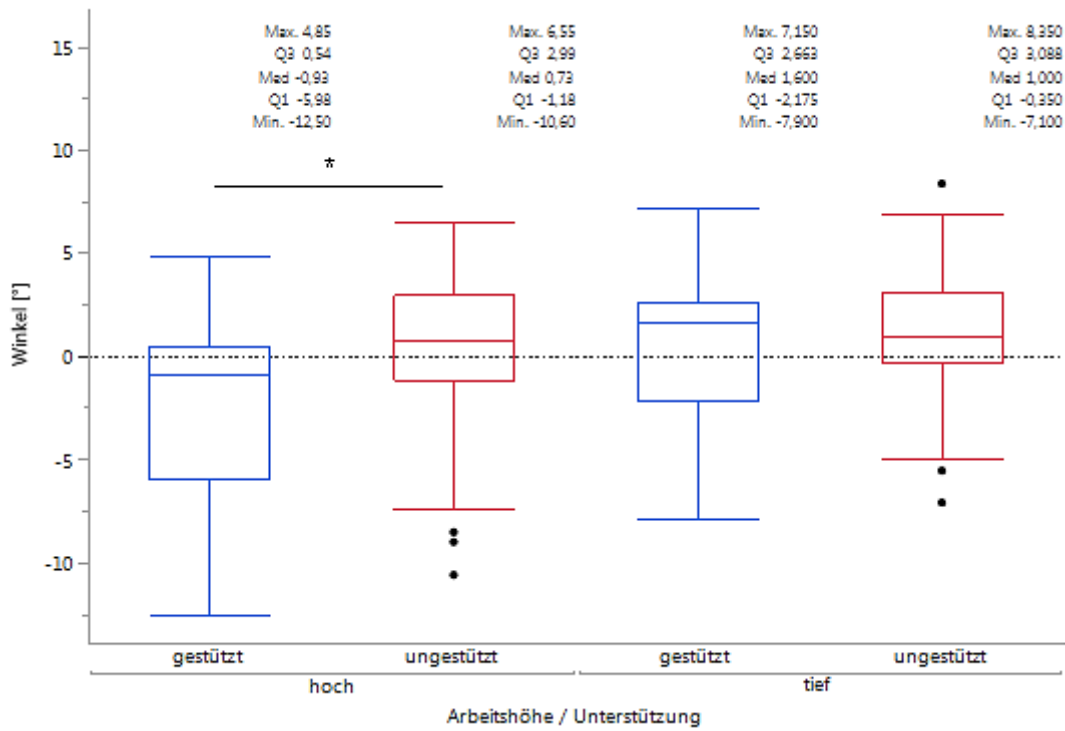
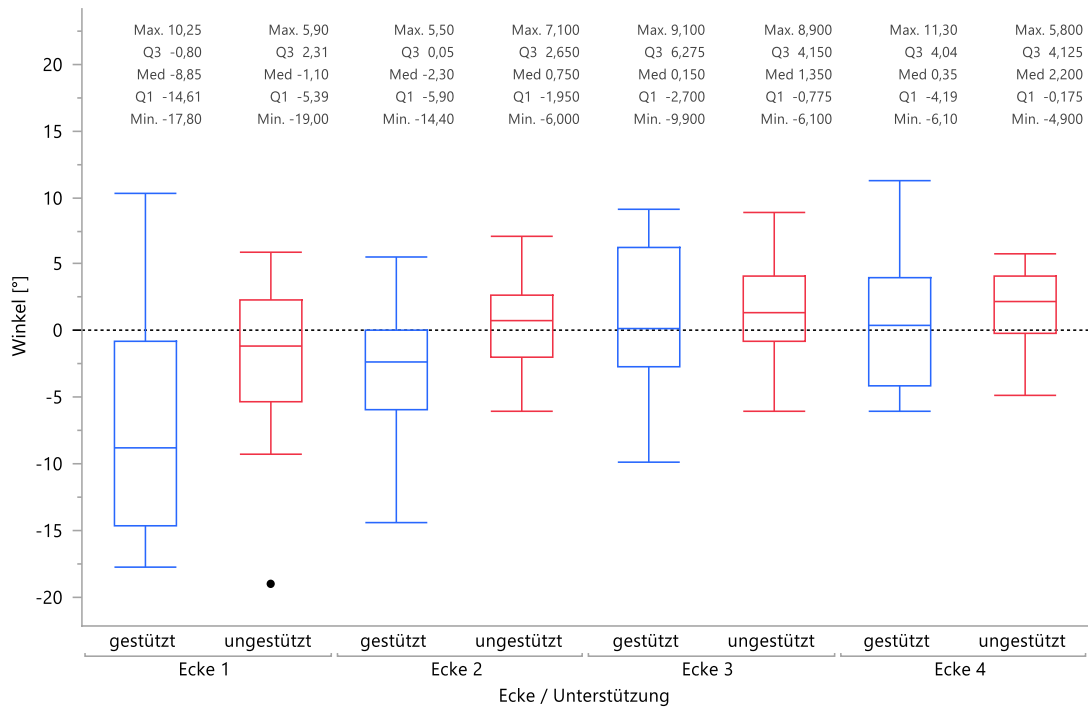


Abb. 31a: Flexion (+)/Extension (-) der BWS in Grad, Haltaufgabe nach Ecken,  
 $p(\text{Ecke 1}) = 0,6623$ ;  $p(\text{Ecke 2}) = 0,3462$ ;  $p(\text{Ecke 3}) = 0,3952$ ;  $p(\text{Ecke 4}) = 0,0191$   
 BWS = Brustwirbelsäule

## Anhang



**Abb. 31b: Flexion (+)/Extension (-) der BWS in Grad, Halteaufgabe nach Tischhöhe**  
 $p(\text{hoch}) = 0,0175$ ;  $p(\text{tief}) = 0,9412$ ; BWS = Brustwirbelsäule



**Abb. 32a: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der BWS in Grad, Halteaufgabe nach Ecken**  
 $p(\text{Ecke 1}) = 0,0628$ ;  $p(\text{Ecke 2}) = 0,0535$ ;  $p(\text{Ecke 3}) = 0,5350$ ;  $p(\text{Ecke 4}) = 0,4622$   
 BWS = Brustwirbelsäule



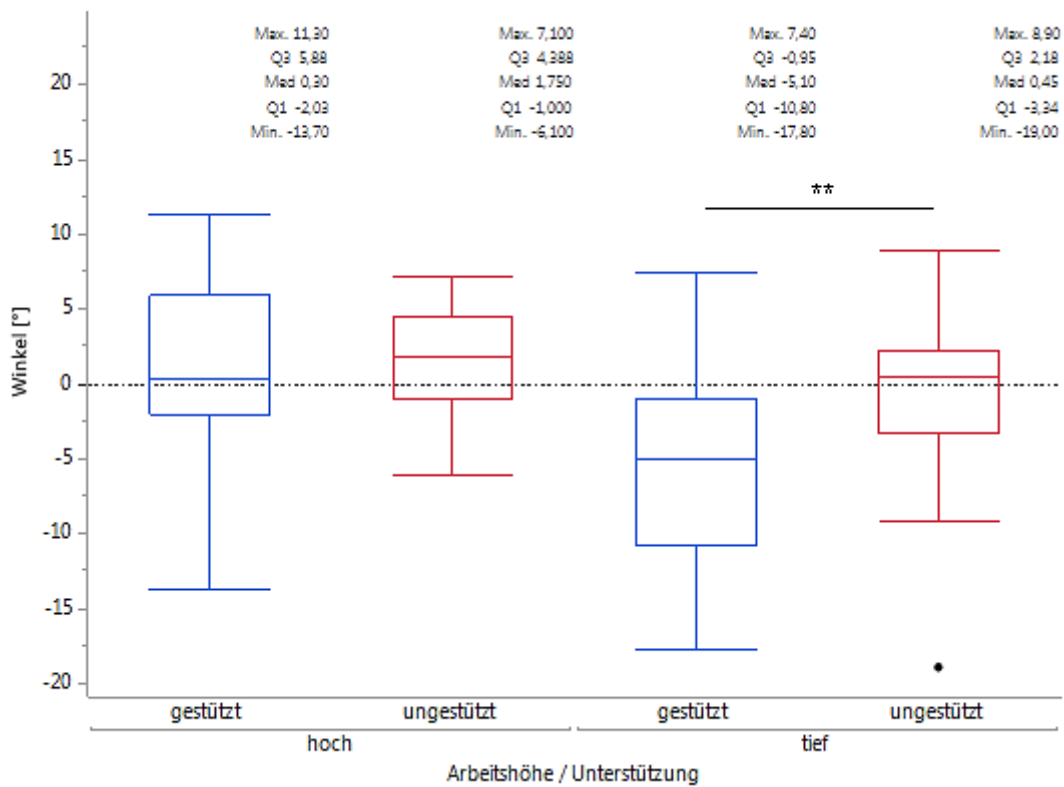


Abb. 32b: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der BWS in Grad, Halteaufgabe nach Tischhöhe  
 $p(\text{hoch}) = 0,5943$ ;  $p(\text{tief}) = 0,0033$ ; BWS = Brustwirbelsäule

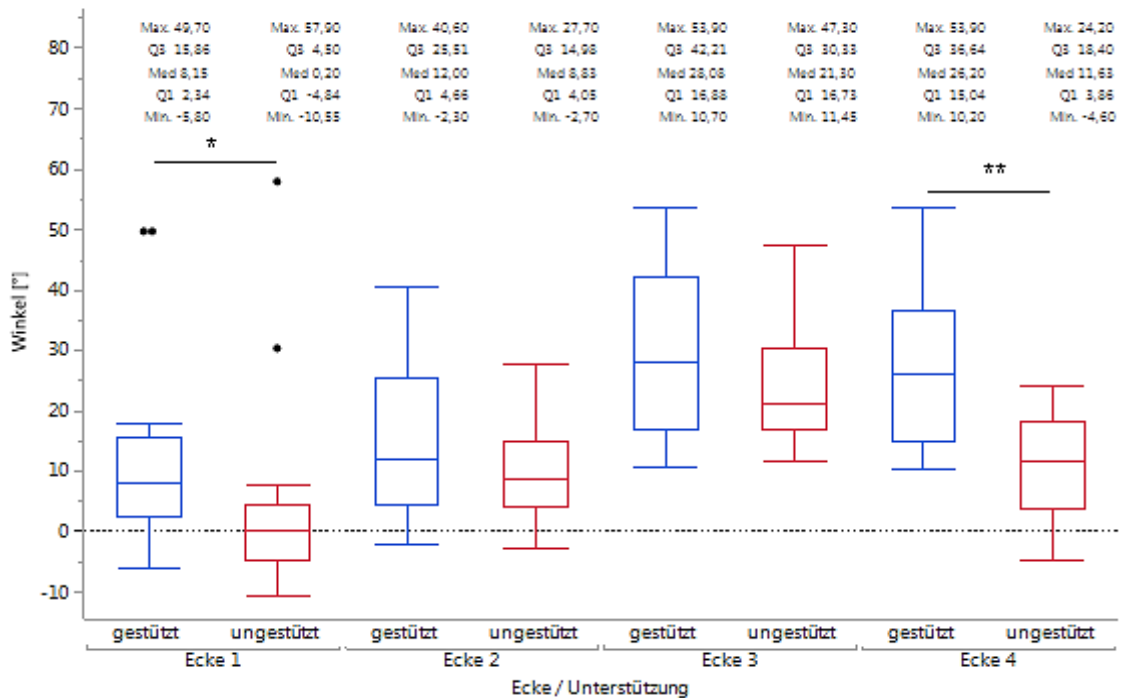


Abb. 33a: Abduktion (+) des Oberarm rechts in Grad, Halteaufgabe nach Ecken  
 $p(\text{Ecke 1}) = 0,0386$ ;  $p(\text{Ecke 2}) = 0,2413$ ;  $p(\text{Ecke 3}) = 0,3231$ ;  $p(\text{Ecke 4}) = 0,0013$

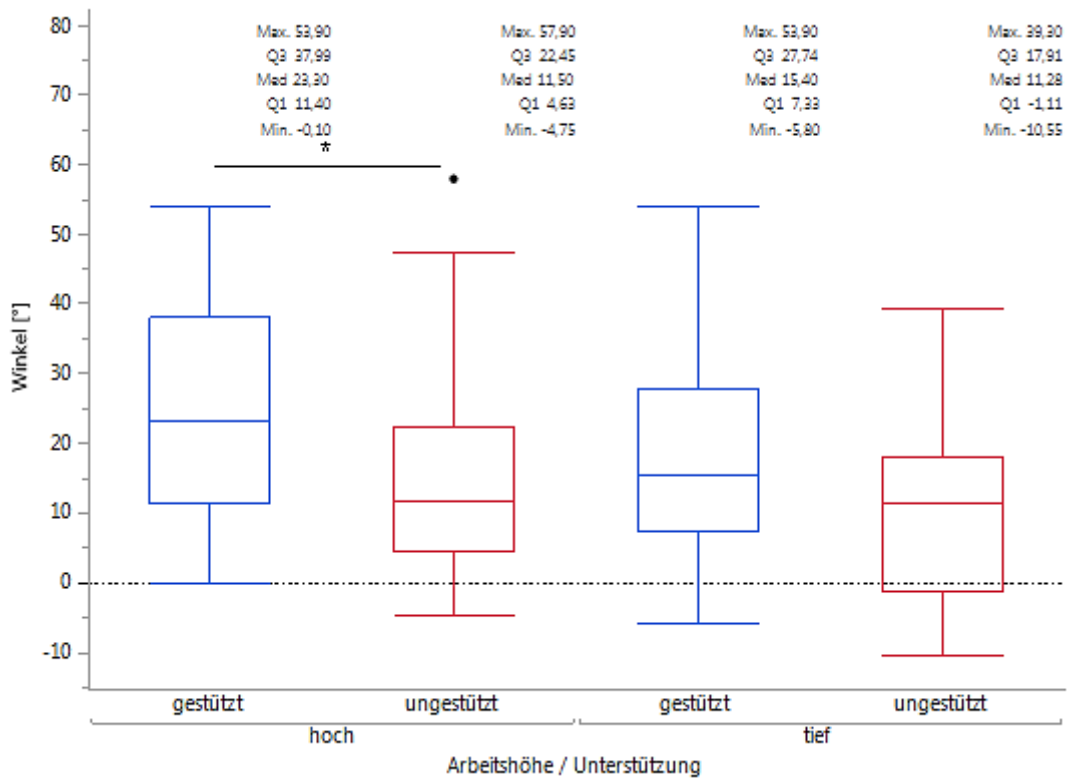


Abb. 33b: Abduktion (+) des Oberarm rechts in Grad, Halteaufgabe nach Tischhöhe  
 $p(\text{hoch}) = 0,0143$ ;  $p(\text{tief}) = 0,0899$

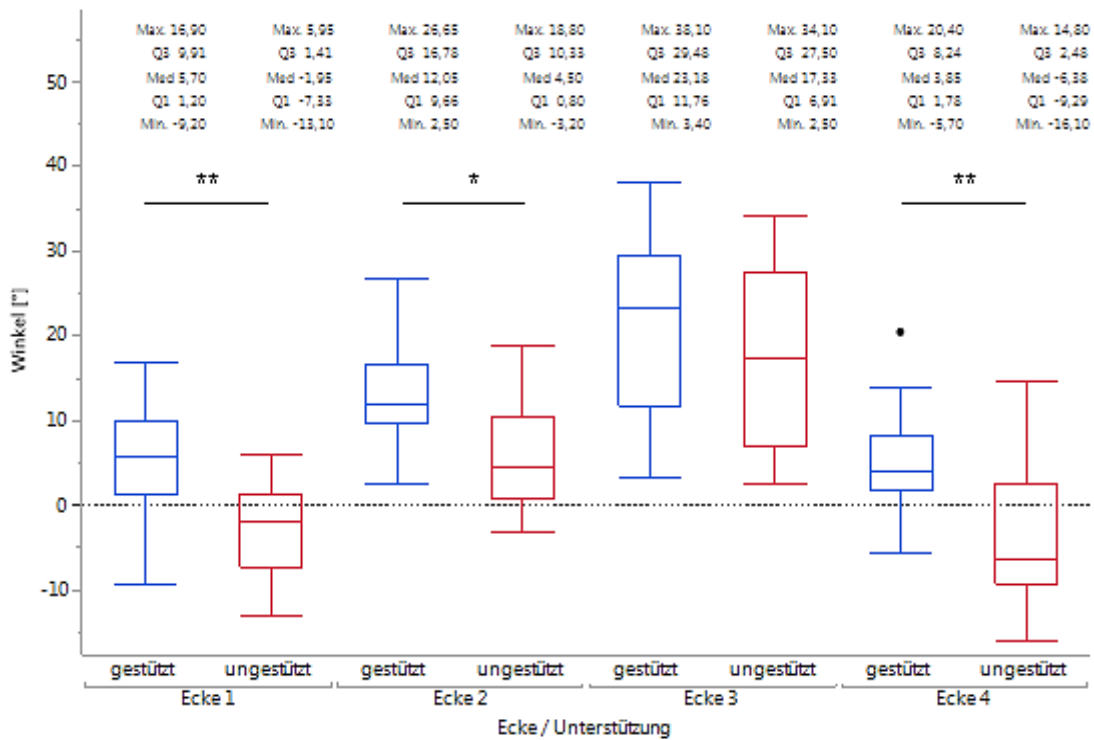
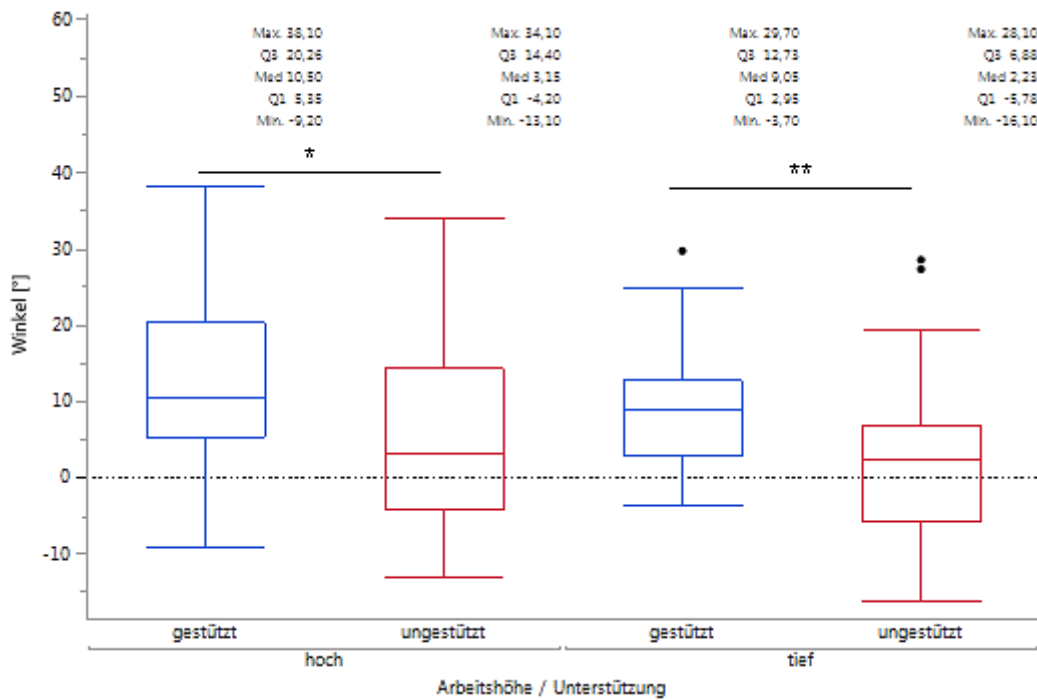
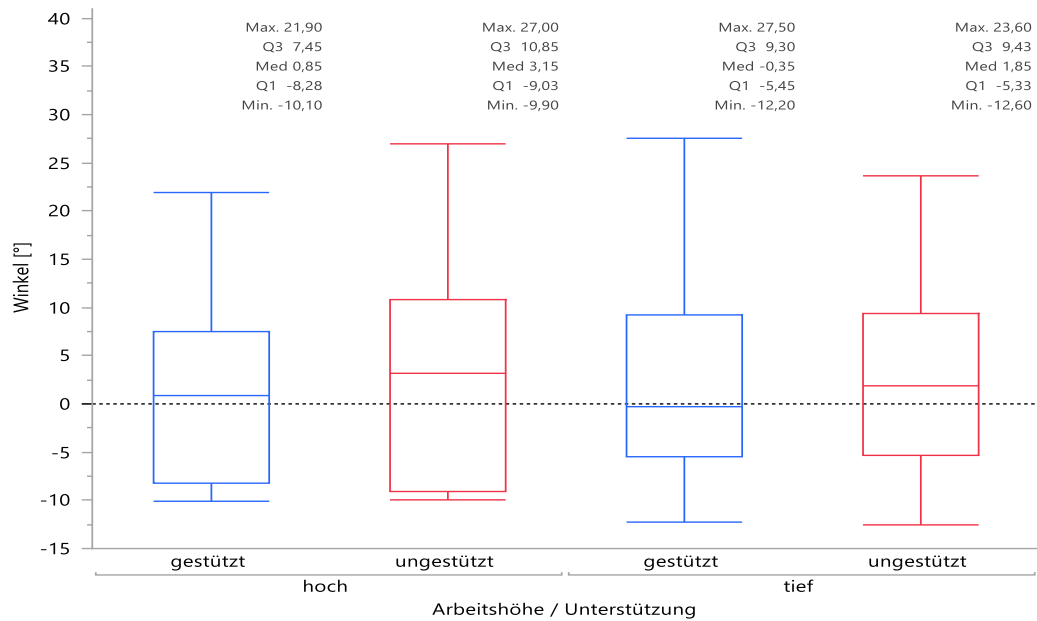


Abb. 34a: Anteversion (+)/Retroversion (-) in Grad Oberarm rechts, Halteaufgabe nach Ecken  
 $p(\text{Ecke 1}) = 0,0041$ ;  $p(\text{Ecke 2}) = 0,0108$ ;  $p(\text{Ecke 3}) = 0,2413$ ;  $p(\text{Ecke 4}) = 0,0033$

## Anhang

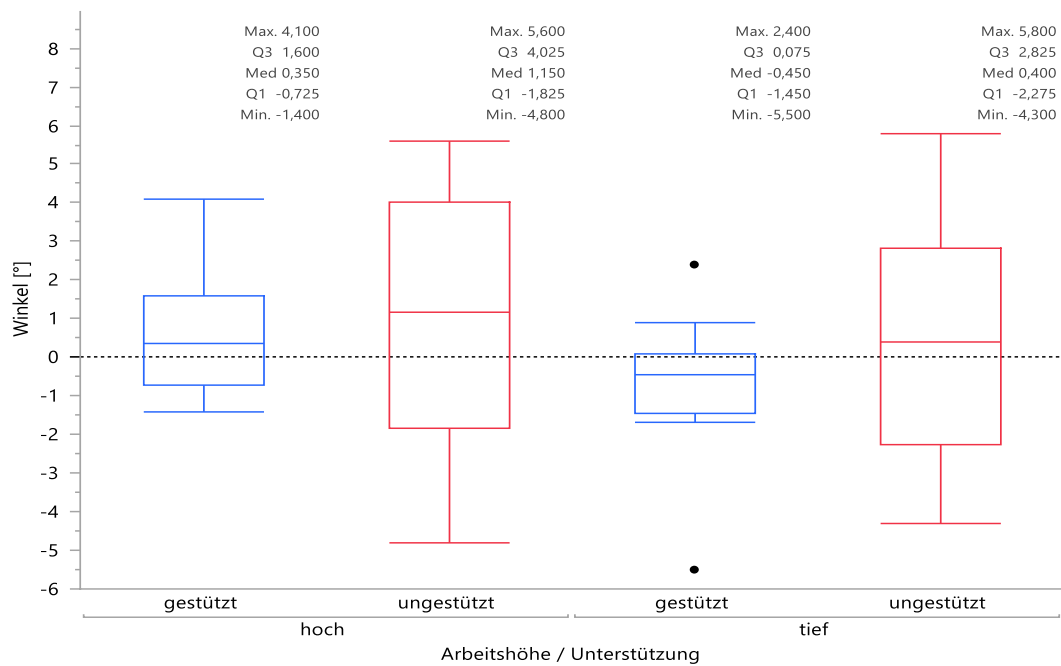


**Abb. 34b: Anteversion (+)/Retroversion (-) in Grad Oberarm rechts, Halteaufgabe nach Tischhöhe**  
 $p(\text{hoch}) = 0,0179$ ;  $p(\text{tief}) = 0,0036$

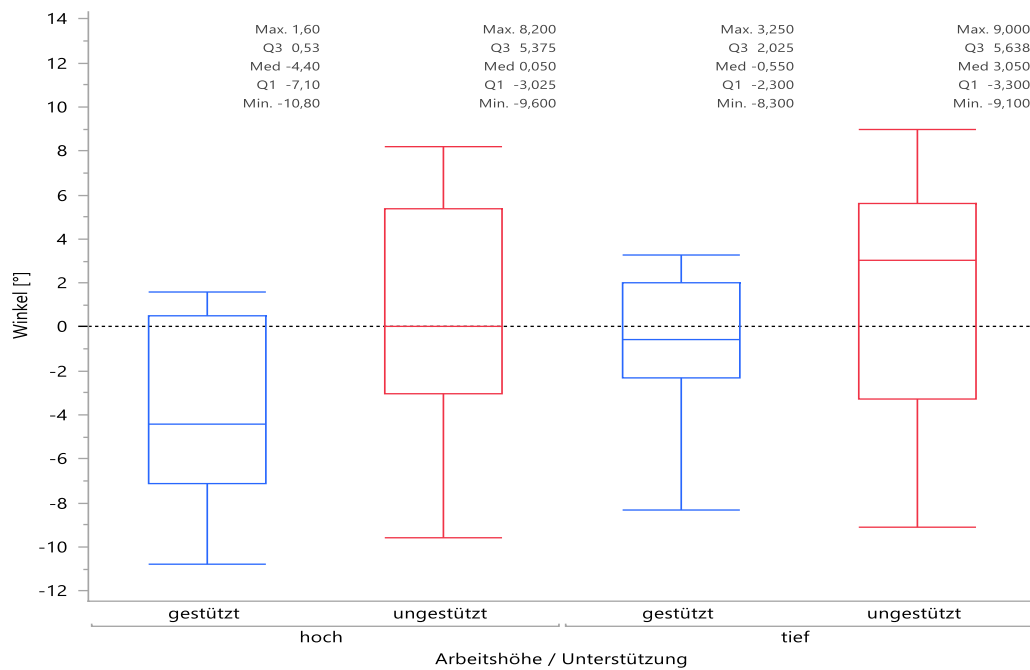


**Abb. 35: Flexion (+)/Extension (-) der LWS in Grad, Pinaufgabe beide Durchgänge**  
 $p(\text{hoch}) = 0,6620$ ;  $p(\text{tief}) = 0,7970$ ; LWS = Lendenwirbelsäule

## Anhang

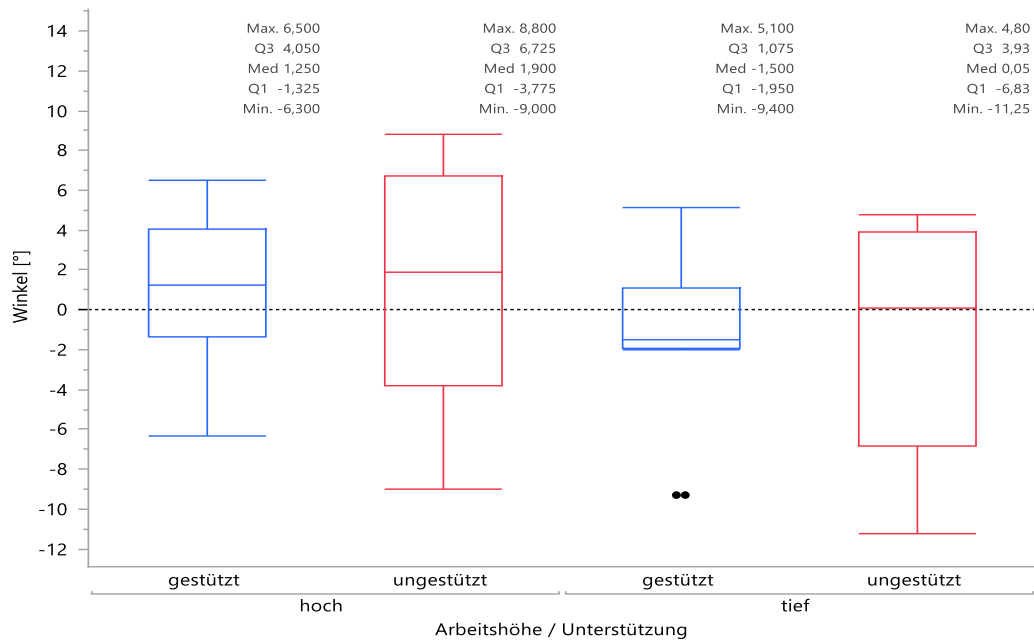


**Abb. 36: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der LWS in Grad, Pinaufgabe beide Durchgänge**  
 $p(\text{hoch}) = 0,7380$ ;  $p(\text{tief}) = 0,2798$ ; LWS = Lendenwirbelsäule

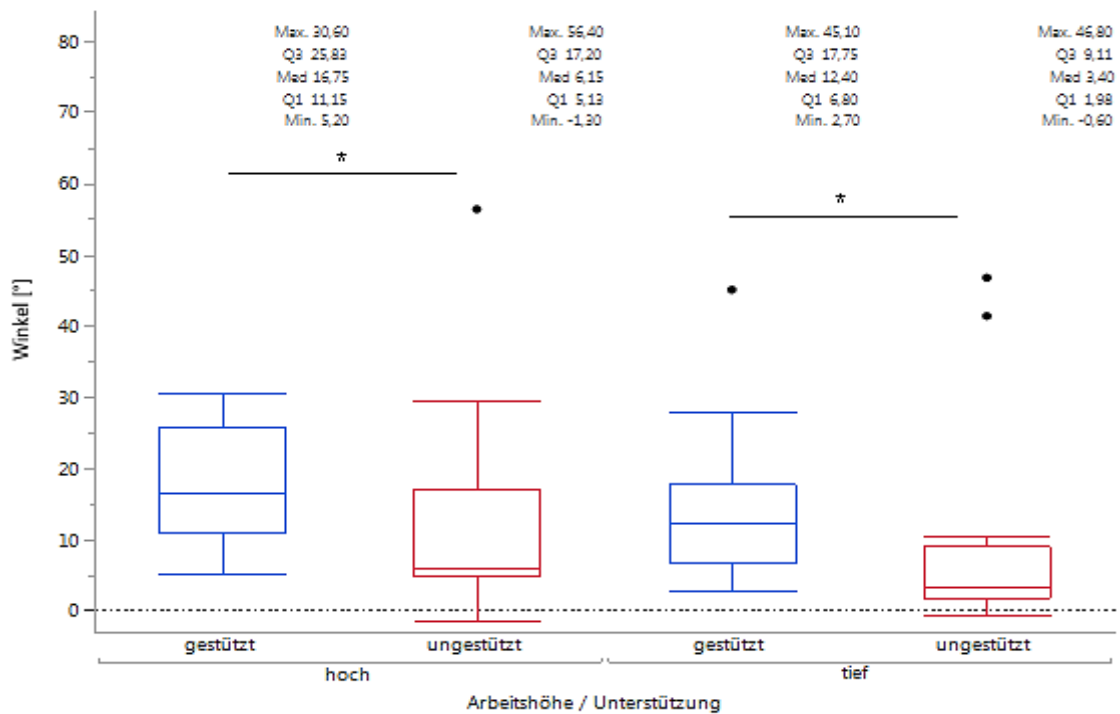


**Abb. 37: Flexion (+)/Extension (-) der BWS in Grad, Pinaufgabe beide Durchgänge**  
 $p(\text{hoch}) = 0,0605$ ;  $p(\text{tief}) = 0,1425$ ; BWS = Brustwirbelsäule

## Anhang



**Abb. 38: Lateralflexion nach links (+)/rechts (-) der BWS in Grad, Pinaufgabe beide Durchgänge**  
 $p(\text{hoch}) = 0,6996$ ;  $p(\text{tief}) = 0,4104$ ; BWS = Brustwirbelsäule



**Abb. 39: Abduktion in Grad [°] Oberarm rechts, Pinaufgabe beide Durchgänge**  
 $p(\text{hoch}) = 0,0307$ ;  $p(\text{tief}) = 0,0180$

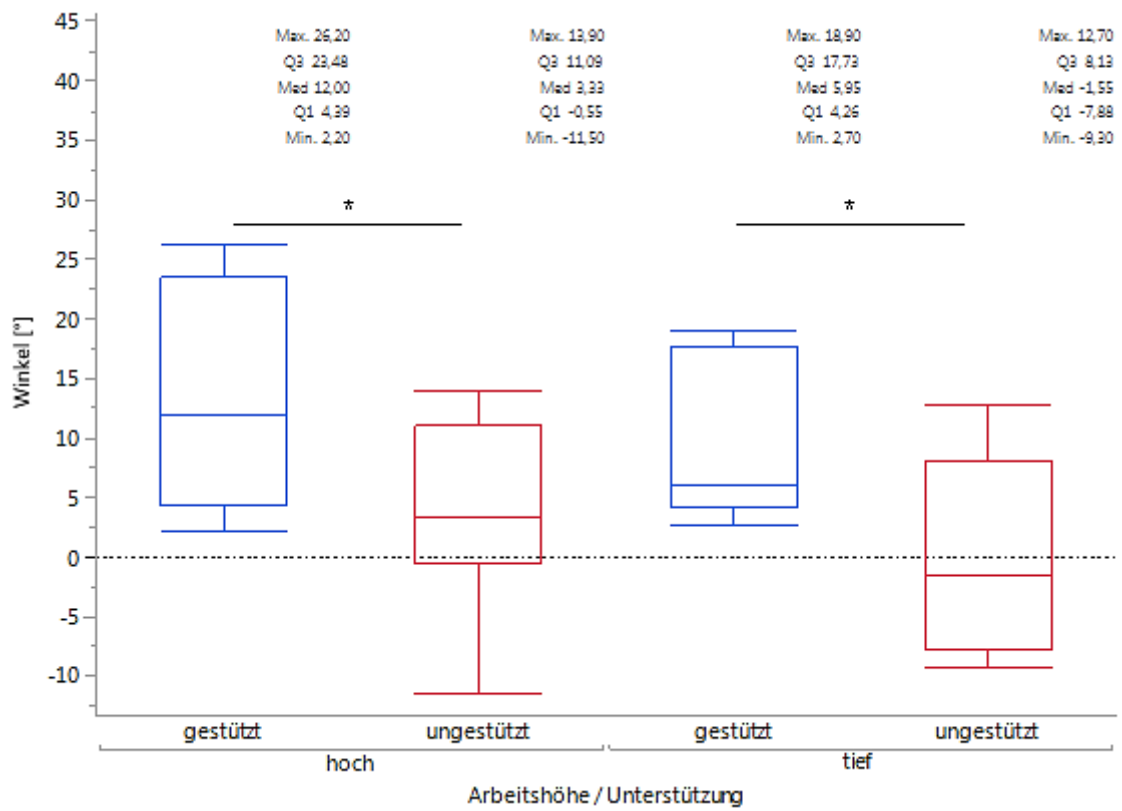


Abb. 40: Anteversion (+)/Retroversion (-) in Grad Oberarm rechts, Pinaufgabe beide Durchgänge  
 $p(\text{hoch}) = 0,027$ ;  $p(\text{tief}) = 0,0126$

## **Erklärung zum Eigenanteil der Dissertation**

Die Arbeit wurde im Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung unter der Betreuung von Herrn Privatdozent Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber (Leiter des Forschungsschwerpunkts arbeitsbedingte Belastungen - Arbeitsgestaltung) durchgeführt. Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Herrn PD Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber und Herrn Dipl.-Ing. Robert Seibt (Wissenschaftlicher Mitarbeiter im Forschungsschwerpunkt arbeitsbedingte Belastungen - Arbeitsgestaltung). Die Daten-Erhebung an den Probanden wurde größtenteils durch Frau Anja Kustermann im Rahmen ihrer Bachelorarbeit des Studienganges Medizintechnik 2015 durchgeführt. Die Datenanalyse und -aufbereitung sowie die statistische Auswertung erfolgte eigenständig nach initialer Anleitung durch meinen Betreuer PD Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber. Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben. Es wurden keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet.

Tübingen, den.....

[Unterschrift]

## Danksagung

Ich danke Frau Prof. Dr. Rieger für die Möglichkeit zu promovieren, für das anhaltend in mich gesetzte Vertrauen und das stets positive und aufbauende persönliche Gespräch! Ich bedanke mich bei Herrn PD Dr. Benni Steinhilber für die professionelle Unterstützung im Rahmen einer außerordentlichen Betreuung. Insbesondere waren es seine gute Erreichbarkeit, die Diskussionsfreude, die Geduld und die an einen guten Lotsen erinnernden Hinweise, die durch die Untiefen der Dissertation hindurch halfen. Nach seiner Habilitation wurde er 2021 vom Betreuer zum Doktorvater der vorliegenden Arbeit.

Des Weiteren danke ich Anja Kustermann und Anne-Katrin Stoffels für die Erhebung der Daten und Herrn Dipl.-Ing. Robert Seibt für seine professionelle, schnelle, unkomplizierte und mitreißende (!), manchmal auch kritische Hilfe. Ich danke ausdrücklich allen Probanden für ihre Mitarbeit.

Dem ganzen Team vom Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung im Besonderen und den Verantwortlichen meiner Alma mater im Allgemeinen fühle ich mich sehr verbunden.

Ich danke den Kollegen der TU Stuttgart, der Universität Stuttgart und den Herstellerfirmen Festo bzw. Trumpf Medizin Systeme für die Herstellung und Betreuung des Prototyps.

Abschließend möchte ich noch die Gelegenheit nutzen und den Ansporn und die Hilfe meiner Familie - insbesondere meiner lieben Frau, Dr. Eva Götter - gebührend würdigen.