

**Entwicklung und biomechanische Evaluation eines
körpergetragenen Unterstützungssystems (Exoskelett) für Arbeiten
in und über Kopfhöhe**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades des
Doktors der Sportwissenschaft (Dr. sportwiss)
der Universität Hamburg

Vorgelegt von Andreas Argubi-Wollesen

Universität Hamburg

Institut für Bewegungswissenschaft

Fakultät für Psychologie und Bewegungswissenschaft

Hamburg, Februar 2021



Erstgutachter: Prof. Dr. Klaus Mattes

Zweitgutachter: Prof. Dr. Robert Weidner

Datum der Disputation: 01.07.2021

Danksagung

Ich möchte zuallerst meiner ganzen Familie danken. Sie hat mich getragen wenn es schwierig wurde und mir immer geholfen den Fokus auf die wichtigen Dinge im Leben nicht zu verlieren.

Insbesondere möchte ich meiner Frau Bettina danken, meiner zentralen Stütze im Leben und meine liebste Sparringspartnerin in wissenschaftlichen Diskussionen. Sie ist meine große Inspiration, entgegen aller Widerstände und Wirrungen, unbeirrbar die gesetzten Ziele zu verfolgen.

Prof. Dr. Klaus Mattes möchte ich herzlich dafür danken, dass er mich in den zurückliegenden Jahren immer in seinem Team willkommen hieß, meine wissenschaftliche Arbeit auch außerhalb der Universität Hamburg stets unterstützt hat und mir die Ehre zuteil ließ, bei ihm zu promovieren.

Ein besonderer Dank gilt Prof. Dr. Robert Weidner, der mich in sein interdisziplinäres Forschungsteam smartASSIST aufnahm und großes Vertrauen in meine Expertise setzte. Die Arbeit im smartASSIST Team von Prof. Dr. Weidner eröffnete mir neue Perspektiven und für mich bis dato unerreichte Möglichkeiten der wissenschaftlichen Forschung.

Ich möchte auch allen Freunden und Arbeitskolleginnen und -kollegen danken, deren Hilfe und Rat sich in der gesamten Arbeit widerspiegelt. Danke euch!

Diese Arbeit ist meinen Eltern gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis	IX
Abkürzungsverzeichnis	X
Abstract (deutsch)	XI
Abstract (english)	XI
1 Einleitung	1
2 Theoretischer Hintergrund	3
2.1 Prävalenz und Inzidenz arbeitsbedingter muskuloskelettaler Erkrankungen in Deutschland	3
2.2 Muskuloskelettale Erkrankungen in der industriellen Produktion und dem Baugewerbe	6
2.3 Anatomie und Pathophysiologie der Schulter	8
2.3.1 Anatomie der Schulter	9
2.3.2 Kinematik der Schulter	11
2.3.3 Impingement Syndrom der Schulter	12
2.4 Muskuloskelettale Erkrankungen durch Arbeiten in und über Schulterhöhe	14
2.5 Exoskelette	26
2.5.1 Exoskelette für industrielle Anwendungen	28
2.5.2 Wirkungsanalysen zu industriellen Exoskeletten für die oberen Extremitäten	31
3 Exoskelett Lucy	40
3.1 Entwicklungsvorgaben und Entwicklungsvorgehen	40
3.2 Technischer Aufbau Exoskelett Lucy 2.0	44
4 Fragestellung und Hypothesen	49
5 Methoden	52
5.1 Stichprobe	52
5.2 Untersuchungsablauf	53
5.3 Experimentelles Vorgehen	53
5.4 Experimentelle Aufgaben	54
5.5 Messverfahren/-instrumente	61
5.5.1 3D-Kinemetrie	61
5.5.2 Elektromyografie	64
5.5.3 Posturografie	67
5.5.4 Handgriffkraft	68
5.5.5 Subjektives Belastungsempfinden	68

5.5.6	Qualitative Befragung.....	69
5.5.7	Anthropometrische Datenerfassung.....	69
5.6	Messaufbau	69
5.7	Datenverarbeitung	70
5.8	Statistik.....	75
5.9	Abschätzung der Messfehler und Fehlerkritik	80
6	Ergebnisse.....	83
6.1	Ergebnisse der kinematischen Analyse	83
6.1.1	Ableitung der Zyklusdauer aus der kinematischen Analyse.....	83
6.1.1.1	Mittlere Zyklusdauer in der Arbeitsaufgabe „Nieten“.....	83
6.1.1.2	Mittlere Zyklusdauer in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“.....	83
6.1.2.	Phaseneinteilung der Bewegungszyklen.....	84
6.1.2.1	Phaseneinteilung des Bewegungszyklus in der Arbeitsaufgabe „Nieten“.....	84
6.1.2.2	Phaseneinteilung des Bewegungszyklus in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“.....	85
6.1.3	Vergleich der maximalen Schultererelevation in der Arbeitsaufgabe „Nieten“.....	86
6.1.4	Vergleich der maximalen Schultererevaluation in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“.....	86
6.1.5	Vergleich der Gelenkwinkelverläufe in der Arbeitsaufgabe „Nieten“.....	87
6.1.5.1	Überprüfung auf Normalverteilung der Schultergelenkwinkel in der Arbeitsaufgabe „Nieten“.....	87
6.1.5.2	Schulterflexion in der Arbeitsaufgabe „Nieten“.....	88
6.1.5.3	Schulterabduktion in der Arbeitsaufgabe „Nieten“.....	90
6.1.5.4	Zusammenfassende Betrachtung der Schultergelenkwinkel in der Arbeitsaufgabe „Nieten“.....	92
6.1.6	Vergleich der Gelenkwinkelverläufe in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“.....	93
6.1.6.1	Überprüfung auf Normalverteilung der Schultergelenkwinkel in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“.....	93
6.1.6.2	Schulterflexion der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“.....	94
6.1.6.3	Schulterabduktion der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“.....	96
6.1.6.4	Zusammenfassende Betrachtung der Gelenkwinkel der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“.....	97
6.1.6.5	Schulterflexion der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ ...	99
6.1.6.6	Schulterabduktion der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“.....	100
6.1.6.7	Zusammenfassende Betrachtung der Gelenkwinkel der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“.....	101

6.2	Ergebnisse der elektromyografischen Analyse	103
6.2.1	Vergleich der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	103
6.2.1.1	Überprüfungen auf Normalverteilung der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	103
6.2.1.2	Muskuläre Aktivität des M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	104
6.2.1.3	Muskuläre Aktivität des M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	106
6.2.1.4	Muskuläre Aktivität des M. erector spinae in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	107
6.2.1.5	Zusammenfassende Betrachtung der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	108
6.2.2	Vergleich der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	109
6.2.2.1	Überprüfungen auf Normalverteilung der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	109
6.2.2.2	Muskuläre Aktivität des dominanten M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	110
6.2.2.3	Muskuläre Aktivität des dominanten M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	112
6.2.2.4	Muskuläre Aktivität des dominanten M. erector spinae in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	113
6.2.2.5	Zusammenfassende Betrachtung der muskulären Aktivität der dominanten Seite in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	114
6.2.2.6	Muskuläre Aktivität des nicht-dominanten M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	116
6.2.2.7	Muskuläre Aktivität des nicht-dominanten M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	118
6.2.2.8	Zusammenfassende Betrachtung der muskulären Aktivität der nicht-dominanten Seite in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	119
6.3	Ergebnisse der posturografischen Analyse	121
6.3.1	Vergleich des posturalen Schwankens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	121
6.3.2	Vergleich des posturalen Schwankens in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	122
6.3.3	Exemplarische Darstellung der 95%-Konfidenzellipsen	122
6.4	Ergebnisse der Erhebung des subjektiven Belastungsempfindens	124
6.4.1	Vergleich des subjektiven Belastungsempfindens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	124
6.4.2	Vergleich des subjektiven Belastungsempfindens in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“	125
6.5	Ergebnisse der qualitativen Befragung	126

7	Diskussion.....	130
7.1	Diskussion der Zyklusdauer & Zyklusanzahl	130
7.2	Diskussion der Ergebnisse der kinematischen Analyse	131
7.2.1	Diskussion der Ergebnisse zur Schultererelevation	132
7.2.2	Diskussion der Ergebnisse der Gelenkwinkel	133
7.3	Diskussion der Ergebnisse der elektromyografischen Analyse	138
7.3.1	Diskussion der muskulären Aktivität der Schultermuskulatur	139
7.3.2	Diskussion der muskulären Aktivität der Rückenmuskulatur	140
7.4	Diskussion der Ergebnisse der posturografischen Analyse.....	143
7.5	Diskussion der Ergebnisse zum subjektiven Belastungsempfinden	145
7.6	Diskussion der Ergebnisse der qualitativen Befragung	146
7.7	Technische Optimierungspotentiale am Exoskelett „Lucy“	151
7.8	Kritische Reflexion der Untersuchungsmethode	153
8	Fazit und Ausblick	156
	Literaturverzeichnis.....	158
	Lebenslauf	175
	Eidesstattliche Erklärung	177
	Veröffentlichungen des Autors	178
	Anhang	180
	Anhang I: Gegenüberstellung parametrische vs. nicht parametrische SPM-Statistiken.....	XVII
	Anhang II: Konfidenzellipsen der posturografischen Analyse	XXI

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Belastungs-Beanspruchungs-Modell (modifiziert nach Hoehne-Hückstädt et al. (2007))....	4
Abb. 2	Vergleich der Altersverteilung im Handwerk und in der Industrie (mod. nach Bruder et al., 2016)	7
Abb. 3	Schematische Darstellung des Impingement Syndroms (mod. nach Habermeyer, 2017)..	12
Abb. 4	Einflussgrößen und Wirkungszusammenhänge auf muskuloskelettale Beschwerden bei der Arbeit in und über Kopfhöhe (mod. und übersetzt nach Dickerson et al., 2015).....	15
Abb. 5	Berechnungen der möglichen Belastungsdauer bei unterschiedlichen Lastgewichten und Zykluslängen (mod. nach Sood et al., 2017)	19
Abb. 6	Einfluss der Wiederholungszahl pro Minute auf den Sauerstoffgehalt im Blut (mod. nach Ferguson et al, 2013).....	20
Abb. 7	Klassifizierung von exoskelettalen Unterstützungssystemen nach biomechanischer Äquivalenz und Steifigkeit der Strukturelemente (Otten et al., 2016, S. 498).....	28
Abb. 8	Dritte-Arm-Lösung: das Exoskelett "Jonny" (Weidner, Redlich & Wulfsberg, 2014, S. 565).....	29
Abb. 9	Exemplarische Darstellung zweier (passiver) industrieller Exoskelette (Levitare Airframe (links) und Paexo (rechts))	30
Abb. 10	Entwicklungsvorgehen zum Exoskelett Lucy (mod. nach Otten et al., 2016, S. 496).....	41
Abb. 11	Funktionsmuster für den Aufbau eines Exoskeletts.....	42
Abb. 12	Mechanisches Konzept der Drehmomentgenerierung des Exoskeletts Lucy (Otten, in Vorbereitung).....	42
Abb. 13	Funktionsmuster Lucy 1.0	43
Abb. 14	Vorder- und Rückansicht des Exoskeletts Lucy 2.0	44
Abb. 15	Schematischer Aufbau des Exoskeletts Lucy (Rück- und Seitansicht ohne Textilelemente) inkl. Bereich des berechneten Massenmittelpunkts (rot).....	45
Abb. 16	Grundcharakteristik des im Exoskelett Lucy abgebildeten Drehmoments.....	46
Abb. 17	Maximales isokinetisches Drehmoment in der Schulterflexion bei Männern & Frauen (Argubi-Wollesen et al., 2018).....	47
Abb. 18	Exoskelett Lucy 2.0 in einem Feldtest mit Langhalsschleifer im Rohbau (nachgestellt).....	48
Abb. 19	Studienablauf	53
Abb. 20	Akku-Schrauber Makita BHP453, Makita Corporation.....	55
Abb. 21	Darstellung des Gesamtzyklus der Arbeitsaufgabe "Nieten" inklusive der Phasendarstellung und der Startposition-, des oberen Totpunkts und Endposition; (Rechtshänder)	56
Abb. 22	Darstellung der Körperpositionen zu den hervorgehobenen Zeitpunkten in der Arbeitsaufgabe "Nieten" in frontaler (links) und seitlicher Ansicht (rechts); (Rechtshänder)	57
Abb. 23	Langhalsschleifer PLANEX LHS 225, TTS Tooltechnic Systems AG & Co.KG	57
Abb. 24	Darstellung des Gesamtzyklus der Arbeitsaufgabe "Schleifen" inklusive der Phasendarstellung und der Start-, Wende- und Umkehrpunkte; (Rechtshänder)	58

Abb. 25	Darstellung der Körperpositionen zu den hervorgehobenen Zeitpunkten in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" in der frontalen Ansicht; (Rechtshänder)	59
Abb. 26	Darstellung der Körperpositionen zu den hervorgehobenen Zeitpunkten in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" in der rückwärtigen Ansicht; (Rechtshänder)	59
Abb. 27	Darstellung der Körperpositionen zu den hervorgehobenen Zeitpunkten in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" in der seitlichen Ansicht; (Rechtshänder)	59
Abb. 28	Angepasste Drehmomentkurven um die aktuierte Achse des Exoskeletts Lucy für die Arbeitsaufgaben „Nieten“ und „Schleifen“	61
Abb. 29	MoTrack-Markermodell und statische Referenzposition (Neutral-Null-Stellung) dorsale, frontale und laterale Ansicht.....	63
Abb. 30	Darstellung der erfassten Gelenkwinkel für die Schulterflexion (exemplarisch in der Sagittalebene) sowie der Schulterabduktion (exemplarisch in der Frontalebene)	63
Abb. 31	Ambu® Blue-Elektroden mit Myon 320 Wireless -Emitter.....	66
Abb. 32	3D-gedruckte, anthropomorph gestaltete Abdeckkappen über den Ableitstellen des M. trapezius pars descendens.....	67
Abb. 33	Hand-Dynamometer SH5001, Saehan Corporation)	68
Abb. 34	Detektion von abweichenden Zyklen in Matlab (exemplarische Darstellung; Mittelwertskurve schwarz, abweichende Zyklen rot markiert)	72
Abb. 35	Zeitnormalisierung der EMG-Daten in Matlab (exemplarische Darstellung).....	73
Abb. 36	Exemplarische Darstellung der beiden Bewegungsphasen im Nietvorgang.....	84
Abb. 37	Exemplarische Darstellung der sechs Bewegungsphasen im Schleifvorgang	85
Abb. 38	Boxplot der mittleren maximalen Schultererelevation in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	86
Abb. 39	Boxplot der mittleren maximalen Schultererelevation in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ ...	87
Abb. 40	Tests auf Normalverteilung der Gelenkwinkel der dominanten Seite beim Arbeitsvorgang „Nieten“	88
Abb. 41	Gemittelter Schulterflexionswinkel in der Arbeitsaufgabe "Nieten" für Baseline (rot) und Lucy (blau).	89
Abb. 42	Zweiseitiger, gepaarter t-Test $S_nPM\{t\}$ für den Schulterflexionswinkel in der Arbeitsaufgabe "Nieten"	89
Abb. 43	Gemittelter Schulterabduktionswinkel in der Arbeitsaufgabe "Nieten" für Baseline (rot) und Lucy (blau).	90
Abb. 44	Zweiseitiger, gepaarter t-Test $SPM\{t\}$ für den Schulterabduktionswinkel in der Arbeitsaufgabe "Nieten"	91
Abb. 45	Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der Schultergelenkwinkel in der Arbeitsaufgabe "Nieten"	92
Abb. 46	Tests auf Normalverteilung der Gelenkwinkel der dominanten (links) und nicht-dominanten Seite (rechts) beim Arbeitsvorgang „Schleifen“	94
Abb. 47	Gemittelter Schulterflexionswinkel für die dominante Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau).	95
Abb. 48	Zweiseitiger, gepaarter t-Test $S_nPM\{t\}$ für den Schulterflexionswinkel der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	95

Abb. 49	Gemittelter Schulterabduktionswinkel für die dominante Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau).....	96
Abb. 50	Zweiseitiger, gepaarter t-Test SPM{t} für den Schulterabduktionswinkel der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	97
Abb. 51	Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der Gelenkwinkel der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	98
Abb. 52	Gemittelter Schulterflexionswinkel für die nicht-dominante Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau).....	99
Abb. 53	Zweiseitiger, gepaarter t-Test SPM{t} für den Schulterflexionswinkel der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	100
Abb. 54	Gemittelter Schulterabduktionswinkel für die nicht-dominante Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau).....	100
Abb. 55	Zweiseitiger, gepaarter t-Test SPM{t} für den Schulterabduktionswinkel der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	101
Abb. 56	Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der Gelenkwinkel der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	102
Abb. 57	Tests auf Normalverteilung der muskulären Aktivität [% MVC] für die Muskeln der dominanten Seite beim Arbeitsvorgang „Nieten“	104
Abb. 58	Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ für Baseline (rot) und Lucy (blau).....	105
Abb. 59	Zweiseitiger, gepaarter t-Test SnPM{t} der EMG-Aktivität des M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	105
Abb. 60	Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ für Baseline (rot) und Lucy (blau)	106
Abb. 61	Zweiseitiger, gepaarter t-Test SnPM{t} der EMG-Aktivität des M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	106
Abb. 62	Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. erector spinae der Arbeitsaufgabe „Nieten“ für Baseline (rot) und Lucy (blau)	107
Abb. 63	Zweiseitiger, gepaarter t-Test SnPM{t} der EMG-Aktivität des M. erector spinae in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	107
Abb. 64	Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe "Nieten"	108
Abb. 65	Tests auf Normalverteilung der muskulären Aktivität [% MVC] für die Muskeln der dominanten (links) und nicht-dominanten Seite (rechts) beim Arbeitsvorgang „Schleifen“	110
Abb. 66	Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. deltoideus anterior der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau)	111
Abb. 67	Zweiseitiger, gepaarter t-Test SnPM{t} der EMG-Aktivität des M. deltoideus anterior der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	111
Abb. 68	Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. trapezius pars descendens der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau)	112
Abb. 69	Zweiseitiger, gepaarter t-Test SnPM{t} der EMG-Aktivität des M. trapezius pars descendens der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	112

Abb. 70	Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. erector spinae der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau)	113
Abb. 71	Zweiseitiger, gepaarter t-Test $S_{nPM\{t\}}$ der EMG-Aktivität des dominanten M. erector spinae in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	114
Abb. 72	Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der muskulären Aktivität der dominanten Seite in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	115
Abb. 73	Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. deltoideus anterior der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau)	116
Abb. 74	Zweiseitiger, gepaarter t-Test $S_{nPM\{t\}}$ der EMG-Aktivität des M. deltoideus anterior der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	117
Abb. 75	Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. trapezius pars descendens der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau)	118
Abb. 76	Zweiseitiger, gepaarter t-Test $S_{nPM\{t\}}$ der EMG-Aktivität des M. trapezius pars descendens der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	119
Abb. 77	Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der muskulären Aktivität der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	120
Abb. 78	Boxplots der 95-%-Konfidenzflächen des COP für die Bedingungen Baseline und Lucy in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ (rote Kreuze stellen Ausreißer dar)	121
Abb. 79	Boxplots der 95-%-Konfidenzflächen des COP für die Bedingungen Baseline und Lucy in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ (rote Kreuze stellen Ausreißer dar)	122
Abb. 80	Beispielhafter Schwankungsweg (orange) und berechnete 95-%-Konfidenzellipse (blau) eines Probanden in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ für die Bedingungen ohne (Baseline) und mit (Lucy) Exoskelett	123
Abb. 81	Beispielhafter Schwankungsweg (orange) und berechnete 95-%-Konfidenzellipse (blau) desselben Probanden in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ für die Bedingungen ohne (Baseline) und mit (Lucy) Exoskelett.	123
Abb. 82	Boxplot des subjektiven Belastungsempfinden für die Bedingungen Baseline und Lucy in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	124
Abb. 83	Boxplot des subjektiven Belastungsempfinden für die Bedingungen Baseline und Lucy in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ (rote Kreuze stellen Ausreißer dar)	125

Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Arbeitsunfähigkeitstage und volkswirtschaftliche Folgen durch Muskel-Skelett-Erkrankungen in Deutschland nach Wirtschaftszweig (mod. Nach Bauer et al., 2016).....	5
Tab. 2	Anthropometrische Daten der Personenstichprobe.....	52
Tab. 3	Unterteilung der erhobenen und berechneten Messvariablen in diskrete und kontinuierliche Variablen	76
Tab. 4	Übersicht aller Messvariablen sowie Angaben der Messgenauigkeit.....	81
Tab. 5	Zeitliche Dauer der Zyklen in der Arbeitsaufgabe „Nieten“	83
Tab. 6	Zeitliche Dauer der Zyklen in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"	84
Tab. 7	Qualitative Aussagen zur Entlastung durch das Exoskelett.....	127
Tab. 8	Qualitative Aussagen zum Tragekomfort des Exoskeletts	127
Tab. 9	Qualitative Aussagen zur Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Feinmotorik).....	128
Tab. 10	Qualitative Aussagen zur Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Grobmotorik).....	128
Tab. 11	Qualitative Aussagen zur Belastung durch das Exoskelett.....	129
Tab. 12	Qualitative Aussagen zu Verbesserungsvorschlägen	129

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
AU	Arbeitsunfähigkeit
BAuA	Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin
BMBF	Bundesministerium für Bildung und Forschung
CIM	Computer Integrated Manufacturing
COP	Center of Pressure
DGUV	Deutsche Gesellschaft für Unfallverhütung e.V.
DIN	Deutsches Institut für Normung e.V.
EMG	Elektromyografie
$F_{x,y,z}$	Kraft in (x,y,z)-Richtung
GH-Gelenk	Glenohumeralgelenk
lb	amerikanische Pfund
kg	Kilogramm
K_H	Körperhöhe
K_M	Körpermasse
KMU	Kleine und Mittelständische Unternehmen
Lig.	Ligamentum
NIRS	near infrared spektroskopie
mm	Millimeter
$M_{x,y,z}$	Moment in (x,y,z)- Richtung
MP	Markerposition
MSE	Muskuloskelettale Erkrankung
rmANCOVA	Kovarianzanalyse mit Messwiederholung (repeated measures Analysis of Covariance)
SPM	Statistical Parametric Mapping
SnPM	Statistical Non-Parametric Mapping
Tab.	Tabelle

Abstract (deutsch)

Einleitung

In der industriellen Produktion sowie dem Baugewerbe sind manuelle Lastenhandhabungen und Montagetätigkeiten trotz steigender Automatisierungen weiterhin Bestandteil des Arbeitslebens (Parent-Thirion et al., 2017). Arbeitsplätze mit einem hohen Anteil an Tätigkeiten in und über Kopfhöhe mit hohen Lastgewichten und hohen Wiederholungszahlen beinhalten ein erhöhtes Risiko für die Entwicklung von Schulterbeschwerden wie einem Impingement-Syndrom oder Tendinopathien (Kennedy et al., 2010; Linaker & Walker-Bone, 2015). Die Reduktion muskuloskelettaler Belastungen ist mit industriellen Exoskeletten möglich. Die Verbindung einer rigiden äußeren Struktur mit einer im Exoskelett verbauten Aktuatorik leitet z.B. Kräfte von schwächeren auf stärkere Körperregionen um (Rukina, Kuznetsov, Borzikov, Komkova & Belova, 2016). Untersuchungen an industriellen Exoskeletten – marktverfügbar oder noch in Entwicklung – für Tätigkeiten in und über Kopfhöhe zeigen auf, dass über ihren Einsatz von einer generellen Entlastung der Schultermuskulatur auszugehen ist (Theurel & Desbrosses, 2019). Bislang sind jedoch nur eingeschränkte Kenntnisse über die biomechanischen Auswirkungen in der Verwendung solcher Exoskelette verfügbar. Es fehlen Daten sowohl über das Ausmaß der durch Exoskelette erbrachten Entlastung bei spezifischen Gelenkpositionen in speziellen Arbeitsabläufen als auch zu hervorgerufenen Beeinflussungen der Kinematik in komplexen Bewegungsabläufen der Arbeitstätigkeit.

Im Rahmen des vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Programms „Interdisziplinärer Kompetenzaufbau im Schwerpunkt Mensch-Maschine-Interaktion vor dem Hintergrund des demographischen Wandels“, entwickelte das interdisziplinäre Forschungsprojekt „smartASSIST – Smart, Adjustable, Soft and Intelligent Support Technologies“ an der Helmut-Schmidt-Universität Hamburg das Exoskelett „Lucy“ für industrielle Anwendungen.

Die biomechanischen Analysen dieser Dissertation dienen der nutzerzentrierten Evaluation des Exoskeletts „Lucy“, um Kenntnisse über seine Wirkungsweise zu erhalten und Verbesserungspotenziale zu identifizieren. Das Zentrum der Analyse bildeten (1) mögliche Einflüsse des Exoskeletts auf Bewegungsabläufe, (2) gelenkspezifische Verortung muskulärer Entlastungen der Schultermuskulatur sowie (3) Beeinflussungen der posturalen Stabilität. Ergänzende Untersuchungen zum Tragekomfort und dem subjektiven Entlastungsempfinden führten zur Abschätzung der Nutzerakzeptanz und Praxistauglichkeit.

Methode

Die Laborstudie verglich zwei aus der Industrie- und Bauhandwerk abgeleitete Arbeitstätigkeiten mit und ohne Exoskelett (einhändiges Nieten über Kopfhöhe und beidhändiges Schleifen mit einem Langhalschleifer) mittels einer optischen, dreidimensionalen kinematischen Analyse (Vicon) der Schultergelenkwinkel (Schulterelevation, -flexion und -abduktion) sowie einer elektromyografischen Analyse der muskulären Aktivität einzelner Muskelpartien (M. deltoideus anterior, M. trapezius pars descendens und M. erector spinae). Ein Handgriffkrafttest, ein Fragebogen zum subjektiven Belastungsempfinden (BORG-Skala) und ein qualitatives Interview zum Tragekomfort ergänzten die biomechanische Analyse.

Insgesamt N=29 männliche Probanden (Alter: 27,3 Jahre \pm 6,6 Jahre, Masse: 82,1 kg \pm 12,8 kg) ohne Schulter- oder Rückenbeschwerden absolvierten die Arbeitsaufgaben. Ein statistical parametric mapping (SPM) Verfahren verglich die kinematischen Daten sowie die muskuläre Aktivität zwischen

unterstützter und nicht-unterstützter Bedingung über den zeitlichen Verlauf der durchlaufenen Arbeitszyklen. Die Analyse des posturalen Schwankens erfolgte mittels einer 95%-Konfidenzellipse des Center of pressure (COP) auf einer Kraftmessplatte über die gesamte Länge der jeweiligen Arbeitsaufgabe. Eine Kovarianzanalyse (Alter, Körperhöhe, Körpermasse und Handgriffkraft als Kovariate) prüfte Unterschiede in der Schultererelevation, des posturalen Schwankens sowie des subjektiven Belastungsempfindens zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett. Eine qualitative Inhaltsanalyse der Interviews ermittelte probandenübergreifend positive und negative Aspekte des Tragekomforts des Exoskeletts.

Ergebnisse

Während die Kovarianzanalyse für beide Arbeitsaufgaben keine signifikante Elevation der Schulter nachwies, zeigte die SPM-Statistik für die Arbeitsaufgabe „Nieten“ eine Phase der signifikanten Erhöhung der Schulterflexion in der Aufwärtsbewegung ab ca. 50° (22 – 66 %). In dieser Phase stieg die Abduktion ebenfalls signifikant (23 – 34 %). Die SPM-Statistik des beidhändigen Schleifvorgangs ergab signifikante Veränderungen der Gelenkwinkel, sowohl für die durch die Aktuatorik unterstützte dominante Schulter als auch für die nicht aktuierte Seite. Die Abduktion der nicht aktuierten Schulter erhöhte sich durch das Exoskelett über den gesamten Bewegungsablauf signifikant (0 -31 %; 33 – 100 %), während sich die Flexion für diese Schulter in einzelnen Phasen reduzierte (28 -34 %; 58 – 76 %). Auf der aktuierten Seite stieg hingegen die Schulterflexion signifikant über weite Bereiche des Schleifvorgangs (15 - 84 %). Bezogen auf die Abduktion wechselten sich Phasen signifikanter Reduktion (0 – 20 %; 79 – 100 %) mit einer Phase signifikanter Erhöhung (39 – 61 %) ab.

Die muskuläre Aktivität des M. deltoideus anterior reduzierte sich über weite Strecken des Nietvorgangs (19 – 77 %). Die Aktivität des M. erector spinae erhöhte sich beim Nietvorgang zwischen 65 % und 79 % des Zyklus. Im Schleifvorgang reduzierte sich die Aktivität des M. deltoideus anterior der dominanten Schulter in vier Bewegungsphasen (33 – 39 %; 69- 73 %; 77 – 80 %; 81 – 84 %). In der gleichen Arbeitsaufgabe stieg die Aktivität des M. erector spinae signifikant in zwei Bewegungsabschnitten zwischen 26 – 27 % sowie 44 – 62 %.

Unterschiede des posturalen Schwankens sowie des subjektiven Belastungsempfindens ließen sich zwischen unterstützter und nicht-unterstützter Aufgabenbedingung nicht feststellen.

Die qualitative Inhaltsanalyse der Interviews ermittelte sechs relevante Bewertungscluster: (1) Entlastung durch das Exoskelett, (2) Tragekomfort des Exoskeletts, (3) Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Feinmotorik), (4) Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Grobmotorik), (5) Belastung durch das Exoskelett sowie (6) Verbesserungsvorschläge. Die meisten Nennungen der Testpersonen bezogen sich auf die deutlich empfundene Entlastung durch das Exoskelett in der Arbeitsaufgabe „Nieten“. Die Analyse offenbarte darüber hinaus mehrere Kritikpunkte am Tragekomfort. So empfanden viele Probanden die textilen Schnittstellen zwischen Exoskelett und Träger als unangenehm. Insgesamt bewerteten die Testpersonen zudem die Bewegungsfreiheit in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ als ungenügend.

Diskussion

Die Analyseergebnisse zeigen für beide Arbeitstätigkeiten mit dem Exoskelett „Lucy“ signifikante Reduktionen der muskulären Beanspruchung in der Schultermuskulatur. Vor allem in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ ergab sich diese Belastungsreduktion über weite Strecken der Arbeitshandlung. Gleichzeitig blieb die posturale Stabilität in beiden Arbeitsaufgaben vom Exoskelett

unbeeinflusst, wenngleich eine geringe Erhöhung der Aktivität der unteren Rückenmuskulatur zu verzeichnen war. Obwohl die Analyse keine signifikante Reduktion des subjektiven Belastungsempfindens mit Exoskelett hat aufzeigen können, belegen zahlreiche Aussagen aus den qualitativen Interviews, dass insbesondere in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ teils deutliche Entlastungen durch das Exoskelett spürbar wurden. Die kinematische Analyse belegt demgegenüber die unzureichende Bewegungsfreiheit mit Exoskelett in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. In der vorliegenden Entwicklungsstufe des Exoskeletts ist daher von einer Verwendung für beidhändige Schleifaufgaben (und vergleichbare Arbeitstätigkeiten) abzuraten. Diese Einschätzung wird durch das Ergebnis der Probandenbefragung gestützt. In der Gesamtbetrachtung ist hingegen festzuhalten, dass eine Verringerung muskuloskelettaler Schulterbeschwerden durch die Verwendung des Exoskeletts „Lucy“ für Nietprozesse in und über Kopfhöhe (und vergleichbare Tätigkeiten) vermutet werden kann. Dieser direkte Zusammenhang muss in weiteren (Longitudinal-) Studien abschließend belegt werden. Die Ergebnisse der Studie untermauern das Potential exoskelettaler Systeme zur Reduktion von muskuloskelettalen Beschwerden. Gleichzeitig unterstreichen sie, dass vor einer Implementierung in die Praxis eine Überprüfung und Evaluation der Systeme an konkreten Arbeitskontexten und -bedingungen vorgenommen werden muss. Der Systemaufbau und der Reifegrad der Exoskelette definieren das jeweils mögliche Einsatzgebiet in der Praxis.

Abstract (english)

Introduction

In the construction industry and at industrial workplaces, manual labour, including manual load carrying, is still very common, despite the increased level of automatization (Parent-Thirion et al., 2017). Labour requiring a large number of activities at and above shoulder level, especially when involving lots of repetition or heavy load, increases the risk for shoulder issues like tendinopathies or impingement-syndrome (Kennedy et al., 2010; Linaker & Walker-Bone, 2015). Occupational exoskeletons might help in reducing physical workload. Their rigid structure, in combination with actuators, transfers forces from weaker to stronger body parts (Rukina, Kuznetsov, Borzikov, Komkova & Belova, 2016). Research on industrial exoskeletons for the upper limbs do show that their use can lead to a load reduction of the shoulder area (Theurel & Desbrosses, 2019). Nevertheless, the biomechanical effects on the users are still largely unknown. Up to this date, there is a lack of data on the amount of relief caused by exoskeletons at specific joint angles when performing manual tasks or their overall influence on the kinematics of these tasks.

The interdisciplinary research group „ martASSIST – Smart, Adjustable, Soft and Intelligent Support Technologies“, based at Helmut-Schmidt-University Hamburg, has developed an industrial exoskeleton named „Lucy“. The research group’s development work is a part of a research program, „Build-up of an Interdisciplinary Expertise regarding Human-Machine interaction in face of demographic change“, funded by the Federal Ministry of Education and Research (BMBF).

The biomechanical analysis of this dissertation will add valuable data for the evaluation of the exoskeleton „Lucy“, in order to gain insights into its effects on the user, and in order to identify potential areas of improvement. The focus of this analysis is threefold: (1) the exoskeleton’s potential impacts on motion trajectories, (2) identification and localization of reduction in muscular activity at the shoulder and (3) implications of the exoskeleton’s impact on postural stability. Additionally, in order to generate insights into the exoskeleton’s user acceptance and its fitness for purpose, test subjects have been interviewed about their comfort level wearing the exoskeleton as well as their personal assessment of how much the exoskeleton aided them while performing the test tasks.

Methods

This laboratory study compared two model tasks based on real-life scenarios typically occurring in construction and manufacturing (one-handed riveting above head level and two-handed grinding), performed both with and without wearing the exoskeleton. Both scenarios were evaluated using optical, three dimensional kinematic analysis (Vicon) of the shoulder joint angles (flexion and abduction), as well as shoulder elevation. Additionally, an electromyographic analysis of the activity of three muscle groups was conducted (M. deltoideus anterior, M. trapezius pars descendens and M. erector spinae). A grip force test, a Borg-Scale questionnaire of the perceived exertion and a qualitative interview assessing comfort levels while wearing the exoskeleton complemented the biomechanical analysis.

Twenty-nine male test subjects (N=29, age:27.3 years \pm 6.6 years, body mass: 82.1 kg \pm 12.8 kg) without reported shoulder or back pain went through both scenarios, performing the model tasks with and without the exoskeleton. Kinematic and electromyographical data of both scenarios were compared by a statistical parametric mapping (SPM). Postural sway throughout the length of each trial, measured on a force plate, was analysed as a parameter of postural stability. The area representing the 95%-

ellipse of confidence of the movement of the center of pressure (COP) was used as a parameter of postural sway. Differences in shoulder elevation, postural sway and perceived exertion with and without exoskeleton were compared using an analysis of co-variances (age, body height, body mass and grip force as co-variants). Aspects of individual comfort and discomfort were extracted from interviews by qualitative data analysis (QDA).

Results

Analysis of co-variances showed no significant difference in shoulder elevation between conditions. The statistical parametric mapping revealed an increase in shoulder flexion (22 – 66 %) and abduction (23 – 34 %) with the exoskeleton during riveting. Bimanual grinding showed significant differences in shoulder angles for both shoulders between conditions even though one shoulder did not receive support through the exoskeleton's actuators. Abduction of the non-supported shoulder was increased throughout the movement (0 – 31 %; 33 – 100 %) whereas shoulder flexion decreased in some sections (28 – 34 %; 58 – 76 %). Shoulder flexion of the supported shoulder increased significantly for most of the cycle (15 - 84 %). On the same side, abduction angles increased significantly for one section (39 – 61 %) and decreased in two other sections (0 – 20 % and 79 – 100 %).

During one-handed riveting, muscular activity of the M. deltoideus anterior was reduced significantly by the exoskeleton through most of the cycle (19 – 77 %). Activity of the M. erector spinae increased during riveting with the exoskeleton between 65 % and 79 % of the cycle. During bimanual grinding, muscular activity of the M. deltoideus anterior was reduced by the exoskeleton in four sections of the cycle (33 – 39 %; 69- 73 %; 77 – 80 %; 81 – 84 %). For the same task, activity of the M. erector spinae increased between 26 to 27 % and 44 to 62 %.

No significant difference occurred between conditions for postural sway and perceived exertion.

Qualitative data analysis of the interviews revealed six clusters of user assessment of the exoskeleton: (1) physical relief given by the exoskeleton, (2) personal comfort wearing the exoskeleton, (3) influence of the exoskeleton on kinematics (fine motor skills), (4) influence of the exoskeleton on kinematics (gross motor skills), (5) increased load due to the exoskeleton and (6) suggestions for improvement. Most test subjects mentioned the relief felt when using the exoskeleton, especially when performing the riveting task. Qualitative data analysis also showed some negative aspects of wearing the exoskeleton. Mostly the textile human-machine interfaces attracted most criticism. Additionally, test subjects reported insufficient range of motion whilst wearing the exoskeleton performing the bimanual grinding task.

Discussion

Results showed significant reduction in shoulder muscular activity for both tasks while using the exoskeleton. This reduction of muscular activity occurred especially prominently in the riveting task. Postural stability was not compromised by the exoskeleton, although higher muscular activity of the muscles of the lower back were detected. The perceived exertion did not show any significant difference between conditions. Nevertheless, the qualitative interviews revealed that especially during riveting, a substantial relief in physical load has occurred due to the exoskeleton. The kinematic analysis confirmed the insufficient range of motion for the bimanual grinding task while wearing the exoskeleton. Therefore, at this stage of development, the use of the exoskeleton in this and other comparable, bimanual tasks is counter-productive. On the other hand, the analysis of the riveting process with the exoskeleton supports its use in similar work scenarios (work at head level and above).

Musculoskeletal shoulder issues could be positively affected by the exoskeleton in these work scenarios. The causality of reduction of muscular activity by use of exoskeletons and a decrease of musculoskeletal issues has to be further reviewed in longitudinal studies. Nevertheless, the results of this study support the assumption that exoskeletons have the potential to significantly reduce the development of musculoskeletal disorders at the workplace. At the same time, this study corroborates the need for thorough exoskeleton evaluation as a basic prerequisite for their implementation at the workplace. Their practical fields of application are defined by their design, structure and level of maturity.

1 Einleitung

Manuelle Lastenhandhabungen in und über Kopfhöhe sind in der industriellen Produktion und dem Baugewerbe weit verbreitet (Rhode, 2015). Trotz steigender Bestrebungen zur Automatisierung manueller Montagetätigkeiten, bleiben diese Formen von Arbeitshandlungen mittelfristig Bestandteil des Arbeitslebens (Parent-Thirion et al., 2017). Aus der Perspektive einer gesundheitsverträglichen Arbeitsgestaltung sind Arbeiten über Kopfhöhe jedoch als problematisch anzusehen, da sie häufig körperlich hoch belastend sind (Hamberg-van Reenen et al., 2006) und langfristig zu schmerzhaften, muskuloskelettalen Beschwerden wie Impingement-Syndromen oder Tendinopathien führen können (Kennedy et al., 2010).

Hieraus ergeben sich Anforderungen an gesellschaftliche und betriebliche Maßnahmen zur Reduktion dieser muskuloskelettalen Beschwerden, die über eine Automatisierung industrieller Abläufe hinausgehen. Ergänzend zu verhaltenspräventiven Maßnahmen, die eine Reduktion arbeitsbedingter Beschwerden und Folgeerkrankungen versprechen (Wollesen, Menzel, Lex & Mattes, 2016), nimmt die Verhältnisprävention im Sinne einer ergonomischen Arbeitsplatzoptimierung einen großen Stellenwert ein. Neben Maßnahmen, die mittels der Umgestaltung von Arbeitsplätzen eine Reduktion der Belastungsgrößen erzielen sollen (beispielsweise über die Verringerung der Arbeitshöhe oder der Reduktion von Lastgewichten), werden insbesondere manuelle Hilfsmittel wie Hebehilfen oder Balancer zur Lastenreduktion eingesetzt (Hermans, Hautekiet, Spaepen, Cobbaut & Clerq, 1999). Der Einsatz solcher Hilfsmittel ist in vielen Arbeitskontexten jedoch vom Aufbau der Montagelinien oder anderer ergonomisch-räumlicher Faktoren abhängig (Latos et al., 2018). Im Zuge des technischen Fortschritts der letzten Jahre impliziert jedoch die Nutzung von Exoskeletten einen innovativen Ansatz zur Reduktion körperlicher Belastungen für Arbeitnehmer*innen in diesen Arbeitskontexten, zumal in den Bereichen, in denen eine kurz- und mittelfristige Verbesserung der ergonomischen Randbedingungen ökonomisch wie organisatorisch nicht möglich ist (Butler, 2016). Der Einsatzzweck dieser exoskelettalen Systeme liegt zumeist in einer gezielten Reduktion der äußeren Belastung der Arbeitnehmer*innen über die Bereitstellung zusätzlicher Drehmomente für einzelne Gelenkstrukturen (Schulter, Ellenbogen, Knie etc.) (Cenciarini & Dollar, 2011).

Ob sich aus solchen potentiellen Belastungsreduktionen auch eine Verringerung der individuellen physiologischen Beanspruchung ergibt, ist im industriellen Setting in weiten Teilen jedoch noch nicht belegt (Hensel & Keil, 2018). So entspringt der Großteil dieser Systeme aus bestehenden Forschungszusammenhängen und nur die wenigsten Systeme weisen aktuell Serienreife auf (Looze, Bosch, Krause, Stadler & O'Sullivan, 2016). Darüber hinaus nehmen bislang die wenigsten Untersuchungen mögliche Einflussnahmen dieser Exoskelette auf Nebentätigkeiten, die nicht direkt der Arbeitsaufgabe zuzurechnen sind (bspw. in die Tasche greifen, Werkzeuge ablegen etc.) oder die posturale Stabilität (Erhalt des Gleichgewichts) im Arbeitsprozess in den Fokus (Gorgey, 2018). In dieser Hinsicht hat die Entwicklung und Analyse exoskelettaler Systeme für den Bereich des Arbeitslebens gegenüber dem Entwicklungsstand von kommerziell erhältlichen Exoskeletten für den Rehabilitationssektor, die ihren Nutzen für die Patienten bereits unter Beweis stellen konnten, noch Aufholbedarf (Niyetkaliyev, Hussain, Ghayesh & Alici, 2017).

Die an der Helmut-Schmidt-Universität Hamburg tätige und vom BMBF geförderte Nachwuchsforschergruppe smartASSIST forscht seit 2014 an der Entwicklung körpergetragener Exoskelette (u. a. exoskelettale Systeme) für manuelle Arbeitstätigkeiten wie Heben und Tragen bzw.

Bohr- oder Nietvorgänge. Hierbei wurden zwei Arbeitsfelder besonders fokussiert, die in ihrer jeweiligen Unterschiedlichkeit für die Nachwuchsforschergruppe smartASSIST eine Form von Grenzbereich bildeten, innerhalb dessen manuelle Arbeitstätigkeiten in ihren vielfältigen Kontexten analysiert wurden: die industrielle Produktion und der Pflegesektor. In beiden Bereichen wurden in Zusammenarbeit mit Vertreter*innen und Stakeholdern aus kooperierenden Betrieben zahlreiche Konzepte zur physischen Belastungsreduktion entwickelt (Karafillidis & Weidner, 2018). Die Konzepte wurden anschließend in Designkonzepte und Funktionsmuster im eigenen Entwicklungslabor überführt und iterativ weiterentwickelt. Das Funktionsmuster mit der fortgeschrittensten Serienreife ist das körpergetragene Exoskelett Lucy. Das Anwendungsziel von Lucy ist die Reduktion muskuloskelettaler Belastungen bei manuellen Arbeitstätigkeiten in Kopf- und über Kopfhöhe. Die körpergetragene Struktur des Exoskeletts soll hierzu mittels einer regelbaren Aktuatorik die erforderlichen Unterstützungsdrehmomente für die Schultermuskulatur des Anwenders liefern. Im Rahmen seiner Entwicklung durchlief das Exoskelett Lucy eine Reihe von Feldtests und diente als Forschungsobjekt für mehrere Laboruntersuchungen (Otten, Weidner & Argubi-Wollesen, 2018). Ungeklärt ist jedoch bislang, welche Auswirkungen die Verwendung des Exoskeletts auf den Bewegungsablauf des Nutzers hat und wie sich potentielle neuromuskuläre Entlastungen bei Arbeitstätigkeiten in einem Populations-Querschnitt darstellen. Zu klären ist ebenfalls, ob das Aufbringen additiver Kräfte unterhalb der Oberarme eine ungewollte Elevation des Schultergürtels im Arbeitsverlauf erzeugt. Offen ist auch, wie sich das Exoskelett auf Arbeitstätigkeiten auswirkt, die nur teilweise aus Tätigkeiten in und über Kopfhöhe bestehen.

Ziel der Untersuchung ist eine Überprüfung der Einflüsse des Exoskeletts Lucy auf die Kinematik der Schulter sowie die neuromuskuläre Aktivität der Nutzer in zwei spezifischen Arbeitsprozessen: einer reinen Tätigkeit über Kopfhöhe sowie einer komplexeren Arbeitsaufgabe mit Anteilen von Tätigkeiten in und über Kopfhöhe. Darüber hinaus soll geklärt werden, ob sich das Exoskelett aufgrund seines Eigengewichts negativ auf die posturale Stabilität auswirkt. Die Dissertation soll damit am Beispiel des Exoskeletts Lucy einen Beitrag dazu leisten, die Einflussnahmen industrieller Exoskelette auf die Bewegungsabläufe sowie die muskuläre Aktivität ihrer Nutzer besser zu verstehen. Weiterhin werden von der Untersuchung aufschlussreiche Erkenntnisse darüber erwartet, welche Aspekte des Exoskeletts Lucy in zukünftigen Iterationen zu verbessern sind, um die Nutzerakzeptanz und Praktikabilität des Systems im Praxiseinsatz zu optimieren.

2 Theoretischer Hintergrund

Muskuloskelettale Beschwerden sind eine sich durch alle Produktionssektoren und –branchen hindurchziehende Problematik innerhalb der jeweiligen Mitarbeiterschaft (Bauer, Hennefarth & Ohlendorf, 2016). Laut den vom Ausschuss für Arbeitsmedizin herausgegebenen Arbeitsmedizinischen Regeln (GMBI, 2014) ist die chronische Anwesenheit muskuloskelettaler Beschwerden eine zentrale Triebfeder in der Ausbildung muskuloskelettaler Erkrankungen (MSE). Die Begrifflichkeit „muskuloskelettale Erkrankung“ gilt als Sammelbegriff für verschiedenste Krankheitsbilder. Diese umfassen entzündliche und degenerative Erkrankungen des Bewegungsapparates, die in chronischen Schmerzen und körperliche Funktionseinschränkungen resultieren können (Fuchs, Rabenberg & Scheidt-Nave, 2013).

2.1 Prävalenz und Inzidenz arbeitsbedingter muskuloskelettaler Erkrankungen in Deutschland

Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes verantworten prozentual mit 22 % noch deutlich vor Erkrankungen des Atmungssystems mit 12 % die meisten Arbeitsunfähigkeitstage (AU-Tage) aller Wirtschaftszweige (Badura, Ducki, Schröder, Klose & Meyer, 2018). Allein für den Standort Deutschland wurden für das Jahr 2017 insgesamt 150,4 Millionen AU-Tage auf MSE zurückgeführt und die daraus resultierenden Kosten auf 17,2 Milliarden Euro beziffert (BMAS/BAuA, 2018). Der Anstieg muskuloskelettaler Beschwerden und MSE ist insbesondere vor dem Hintergrund der zunehmenden Alterung der europäischen Arbeitnehmerschaft laut European Working Conditions Survey (Parent-Thirion et al., 2017) ein Problem für den Wirtschaftsstandort Europa. Den Autoren nach ist der Anteil von Arbeitnehmer*innen über 50 Jahren in den letzten 10 Jahren von 24 % auf 31 % angewachsen. Neben physiologischen Alterungsprozessen und deren Konsequenzen auf die körperliche Konstitution, nehmen die Arbeitsprozesse und das Arbeitsumfeld einen direkten Einfluss auf die Prävalenz muskuloskelettaler Beschwerden. So spezifiziert bereits der BGIA-Report 2007 die MSE zu „Arbeitsbezogenen Muskel-Skelett Erkrankungen“ und fasst dort diejenigen Erkrankungen zusammen, „deren Auslösung durch die gleichen arbeitsbedingten Risikofaktoren vermutet wird“ (BGIA, 2007, S.14). Im Kern unterscheiden sich arbeitsbezogene Muskel-Skelett Erkrankungen von anderen MSE dadurch, dass der Arbeitsprozess mit seinem physiologischen Belastungsprofil als mit ursächlich für die Herausbildung der Erkrankung angesehen wird. In Abgrenzung zu den spezifischen Berufskrankheiten wird hier jedoch kein direkter Ursache-Wirkungs-Zusammenhang postuliert, sondern „[...] die Arbeit mit ihren Umgebungsbedingungen und der Art und Weise ihrer Ausführung nur zwei mögliche Einflussgrößen darstellt [...]“ (BGIA, 2007, S.14). Das theoretische Grundgerüst für diese kausalen Zusammenhänge ist das in der deutschen Arbeitswissenschaft herangezogene Belastungs-Beanspruchungs-Konzept von Rohmert (1984). Nach diesem Konzept stellen die gegebenen äußeren Anforderungen die vom Individuum zu bewältigenden Belastungen dar, welche Angesichts der individuell unterschiedlich ausgeprägten Voraussetzungen wie bspw. Alter, Kraft oder Anthropometrie ebenfalls individuelle Beanspruchungen auf Muskeln, Bändern/Sehnen, Gelenke etc. zur Folge hat (siehe Abb. 1) (Hoehne-Hückstädt et al., 2007).

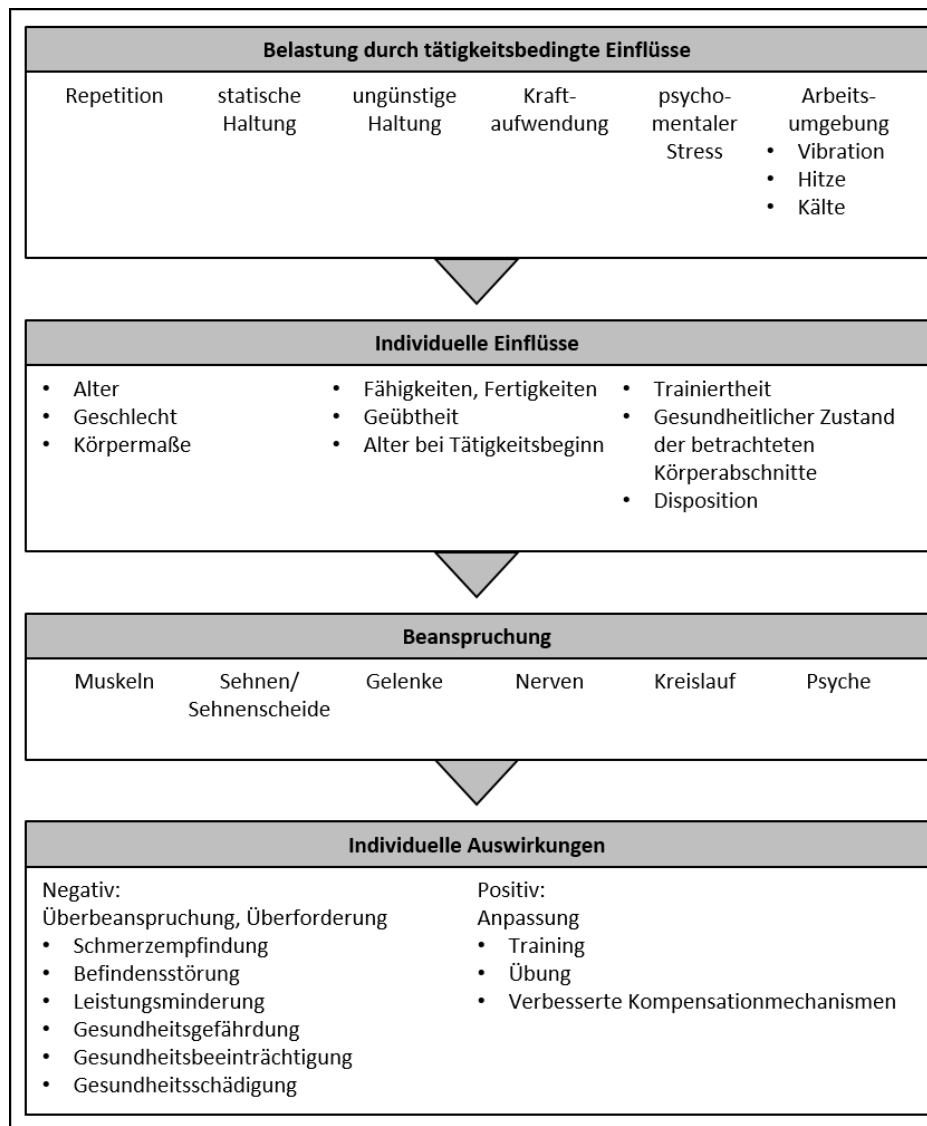


Abb. 1 Belastungs-Beanspruchungs-Modell (modifiziert nach Hoehne-Hückstädt et al. (2007))

Aufgrund der über die Zeit gleichbleibenden Belastungsprofile vieler Arbeitstätigkeiten entstehen bei einer Abnahme physiologischer Ressourcen vor allem für alternde Arbeitnehmer*innen im Laufe des Arbeitslebens erhöhte physiologische Beanspruchungen. Somit steigt die Prävalenz muskuloskelettaler Beschwerden (Wang, Dong, Choi & Dement, 2017). So verweist das Robert Koch-Institut (RKI) beispielsweise auf einen deutlich höheren Anteil älterer Arbeitnehmer*innen (Alter 50-59 Jahre), die sich einer physiotherapeutischen Behandlung als Folge muskuloskelettaler Beschwerden unterziehen gegenüber jüngeren Altersgruppen (Alter 40-49 Jahre) (Robert Koch-Institut, 2017). Obwohl sich aufgrund von sozioökonomischen Faktoren wie Zugang zu Leistungen, Zuzahlungshürden oder Versicherungsstand (gesetzlich/privat) eine über die Sozialschichten hinweg heterogene Nutzung physiotherapeutischer Leistungen zeigt, ist deren altersabhängige Nutzung ein wichtiger Indikator für die vergleichsweise höhere physiologische Einschränkung älterer Arbeitnehmer*innen gegenüber ihren jüngeren Arbeitskolleg*innen. Auch Umer, Antwi-Afari, Li, Szeto und Wong (2018) kommen in ihrem Review zu der Erkenntnis, dass ältere Mitarbeiter*innen im Baugewerbe höhere Rehabilitationsanforderungen ausbilden und aufgrund einer über die Jahre erfolgten physischen und biomechanischen Exposition von Arbeitsbelastungen (bspw. Heben und Tragen) das Risiko für weitere

(Beschwerde-) Episoden ansteigt. Ein Review von Hanvold et al. (2019) zur Identifikation potentieller Gesundheitsrisiken bei jungen Arbeitnehmer*innen stellt fest, dass diese zwar einerseits größeren Gefahren bezüglich einer Verwicklung in Arbeitsunfällen ausgesetzt sind, jedoch ein geringeres Risiko für die Entwicklung arbeitsbedingter muskuloskelettaler Beschwerden tragen als ältere Kolleg*innen. Die Autoren vermuten jedoch ebenfalls, dass eine dauerhafte schwere körperliche Arbeit für diese Population negative Gesundheitsfolgen mit sich bringt.

Im Geschlechtervergleich sind Männer mit einem Anteil von 23,9 % branchenübergreifend häufiger mit Muskel-Skelett-Erkrankungen betroffen als Frauen (20,8 %) (Badura et al., 2018). Eine Übersichtsarbeit zur spezifischen Situation in der Industrie und dem Handwerk (blue-collar work) zeigt, dass weibliche Arbeitnehmerinnen aus diesen Sektoren gegenüber ihren männlichen Kollegen, als auch gegenüber Frauen aus anderen gewerblichen Bereichen, häufiger unter Beschwerden des Nackens, der Schultern sowie der Ellenbogen und Handgelenke leiden (Elser, Falconi, Bass & Cullen, 2018). Gründe hierfür lassen sich in geschlechterspezifischen, physischen Voraussetzungen (geringere Muskelkraft bei Frauen, anderes Schmerzempfinden/-verhalten) als auch in den häufig auf die männliche Anthropometrie angelegten Arbeitsmitteln vermuten, die Arbeitnehmerinnen nicht den notwendigen Grad an Unterstützung bieten (Umer et al., 2018). Geschlechtsspezifische Aspekte spielen demzufolge eine nicht zu vernachlässigende Rolle in der Ausprägung von MSE.

Muskuloskelettale Erkrankungen sind ein branchenübergreifendes Problem, aber branchenspezifische Ausprägungen von MSE zeigen insbesondere das Baugewerbe stark davon betroffen. So lagen diese im Jahr 2017 bei fast 27 % aller Arbeitnehmer*innen (Badura et al., 2018). Die beiden Branchen mit den meisten Arbeitsunfähigkeitstagen sind das Bau- sowie das Produzierende Gewerbe (siehe Tab. 1). Gemäß der Zahlen aus dem Jahre 2014 verzeichneten beide Branchen zusammen über 41 Millionen Arbeitsunfähigkeitstage, was einem Produktionsausfall von über fünfeneinhalb Milliarden € entsprach (Bauer et al., 2016).

Tab. 1 *Arbeitsunfähigkeitstage und volkswirtschaftliche Folgen durch Muskel-Skelett-Erkrankungen in Deutschland nach Wirtschaftszweig (mod. nach Bauer et al., 2016)*

Wirtschaftszweig	Anzahl AU-Tage		Produktionsausfall (Mrd. Euro)	Ausfall an Bruttowertschöpfung (Mrd. Euro)
	(Mio.)	(%)		
Land-, Forstwirtschaft und Fischerei	0,8	23,4	0,05	0,06
Produzierendes Gewerbe (ohne Baugewerbe)	33,0	26,4	4,68	7,16
Baugewerbe	8,4	28,4	0,89	1,14
Handel, Verkehr, Gastgewerbe	32,4	23,8	2,95	4,29
Finanzierung, Vermietung und Unternehmensdienstleister	13,7	18,5	1,43	3,56
Öffentliche und private Dienstleistungen	39,2	22,6	3,82	4,77
Gesamt	127,5	23,85	13,82	20,98

Maßnahmen zur Reduktion von MSE insbesondere für die oben genannten Branchen stellen also ein wichtiges arbeitspolitisches Werkzeug zur Sicherung der Wettbewerbsfähigkeit des Wirtschaftsstandortes Europa dar.

2.2 Muskuloskelettale Erkrankungen in der industriellen Produktion und dem Baugewerbe

Arbeitsbezogene MSE sind, wie weiter oben bereits ausgeführt, prozentual der größte Verursacher für Fehlzeiten. In einer einjährigen follow-up Studie von Boschman, van der Molen, Sluiter und Frings-Dresen (2012) wurden 1500 Mitarbeiter*innen aus der Baubranche aus den Niederlanden zu vorliegenden muskuloskelettalen Beschwerden interviewt. Im Rahmen der Studie gaben 67 % der Befragten (respektive 57 % ein Jahr nach der ersten Befragung) an, in den zurückliegenden sechs Monaten unter wiederkehrenden oder dauerhaften muskuloskelettalen Beschwerden zu leiden. Die Körperregionen mit der größten Prävalenz waren der untere Rücken, die Knie sowie die Schultern. Insgesamt bewerteten 81 % ihre Arbeitsbelastung als ursächlich für ihre muskuloskelettalen Beschwerden. Umer et al. (2018) bestätigen diese Ergebnisse in ihrem systematischen Review zur Prävalenz muskuloskelettaler Beschwerden im Baugewerbe. Sie berichten, dass mehr als die Hälfte der in den inkludierten Studien aufgeführten Arbeitnehmer*innen unter Beschwerden im unteren Rücken und ca. ein Drittel unter Knie- und/oder Schulterbeschwerden leiden.

Die Ergebnisse von Umer et al. (2018) sowie Boschman et al. (2012) verstehen sich im Sinne der oben aufgeführten BGIA-Definition als arbeitsbezogene Muskel-Skelett-Erkrankung (Beschwerden). Es stellt sich daher die Frage, welche äußeren Risikofaktoren für die Ausbildung der Beschwerden ursächlich sind. Laut Boschman et al. (2012) sind dies beispielsweise die Arbeitstätigkeiten „Heben & Tragen“, „Arbeiten in Oberkörper-Vorlage“ sowie „Arbeiten in und über Kopfhöhe“. Die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BauA) listet folgende Formen der physischen Arbeitsbelastungen auf: (1) manuelle Lastenhandhabungen, (2) Arbeiten in erzwungenen Körperhaltungen (Zwangshaltungen), (3) Arbeiten mit erhöhter Kraftanstrengung und/oder Krafteinwirkung sowie (4) repetitive Tätigkeiten mit hohen Handhabungsfrequenzen (BAuA, 2019b).

Unter manuellen Lasthandhabungen werden Arbeitsvorgänge in den beiden Hauptkategorien des Hebens, Haltens, Tragens sowie des Ziehens und Schiebens eingeordnet. Innerhalb des Baugewerbes gehen diese Arbeitsprozesse in besonderem Ausmaße mit hohen zu bewegenden Lasten einher (BauA, 2014). Wie aus einer Erwerbstätigenbefragung in der Bauwirtschaft zu entnehmen ist, kommt für Arbeitnehmer*innen aus dieser Branche erschwerend hinzu, dass neben den manuellen Lastenhandhabungen auch längerfristige Zwangshaltungen im Arbeitsprozess im Vergleich zu anderen Berufsgruppen eher die Norm als die Ausnahme darstellen. So berichteten über 60 % der Befragten, dass sie häufig Arbeiten in belastenden Zwangshaltungen durchführen. Im Vergleich hierzu betrug dieser Wert für die anderen Berufe lediglich 17 % (BAuA, 2014).

Die BauA definiert Zwangshaltungen als körperlich anstrengende Positionen, die von Arbeitnehmer*innen ununterbrochen über einen Zeitraum von mehr als einer Minute oder wiederholend über mehr als zehn Sekunden eingenommen werden müssen und hierdurch a) Muskelgruppen oder einzelne Gelenke einseitig belasten und dadurch zu frühzeitiger Ermüdung führen könnten und/oder b) eine Durchblutung in Armen und Beinen aufgrund der Körperhaltung einschränken (die BauA führt hier nicht weiter aus, ob es sich bei ihrer Definition der Ermüdung alleine um lokale Muskelermüdung oder um eine zentrale Ermüdung handelt (Brandes, Lang & Schmidt, 2019). Obwohl die Zwangshaltungen damit relativ vage beschrieben sind, wertet sie damit Tätigkeiten in und über Schulterhöhe als Zwangshaltung (BAuA, 2019a). Da bei vielen dieser Arbeitsvorgänge zusätzlich zum Eigengewicht der Arme ein Werkzeug oder aber zu montierendes Material angehoben/gehalten werden muss, ergeben sich hieraus maßgebliche Belastungen, die sich auf die individuelle Beanspruchung auswirken und je nach Konstitution der Arbeitnehmer*innen ggfs. Deren individuelle Kapazitäten übersteigen können. Nach einer durch die BauA durchgeführten repräsentativen Befragung von 20.036 Erwerbstätigen quer über alle Berufsgruppen, verrichtet knapp

ein Fünftel aller Erwerbstätigen regelmäßig Arbeiten unter Zwangshaltungen (Männer: 19,2 %, Frauen: 14,1 %) und ein noch größerer Anteil berichtet davon im Rahmen der Arbeit häufig schwere Gewichte heben oder tragen zu müssen (Männer: 24,1 %, Frauen: 21,8 %). Etwa die Hälfte aller befragten Arbeitnehmer*innen empfanden diese Tätigkeiten als körperlich belastend (Brenscheidt, Siefer, Hinnenkamp & Hünefeld, 2018). In einer Befragung gaben 29 % der in der Bauwirtschaft Tätigen an, an der Grenze ihrer Leistungsfähigkeit zu arbeiten, gegenüber 16 % in der allgemeinen Befragtengruppe (BAuA, 2014). Arbeitnehmer*innen aus der Baubranche sind demnach besonders stark belastet.

Einfluss des Alters

Erhebungen für die USA ergeben, dass zwischen 2003 und 2014 der Anteil von arbeitsbezogenen Muskel-Skelett-Erkrankungen für die Altersgruppe der 45 bis 64jährigen von 27,6 % auf 38,1 % anstieg. Gleichzeitig ist der Anteil in der Gesamtgruppe aller Arbeitnehmer*innen von 1991 bis 2014 um 66 % gefallen (Wang et al., 2017,). Grund für diese Diskrepanz des Anteils muskuloskelettaler Erkrankungen zwischen der jüngeren und älteren Arbeitsgruppe liegt laut Okunribido, Wynn und Lewis (2011) vor allem in der Abnahme der körperlichen Leistungsfähigkeit denn am Alter selbst. Demografische Daten von im Handwerk beschäftigten Personen im Vergleich zur Altersstruktur der bundesdeutschen Industrie belegen, dass die industrielle Produktion gegenüber dem Handwerk in besonderer Weise mit den Auswirkungen des demografischen Wandels durch eine insgesamt ältere Belegschaft mit einem Anteil der über 40-jährigen von über 75 % konfrontiert ist (Bruder, Bier, Rönick & Bopp, 2016) (siehe Abb. 2).

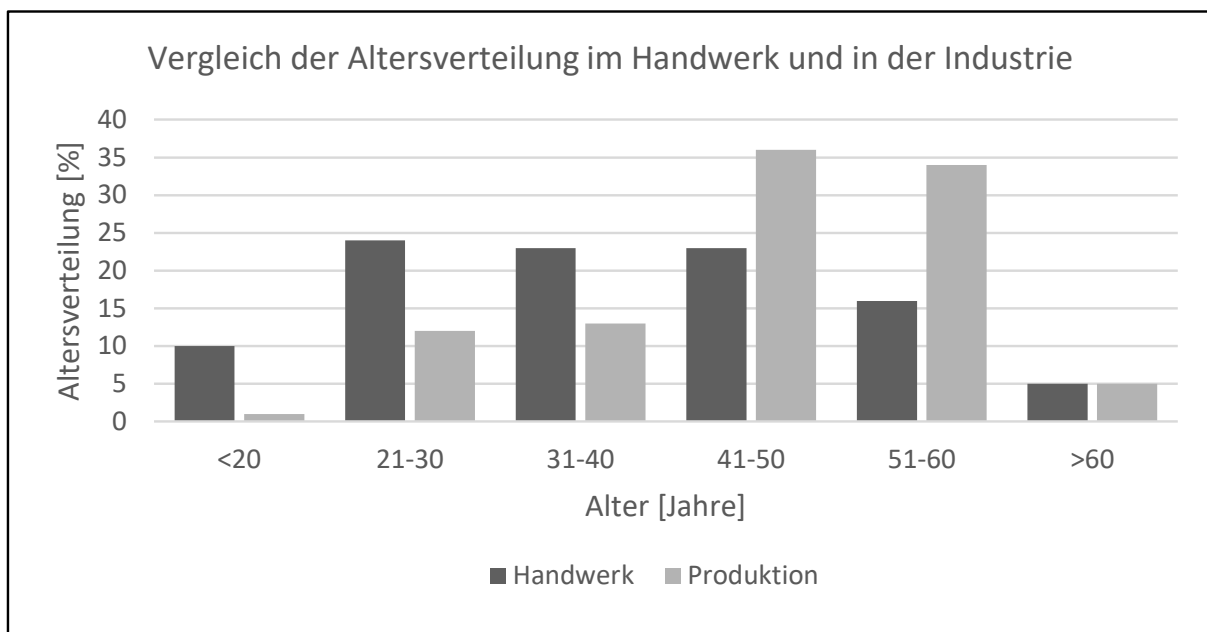


Abb. 2 Vergleich der Altersverteilung im Handwerk und in der Industrie (mod. nach Bruder et al., 2016)

Börner und Bullinger (2018) zeigten auf, dass ungeachtet anderer Einflussfaktoren in der industriellen Montage bei älteren Arbeitnehmer*innen höhere physiologische Beanspruchungen zu verzeichnen und diese somit einem erhöhten Überlastungsrisiko gegenüber ihren jüngeren Kolleg*innen ausgesetzt sind. Der hohe Anteil von älteren Arbeitnehmer*innen hat demzufolge weitreichende

Auswirkungen auf das allgemeine Beanspruchungsniveau der Mitarbeiter*innen in der Industrie. Diese Daten unterstreichen die Feststellung, dass ältere Arbeitnehmer*innen aus der Industrie besonders durch MSE betroffen sind. Eine monokausale Beziehung zwischen höherer Beanspruchung und damit einhergehenden stärkeren muskuloskelettalen Beschwerden lässt sich aber nicht immer vornehmen und vor allem Männer und Frauen zeigen stellenweise unterschiedliche Beanspruchungsreaktionen auf spezifische Belastungen (Moberg, Lunde, Koch, Tveter & Veiersted, 2017).

Schulter und Nackenbeschwerden

In einer dreijährigen Follow-up Studie zu arbeitsbezogenen psychosozialen und mechanischen Risikofaktoren für Schulter und Nackenbeschwerden kommen Sterud, Johannessen und Tynes (2014) zu dem Schluss, dass vor allem repetitive Schulterbewegungen und Nackenflexionen das Risiko für chronische Beschwerden in dieser Körperregion erhöhen. Untermauert wird diese Feststellung durch die Mitarbeiterbefragung zu Beschwerden in spezifischen Körperregionen aus dem Projekt HANDgerecht. In einer Befragung unter Projektteilnehmer*innen aus den Gewerken Dachdecker, Zimmerer und Maler kam es zu deutlichen Unterschieden in den maßgeblichen Beschwerderegionen. So berichteten die Maler vor allem in der Schulter- und Nackenregion im Vergleich zu den Befragten aus den beiden anderen Berufsgruppen deutlich höhere Beschwerdestärken (Bruder et al., 2016). Der Zusammenhang zwischen fortwährenden Arbeitens über Schulterniveau und einer hierdurch hervorgerufenen Schädigung des Muskel-Skelett-Systems gilt mittlerweile als bestätigt. Aufgrund dessen wurde kürzlich im Sachverständigenbeirat für Berufskrankheiten des Bundesministeriums für Arbeit und Soziales die Empfehlung ausgesprochen, solchermaßen ausgelöste MSE mittelfristig in den Katalog der anerkannten Berufskrankheiten zu übernehmen (BAuA, 2019c).

Um inhaltlich präziser auf die sich aus der Tätigkeit über Kopfhöhe ergebenden Schulterbeschwerden eingehen zu können, stellt der nächste Abschnitt die anatomisch-physiologischen Gegebenheiten des Schultergürtels vor. Es folgen die primären überlastungsbedingten Schulterpathologien sowie das Bedingungsgefüge muskuloskelettaler Erkrankungen des Schulter-Armsystems im Arbeitsprozess.

2.3 Anatomie und Pathophysiologie der Schulter

Die Gelenke des Schultergürtels als Verbund ermöglichen dem Menschen eine weitreichende Bewegungsfreiheit der oberen Extremitäten. Ein komplexes Zusammenspiel aus Muskeln und Bandstrukturen verleihen dem Schultergelenk die notwendige Führung und Stabilität (Lugo, Kung & Ma, 2008). Das Schultergelenk weist den größten Bewegungsfreiraum aller menschlicher Gelenke auf und ist damit auch dem Hüftgelenk an Bewegungsumfang (Range of Motion) überlegen. Insgesamt ist die Bewegung der menschlichen oberen Extremität so groß, dass sie dem Arm die Möglichkeit eröffnet bis zu 65 % einer vollständigen Sphäre zu umfassen (Veeger & van der Helm, 2007).

2.3.1 Anatomie der Schulter

Die Beweglichkeit der Schulter basiert in weiten Teilen auf dem funktionalen Zusammenwirken ihrer Teilsegmente, die in einem Verbund angeordnet sind, welche eine Vielzahl an Freiheitsgraden aufweist. Insgesamt umfasst die Schulterregion fünf Gelenke, welche zusammen als Gelenkkomplex, bestehend aus zwei Gruppen von Gelenken, beschrieben werden (Kapandji & Koebeke, 2009). Die erste Gruppe umfasst zwei Gelenke: das Schultergelenk (articulatio humeri oder auch Glenohumeralgelenk) sowie das akromiale Nebengelenk. Beide Gelenke sind mechanisch eng miteinander gekoppelt und in ihren Bewegungen aufeinander bezogen. Die zweite Gruppe, welche drei Gelenke umfasst, wird gebildet vom Akromioklavikulargelenk, dem Sternoklavikulargelenk sowie der skapulathorakalen Verschiebeschicht. Mechanisch betrachtet bilden nur das Glenohumeralgelenk, das Akromioklavikulargelenk und das Sternoklavikulargelenk „echte“ Gelenke im Sinne einer Diarthrose. Beim akromialen Nebengelenk und der skapulathorakalen Verschiebeschicht handelt es sich um „falsche“ Gelenke (Synarthrosen), da hier zwar eine Verschiebung über eine knorpelige und bindegewebige Schicht erfolgt, jedoch kein Gelenkspalt mit gegenüberliegenden, artikulierten Gelenkflächen vorliegt.

Glenohumeralgelenk

Das Glenohumeralgelenk (GH-Gelenk) als Hauptgelenk der Schulter umfasst drei rotatorische sowie zwei translatorische Freiheitsgrade (Putz & Müller-Gerbl, 2017). Ermöglicht werden die translatorischen Freiheitsgrade über die Tatsache, dass die artikulierten Gelenkflächen zwischen dem Humeruskopf (caput humeri) und der gegenübergestellten Gelenkfläche der Skapula (Cavitas glenoidalis) relativ klein sind, der Humeruskopf daher beispielsweise im Vergleich zum Hüftgelenk quasi keinerlei knöcherne Führung erfährt. Die notwendige Stabilisierung des GH-Gelenks wird über den Bandapparat ermöglicht, der das Glenohumeralgelenk umfasst. Der Bandapparat sichert die notwendige dreidimensionale Kompression, welche den Humeruskopf auf die Gelenkfläche der Skapula presst (Liem & Scheibel, 2017). Größere translatorische Kräfte, welche den Humeruskopf aus der Gelenkpfanne schieben können, müssen daher über Bänder und gelenkstabilisierende Muskelaktivitäten ausgeglichen werden um auftretende Gelenkkräfte konstant in Richtung der artikulierten Gelenkflächen umzulenken (Veeger & van der Helm, 2007). Die das GH-Gelenk umfassende Gelenkkapsel als auch die Bänderstruktur ist ohne die stabilisierende Wirkung der umliegenden muskulären Strukturen nicht in der Lage den Humeruskopf ausreichend zu führen. Aus diesem Grund sind Subluxationen des Humeruskopfes bspw. bei Hemiplegien (Halbseitenlähmung nach Schlaganfall) ein häufig zu beobachtendes Phänomen (Jung & Choi, 2019).

Anatomie des subakromialen Raumes

Innerhalb des subakromialen Raumes beschreibt der Supraspinatus-Outlet eine anteroletarale Öffnung des Subakromialraums, unter der der M.supraspinatus verläuft. Nach kranial (oben) wird dieser Raum durch das Schulterdach, die Einheit aus korakoakromialen Bogen, Ligamentum coracoacromiale und Processus coracoideus begrenzt. Nach kaudal (unten) stellt der Humeruskopf mit der Rotatorenmanschette die Begrenzung dar. Innerhalb des Subakromialen Raumes verläuft die Sehne des M. supraspinatus, das Lig. coracohumerale sowie die lange Bizepssehne (LBS). Ausgefüllt wird der subakromiale Raum durch die Bursa subsubacromialis. Die Hauptfunktion der Bursa subacromialis liegt in der Reduktion der Reibung innerhalb des subakromialen Raums. Die einzelnen Strukturen (Bursa subacromialis, Korakoakromialer Bogen, Rotatorenmanschette und lange Bizepssehne) stehen anatomisch wie funktional in einem engen Zusammenhang. Aus diesem Grunde

beeinflussen sich diese Strukturen gegenseitig und Veränderungen an einer Einzelkomponente können das Gesamtgefüge in Mitleidenschaft ziehen (Liem & Scheibel, 2017).

Muskulatur der Schulter

Die Komplexität des Schultergürtels wird nicht zuletzt auch durch die ihn umgebende Muskulatur erzeugt, die für Abduktion/Adduktion, Flexion/Extension, Innen-/Außenrotation des Armes als auch für Elevation/Depression, Protraktion/Retraktion des Humerus oder der Skapula verantwortlich zeichnet. Aufgrund des komplexen Aufbaus der Gelenke des Schultergürtels und der geringen knöchernen Führung des Glenohumeralgelenks ist eine feingradige intermuskuläre Koordination der beteiligten Muskeln unabdingbar. Die Muskulatur des Schultergürtels lässt sich anhand ihrer funktionalen (Haupt-) Ausrichtung in die äußere, gelenkbewegende Schultermuskulatur sowie in die tiefere, gelenkzentrierende Muskulatur unterteilen (Kromer, 2013). Zu beachten ist hierbei jedoch, dass im Bewegungsverlauf die äußere und die tieferliegende Muskulatur ein Zusammenspiel erfährt, ohne die eine funktionale Bewegung nicht durchführbar ist. Wiker, Chaffin und Langolf (1989) beschreiben die komplexen Anforderungen an die Schultermuskulatur im Bewegungsverlauf als Doppelbelastung. Einerseits zeichnet sich die Muskulatur für die notwendige Bewegung (bspw. die Elevation des Armes) verantwortlich, andererseits muss sie für gegensätzliche Aufgaben der Stabilisierung im Sinne einer Bewegungsrestriktion sorgen. Dies führt nach Meinung der Autoren zu einem erhöhten Risiko der muskulären Ermüdung oder zu einer Schädigung des Gewebes (Muskulatur, Bänder, Sehnen, Gelenke etc.). Dieser Pathomechanismus wird auch von Linaker und Walker-Bone (2015) beschrieben, wonach exzessive und repetitive Schulteraktivitäten lokale Tendinopathien, Rotatorenmanschetten-degenerationen oder –risse auslösen, welche wiederum die stabilisierende Wirkung der Bänder minimieren und eine Absenkung des Humeruskopfes zur Folge haben können

Hauptverantwortlich für die großen Bewegungen des Oberarmes ist der das Glenohumeralgelenk umgebende M. deltoideus. Der M. deltoideus umfasst drei Anteile: Pars clavicularis (vorderer Anteil, auch M. deltoideus anterior genannt), Pars acromialis (mittlerer Anteil) sowie Pars spinalis (hinterer Anteil, auch als M. deltoideus posterior bezeichnet). Der M. deltoideus ist der größte und neben dem M. trapezius wichtigste Muskel des Schultergürtels und Bestandteil der äußeren Schultermuskulatur (Di Giacomo, Pouliart, Costantini & Vita, 2008). Der hintere Anteil, vor allem verantwortlich für die Extension des Armes (mit Anteilen des mittleren M. deltoideus), ist darüber hinaus jedoch bei extremer Flexion (Arme nahezu senkrecht) ebenfalls aktiv. Der mittlere Anteil des M. deltoideus ist sowohl an der Flexion und Extension des Humeruskopfes beteiligt, erfüllt seine Hauptaufgabe jedoch während der Abduktion. Der Pars clavicularis (M. deltoideus anterior) ist in allen Flexionsbewegungen, insbesondere jedoch ab einem Flexionsgrad von 10°, der maßgebliche Treiber für die Anhebung des Arms. Unterstützung erlangt der Pars clavicularis dabei durch den Pars acromialis sowie den klavikularen Anteil des M. pectoralis major.

Die das Glenohumeralgelenk dynamisch stabilisierende Rotatorenmanschette ist ein Muskelverbund aus M. subscapularis, M. supraspinatus, M. infraspinatus und M. teres minor. Zusammen mit den statischen Stabilisatoren des Band- und Sehnenapparates, die das Glenohumeralgelenk umfassen, sind sie maßgeblich daran beteiligt die Rotationen des Humeruskopfes zu erlauben und bei Abduktion oder Elevation des Armes den Humeruskopf gegen die Zugrichtung nach kaudal zu stabilisieren (Terry & Chopp, 2000). Aufgrund ihrer Position unterhalb der äußeren Schultermuskulatur und der näher am Rotationszentrum des Glenohumeralgelenks liegenden Muskelansätze sind deren Hebelarme und die daraus resultierenden Zugkräfte der Muskulatur der Rotatorenmanschette kleiner als die der äußeren Schultermuskulatur. Die Aufgabe der Rotatorenmanschette liegt daher vorwiegend in der Stabilisierung des Gelenks gegen die auftretenden Schulterdrehmomente, die durch die äußere

Schultermuskulatur vor allem in der Elevation und Abduktion erzeugt wird. Die näher am Gelenkzentrum sitzende Rotatorenmanschette erzeugt gleichzeitig über einen kürzeren Hebelarm als der M. deltoideus eine Gegenkraft, die eine Zentrierung und Kaudalisierung des Humeruskopfes erwirkt. Zugkräfte des M. subscapularis auf der ventralen Seite sowie der M. teres minor und der M. infraspinatus auf der dorsalen Seite bilden ein transversales Kräftepaar und verantworten die optimale Ausrichtung auf der Gelenkfläche der Skapula (Liem & Scheibel, 2017).

2.3.2 Kinematik der Schulter

Die Kinematik der oberen Extremitäten, vor allem des Schultergürtels, ist aufgrund der mehrgelenkigen anatomischen Struktur des Schultergürtels hochkomplex. Eingelenkige Bewegungen können keine mehrgelenkigen Bewegungen abbilden, was es schwierig macht die Kinematik der oberen Extremitäten zu parametrisieren (Krishnan, Björzell, Gutierrez-Farewik & Smith, 2019). Die Komplexität der Schulterbewegungen zwingt beispielsweise klinische Diagnostiken von Bewegungsmustern häufig dazu, die Beschreibungen der Schulter- und Oberarmbewegungen an den drei Hauptebenen (Transversalebene, Sagittalebene, Frontalebene) und um drei Hauptachsen herum auszurichten (Brunner & Scheibel, 2017). Eine Einteilung der Bewegungsklassen des Schultergürtels findet sich in der Beschreibung der Bewegungen der oberen Extremitäten nach der Neutral-Null-Methode in klinischen Diagnostiken. Der Nullpunkt wird bei herabhängendem, entspanntem Oberarm mit nach vorne zeigendem Daumen festgelegt, so dass die Humeruslängsachse mit der Vertikalachse des Körpers zusammenfällt (Kapandji & Koebke, 2009). Bewegungen des Armes und des Schultergürtels werden dann, ausgehend von der Neutral-Null Position abgeleitet und beschrieben.

Folgende Bewegungsformen werden nach der Neutral-Null-Methode für die Bewegungen der Schulter respektive des Armes unterschieden (Brunner & Scheibel, 2017): Eine Bewegung des Armes in der Sagittalebene ist das Führen des Armes nach vorne (Anteversion) welches einer Flexion im Schultergelenk entspricht und deshalb auch landläufig als Schulterflexion bezeichnet wird. Die Schulterextension kennzeichnet dementsprechend das Führen des Armes nach hinten (Retroversion). In der Frontalebene beschreibt das seitliche Anheben des Armes, bei der sich der Arm vom Rumpf entfernt, eine Abduktion. Das gegensätzliche Heranführen des Armes ist die Adduktion, wobei die Neutral-Null Position aufgrund des Rumpfes eine natürliche Endposition bildet. Eine verstärkte Adduktion ist nur in Verbindung mit einer Ante- oder Retroversion des Armes durchführbar, wobei die Hand dann vor bzw. hinter dem Körper vorbeigeführt wird. In der Transversalen Ebene kann der Arm innerhalb des Schultergelenks nach innen- oder außen rotieren. Für die Skapulaebene ergibt sich die Besonderheit, dass Flexionsbewegungen in dieser Ebene als Elevationsbewegung gekennzeichnet werden. In der arbeitswissenschaftlichen Literatur sind hingegen Flexion und Elevation zumeist nicht voneinander getrennt und die Begriffe werden synonym verwendet (BAuA, 2019a; Kinali, Kara & Yildirim, 2016; Luger, Bosch, Hoozemans, Looze & Veeger, 2015). Der Verzicht auf diese Distinktion wird auch für den Rest dieser Arbeit übernommen.

Obwohl die oben genannten klinischen Funktionsbeschreibungen mit ihrer Fixierung auf die Kardinalenen des Körpers (und der Hinzufügung der Skapulaebene) selbst nur eine Annäherung an die Vielzahl möglicher Bewegungsformen der oberen Extremitäten darstellen (Krishnan et al., 2019), sind beispielsweise die ergonomischen Hinweise des Arbeitsschutzes gegenüber dieser granularen Auflistung deutlich simplifizierter (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. [DGUV], 2016). So finden sich in den gängigen ergonomischen Leitlinien oder Handwerkszeugen des Arbeitsschutzes wie dem zur spezifischen ergonomischen Risikoanalyse der oberen Extremitäten am Arbeitsplatz

entworfenem Rapid Upper Limb Assessment (RULA), nur Hinweise auf potentielle gesundheitliche Risiken, die sich auf die Flexion bzw. die Hyperextension des Oberarmes in der Sagittalebene beziehen (McAtamney & Nigel Corlett, 1993).

2.3.3 Impingement Syndrom der Schulter

Die Studienlage zur Prävalenz von Schulterbeschwerden legt nahe, dass diese Körperpartie häufig durch Beschwerden beeinträchtigt ist (Garving, Jakob, Bauer, Nadjar & Brunner, 2017). Die zugrundeliegenden Pathologien können vielschichtig sein. Auffällig häufig jedoch werden von den klinisch eindeutig diagnostizierbaren Schultererkrankungen bis zu 74 % den Impingement-Beschwerden zugeordnet (Beirer, Imhoff & Braun, 2017). Speziell das subakromiale Impingement Syndrom, eine Unterklasse des allgemeinen Impingement Syndroms, wurde in Untersuchungen hierzu bspw. bei ca. 44 % aller untersuchten Schulterbeschwerden festgestellt (Dorrestijn, Stevens, Winters, van der Meer & Diercks, 2009). Laut Dalbøge et al. (2014) lassen sich knapp ein Viertel aller Schulteroperationen auf ein durch arbeitsbezogene Tätigkeiten hervorgerufenen subacromiales Impingement Syndrom zurückführen. Arbeitsbezogene körperliche Belastungen scheinen damit eine wesentliche Rolle in der Ätiologie des Impingement Syndroms zu spielen.

Das Schulter-Impingement-Syndrom ist ein klinisch diagnostizierbarer Pathomechanismus, nach dem spezifische Weichteilgewebe und andere anatomische Strukturen in der Schulter schmerzhaft eingeklemmt werden bzw. sie unter physischen Druck geraten (siehe Abb. 3) (Habermeyer et al., 2017). Häufiges Beschwerdebild sind stellungsabhängige Provokationsschmerzen im Bereich des Glenohumeralgelenks beim Anheben des Armes, insbesondere Elevationen zwischen 70 und 120° („painful arc“) sowie beim Liegen auf der betroffenen Seite (Liem & Scheibel, 2017). Ursächlich für die Ausbildung eines Impingement-Syndroms können funktionale, degenerative oder mechanische Gründe sein. In der Literatur findet sich ein deutlicher Zusammenhang zwischen arbeitsbezogener Exposition häufiger, endgradiger Bewegungen unter Last und der Entwicklung eines Impingement-Syndroms (Linaker & Walker-Bone, 2015; Punnett, Fine, Keyserling, Herrin & Chaffin, 2000; Spallek, Kuhn, Uibel, van Mark & Quarcoo, 2010).

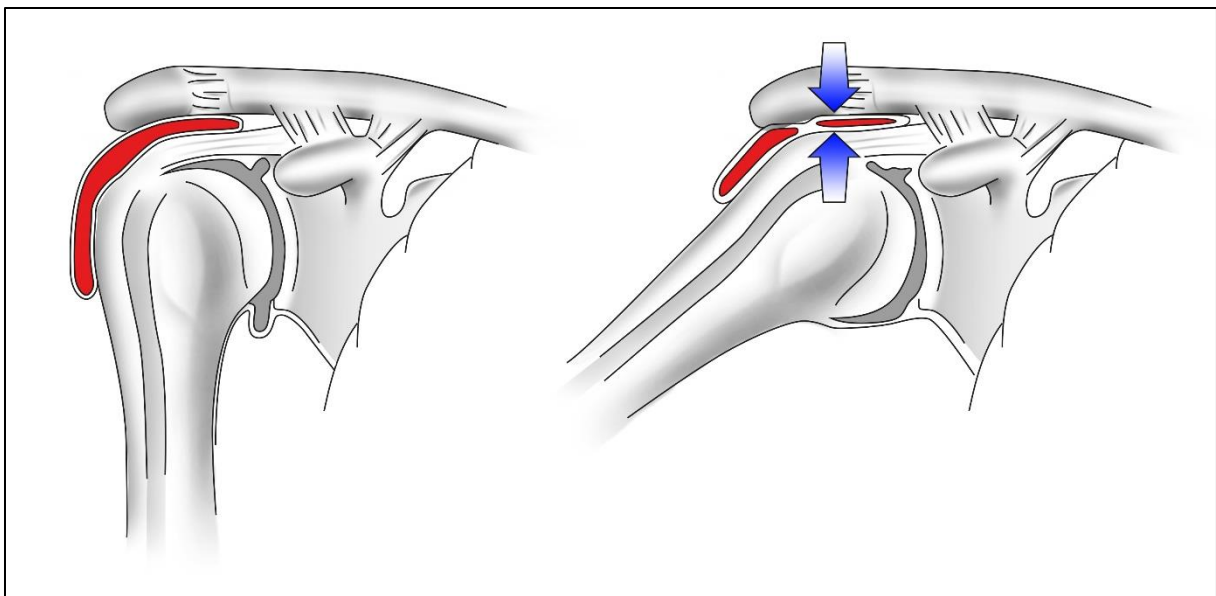


Abb. 3 Schematische Darstellung des Impingement Syndroms (mod. nach Habermeyer, 2017)

Pathomechanismus des subakromialen Impingement Syndroms

Über wiederholte mechanische äußere Einwirkungen entsteht eine strukturelle Enge im Subakromialraum, die beim primären subakromialen Impingement zu einer Einengung dieses Raumes führt, wohingegen beim sekundären subakromialen Impingement eine glenohumerale Instabilität den Humeruskopf soweit destabilisiert, dass die weichteiligen Komponenten im Subakromialraum eingeklemmt werden können (Beirer et al., 2017).

In der Forschung sind zwei Pathomechanismen identifiziert worden, die maßgeblich den subakromialen Bereich verringern und damit ein Impingement auslösen können (Grieve & Dickerson, 2008):

1. die Anhebung (Translation) des Humeruskopfes
2. die Absenkung des Schulterdaches über eine Reorientierung der Skapula

Beide Mechanismen, die Translation des Humeruskopfes nach oben als auch eine Reorientierung der Skapula verringern in ihrem Zusammenspiel den normalen Abstand zwischen Akromion und Humeruskopf. Ersteres verringert diesen Abstand durch die Anhebung des Humeruskopfes im Vergleich zur Cavitas glenoidalis von unten. In Studien zeigen Personen mit einer Schädigung an der, das Glenohumeralgelenk stabilisierenden Rotatorenmanschette sowohl in neutraler als auch in flektierter Armhaltung eine bis zu doppelt so große Anhebung des Humeruskopfes gegenüber gesunden Personen auf. Ausschlaggebend hierfür ist das Unvermögen der Rotatorenmanschette die notwendige Kompressionskraft und deren physiologisch korrekte Ausrichtung auf das Glenohumeralgelenk zu gewährleisten. Folgend ist die Zugkraft der oberflächlichen Muskeln wie beispielsweise des M. deltoideus im Vergleich so groß, dass die für eine stabile Gelenkführung erforderliche Gegenkraft gegen die durch den M. deltoideus ausgeübte Scherkraft auf den Humeruskopf nicht mehr ausreicht. Funktionale Störungen der Humeruskopfbzentrung durch muskuläre Dysbalancen, die bspw. als Ergebnis regelhafter, einseitiger Belastungen wie bei Überkopftätigkeiten auftreten, können demnach pathologische Veränderungen in diesem Bereich hervorrufen und die Ausbildung eines Impingement Syndroms fördern (Garving et al., 2017).

Ebaugh, McClure und Karduna (2006) stellten fest, dass eine Ermüdung der Schultergürtelmuskulatur die Kinematik der Schulter entscheidend verändert. Mit ermüdeter Schultermuskulatur verringert sich im Bewegungsablauf zwischen 60° und 120° Elevation die Außenrotation des Humeruskopfes um 4° bis 7°. Da sich innerhalb der Elevation von 60°-120° Elevation der Subacromialraum auch bei nicht-ermüdeter Muskulatur deutlich verengt, erhöht die Verringerung der Außenrotation bei Ermüdung die Gefahr für ein Impingement mit seiner Symptomatik des „painful arc“ in eben jenem Winkelbereich. Für die Skapulakinematik konnten die Autoren im Zustand der Ermüdung hingegen eine Zunahme der Außenrotation sowie der „upward rotation“ nachweisen. Diese Rotationsrichtungen der Skapula verantworten im Verlaufe der Elevation des Oberarmes einerseits, dass die glenoidale Gelenkfläche in optimalem Kontakt mit dem Humeruskopf verläuft, andererseits aber auch dafür, dass das Verhältnis von Schulterdach zu Humeruskopf beibehalten wird. Ebaugh et al. (2006) vermuten daher, dass es sich bei der zu beobachteten Vergrößerung dieser Rotationswinkel des Skapularaums um effektvolle Kompensationsmechanismen des Körpers handeln könnte, die der Verringerung des Außenrotationswinkels des Humeruskopfes entgegen laufen. Geteilt wird diese Ansicht von Maenhout, Dhooge, van Herzelee, Palmans und Cools (2015), die ein Ermüdungsprotokoll an Sportler*innen aus Überkopfsportarten durchführten. Auch hier detektierten die Autoren veränderte Skapulapositionen, die eine Vergrößerung des Subakromialen Raumes (erfasst über Ultraschall) ermöglichten. Manhout et al. (2015) interpretierten ihre Beobachtungen zur Veränderung der Skapulaorientierung daher ebenfalls als einen physiologischen Kompensationsmechanismus bei ermüdeter Schultermuskulatur.

Es ergeben sich demnach für den Einfluss ermüdeten Muskulatur auf die Schulterkinematik zwei gegensätzlich zu beobachtende Phänomene: einerseits erhöht sich die Translation des Humeruskopfes nach kranial, was eine Verengung des Subakromialraums nach sich zieht, andererseits weitet sich bei muskulärer Ermüdung eben dieser Raum über eine Retraktion des Schulterdachs aufgrund der Kompensationsbewegungen der Skapula. Chopp-Hurley und Dickerson (2015) führen diese Ergebnisse auf die verschiedenen muskulären Anteile der Rotatorenmanschette und der restlichen Schultermuskulatur zurück. Ihrer Ansicht nach sind die in Studien verwendeten Ermüdungsprotokolle in erster Linie für eine Ermüdung der Muskulatur der Rotatorenmanschette verantwortlich, was durch die Beobachtungen gestützt wird, dass ähnlich dimensionierte Translationen des Humeruskopfes auch bei Patienten mit Schädigungen an der Rotatorenmanschette vorliegen. Studien, die versuchten die skapulastabilisierenden Muskeln (unterer und oberer Anteil des M. trapezius, M. serratus anterior) unabhängig von der Rotatorenmanschette zu ermüden, stellten jedoch wiederholend fest, dass dies nicht getrennt von der Muskulatur der Rotatorenmanschette erfolgte und Anteile der Rotatorenmanschette mit ermüdeten (Borstad, Szucs & Navalgund, 2009; McQuade, Dawson & Smidt, 1998; Wu et al., 2005). Es bleibt daher erstens festzuhalten, dass für die Beschreibungen von Pathomechanismen des subakromialen Impingement-Syndroms Ermüdungen der Schultermuskulatur getrennt nach äußerer und tieferliegender Muskulatur (Rotatorenmanschette) erfolgen müssen. Zweitens ist jedoch ersichtlich, dass eine Ermüdung der äußeren Muskulatur ein Indikator für eine Überlastung der Rotatorenmanschette, mit negativen Folgen für die Gelenkstabilität, sein kann.

2.4 Muskuloskelettale Erkrankungen durch Arbeiten in und über Schulterhöhe

Arbeitsplätze, die Überkopfarbeit mit häufigen Repetitionen von Schulterflexionen beinhalten, können systematisch Schulterbeschwerden auslösen (Linaker & Walker Bone, 2015). Dabei gestaltet sich der Entstehungsprozess arbeitsplatzinduzierter MSE der Schulter bzw. des Schultergürtels multifaktoriell (Aziz, Ghazalli, Mohamed & Isfar, 2017; Charles, Ma, Burchfiel & Dong, 2018; Sterud et al., 2014). Ein besonders hohes Risiko für MSE im Schulterbereich entsteht vor allem bei Kombinationen aus Überkopfarbeit, hohen Lastgewichten und hohe Wiederholungszahlen (Linaker & Walker-Bone, 2015).

Zum besseren Verständnis der Einflussgrößen und Wirkungszusammenhänge schlagen Dickerson, Meszaros, Cudlip, Chopp-Hurley und Langenderfer (2015) die nachstehende schematische Übersicht vor (siehe Abb. 4).

Demnach lassen sich nach Dickerson et al. (2015) die äußeren Einflussfaktoren der Arbeitsaufgabe in zwei Kategorien unterteilen:

- 1 Die Arbeitsplatzumgebung (äußere Gestaltung der Arbeitsplatzumgebung wie Arbeitshöhen, Raumklima etc.) sowie
- 2 Parameter der Arbeitsbelastung (zu bewältigende Lastgewichte, Taktfrequenz, Wiederholungszahlen, Arbeitszeiten, etc.).

Diese äußeren Faktoren, die für alle Arbeitnehmer*innen an einem spezifischen Überkopf-Arbeitsplatz gleichermaßen gelten, treffen auf individuelle körperliche Voraussetzungen (Anthropometrie, Alter oder Gesundheitszustand), wodurch es zu individuellen kinematischen oder auch physiologischen Reaktionen kommt. Das Zusammenwirken allgemeiner äußerer Einflüsse und individueller Voraussetzungen bestimmt demnach das Risiko für die strukturelle Gewebeschädigung des Einzelnen.

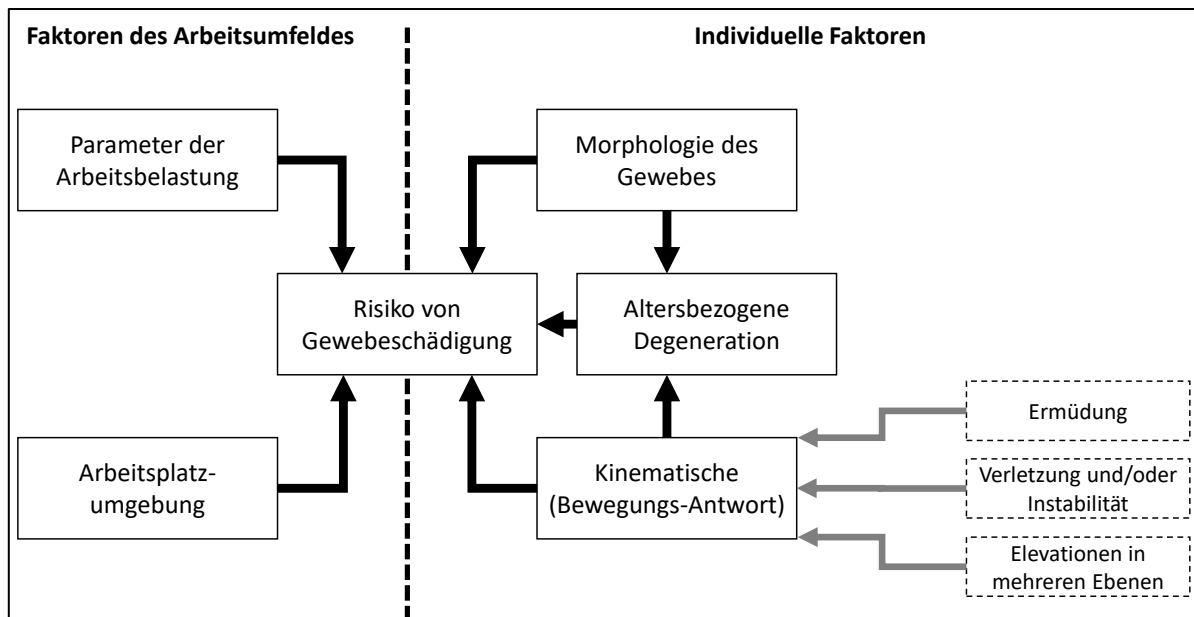


Abb. 4 Einflussgrößen und Wirkungszusammenhänge auf muskuloskelettale Beschwerden bei der Arbeit in und über Kopfhöhe (mod. und übersetzt nach Dickerson et al., 2015)

Deutlich wird die inhaltliche Nähe des Modells von Dickerson et al. (2015) mit dem, in der deutschen Arbeitswissenschaft maßgeblich verwendeten Modell des Belastung-Beanspruchung-Konzepts (Rohmert, 1984). Nach diesem Modell sind die auf die Person einwirkenden Anforderungen im Arbeitsverlauf (seien sie physischer oder psychischer Natur) als eine grundsätzliche Belastung aufzufassen. Die der Person innewohnenden physiologischen und psychologischen Kapazitäten reagieren auf diesen äußeren Belastungsreiz mit einer Reizantwort, welche die individuelle Beanspruchung kennzeichnet (Hottenrott, 2017). In der Arbeitswissenschaft werden unter den äußeren Belastungsreizen alle Merkmale der Arbeitssituation (Arbeitsaufgabe, physikalische, chemische, organisatorische und soziale Umgebungsbedingungen etc.) subsumiert, die nicht der arbeitenden Person selbst zuzurechnen sind. Die Beanspruchung umfasst in der arbeitswissenschaftlichen Definition dementsprechend nicht nur die physiologischen Reaktionen des Individuums auf diese Belastungen sondern gleichermaßen die psychologisch-emotionalen Antworten (Schlick, Luczak & Bruder, 2010). Ausgehend von der Studienlage und angelehnt an das Modell von Dickerson et al. (2015) und dem Belastungs-Beanspruchungsmodell von Rohmert (1984) lassen sich u.a. folgende Einflussfaktoren identifizieren, die für die Ausbildung einer Schulterproblematik verantwortlich zeichnen

Arbeitsplatzbezogene Faktoren der Überkopfarbeit:

- Zu bewegende Last / Werkzeuggewicht
- Arbeitshöhe bzw. Flexionswinkel der Schulter
- Arbeitsdauer / Arbeitszyklen
- Arbeitsgeschwindigkeit

Individuelle physiologische Voraussetzungen:

- Ermüdung
- Alter
- Schulterinstabilität oder Vorerkrankungen
- Geschlecht

Oliv, Noor, Gustafsson und Hagberg (2017) berichten, dass insbesondere die Abwesenheit der zuvor erwähnten Risikofaktoren wie Überkopfarbeit, das Heben von Lasten und andere Zwangshaltungen, die Arbeitsfähigkeit und –qualität auf einem hohen Niveau erhält und die Chronifizierung von bereits vorliegenden Beschwerden verzögert. Dieser Effekt zeigte sich laut der Autoren für ältere Personen aus der Arbeitnehmer*innengruppe um die 45 Jahre noch prägnanter. Die Kumulation von potentiellen Risikofaktoren am Arbeitsplatz kann die Wahrscheinlichkeit für die Entstehung von chronischen Schulterbeschwerden für die Beschäftigten um das Vierfache erhöhen (Miranda, Punnett, Viikari-Juntura, Heliövaara & Knekt, 2008).

Dalbøge et al. (2014) kalkulieren das Risiko aufgrund andauernder Überkopftätigkeit und repetitiver Armbewegungen ein Subakromiales Impingement-Syndrom zu entwickeln als doppelt so hoch gegenüber Personen mit vergleichbarer physischer Arbeitsleistung, die den oben genannten Risikofaktoren jedoch nicht im gleichen Maße ausgesetzt sind.

Arbeitsplatzbezogene Faktoren der Überkopfarbeit

Wie aus den genannten Modellen ersichtlich, sind die einzelnen Einflussfaktoren mit ihren Auswirkungen auf die Arbeitnehmerschaft nicht vollständig voneinander zu trennen, sondern ergeben ein spezifisches Interaktionsmuster, welches individuelle Reaktionen hervorruft. Dennoch lassen sich bestimmte Faktorenkombinationen nachweisen, die als übergreifende Risikofaktoren für die Entwicklung von Schulterbeschwerden betrachtet werden können.

Laut älteren Untersuchungen von McQuade et al. (1998) sind die Einflussfaktoren auf die Beanspruchung der Schultermuskulatur für Überkopftätigkeiten vor allem die Dauer der Exposition (aufgegliedert nach Bewegungsfrequenz und Zeitdauer der Einzelbewegung), die Arbeitshöhe (respektive der zu erbringende Elevationswinkel) sowie die zu bewegende Last bzw. der zu erzielende Kraftoutput. Zwischen den genannten Faktoren bestehen enge Zusammenhänge. So haben beispielsweise Iridiastadi und Nussbaum (2006) in ihrer Studie zu muskulärer Ermüdung in intermittierenden statischen Haltearbeiten nachgewiesen, dass lokale muskuläre Ermüdung wie auch die allgemeine Erschöpfung direkt abhängig sind von a) der Dauer der Einzelkontraktionen und b) der Höhe der muskulären Anspannung. Habes, Carlson und Badger (1985) konnten ebenfalls aufzeigen, dass in der Kombination von unterschiedlichen zu bewegenden Lasten in verschiedenen Höhen, der Faktor Last zwar der maßgebliche Kontributor für muskuläre Ermüdungen ist, die Arbeitshöhe jedoch neben der Last entscheidenden Einfluss nimmt. Andere Studien belegen den direkten Zusammenhang zwischen Arbeitshöhe und erhöhter muskulärer Aktivität (Anton et al., 2001). In den folgenden Textpassagen werden die einzelnen Risikofaktoren in der Ätiologie von arbeitsbedingten Schulterbeschwerden noch einmal dezidiert erläutert.

Zu bewegende Last / Werkzeuggewicht

Je nach Arbeitsplatz und Arbeitstätigkeit gestaltet sich das zu bewegende Lastgewicht in Form des zu führenden Werkzeugs (Power-Tool, Bohrer, Malerrolle etc.) oder aber in Kombination mit zu hebenden Materialien (bspw. wenn Materialien angehoben und dann mittels eines Werkzeugs fixiert werden) höchst unterschiedlich. Ersichtlich wird in diesem Beispiel, dass Überkopftätigkeiten häufig mit Hebe- und Tragetätigkeiten einhergehen. Das zu bewegende Gewicht in Form des Werkzeuggewichts oder zu hebender Lasten hat demzufolge einen hohen Einfluss auf a) das Belastungsempfinden der Mitarbeiter*innen und b) die Ermüdung bzw. die muskuläre Beanspruchung,

die aus der Belastung resultiert. Dementsprechend sind diese Effekte nicht trennscharf voneinander abzugrenzen, weshalb sich die Studienlage zum Einfluss des Lastgewichtes in der Überkopfarbeit uneinheitlich zeigt. Werkzeuggewichte können je nach Art des Werkzeugs zwischen wenigen Gramm (Schraubendreher) oder aber bis zu 10-12 kg betragen (Bohrhammer). Der für die betrachteten Branchen jedoch größte Anteil an Werkzeugen (bspw. Power-Tools oder Maler-Werkzeuge) liegt mit seinem Lastgewicht zwischen 0,5-2,0 kg (Sood, Nussbaum, Hager & Nogueira, 2017). Tian et al. (2019) wiesen nach, wie bei einem Vergleich von 0,49 zu 0,7 kg Werkzeuggewicht die Erhöhung des Lastgewichts um 270 Gramm einen signifikanten Einfluss auf das subjektive Belastungsempfinden sowie die muskuläre Aktivität des M. trapezius nahm (Tian, Yu, Chu & Li, 2019). Zudem beschleunigt die Verwendung von handgehaltenen Arbeits-Tools die Entwicklung von Schulterbeschwerden (Punnett et al., 2000). Der Einfluss von Lastgewichten auf die Aktivität der Schulter- und Nackenmuskulatur und dem damit einhergehenden subjektiven Belastungsempfinden zeigt sich also bereits bei diesen leichteren Werkzeuggewichten.

In Anbetracht der Ergebnisse zu den Einflüssen von Werkzeuggewichte auf die muskuläre Aktivität ist gut nachzuvollziehen, dass Studien, die höhere Lastgewichte inkludierten, die Auswirkungen der Last ebenfalls nachweisen konnten und diese als relevanten Faktor in der Entstehung von Schulterbeschwerden bewerten. Schwere Lastgewichte (5-12 kg) in der Überkopfarbeit führten dabei automatisch zu höheren Fallzahlen pathologischer Schultererkrankungen (Frost & Andersen, 1999). In einer Vergleichsstudie eines Industrie- und Servicesektors konnten Frost et al. (2002) einen Zusammenhang zwischen repetitiver Schulterbewegung und der Entwicklung von Schulterbeschwerden (hier Schulter-Tendinitis) belegen und stellten dabei den entscheidenden Einfluss des Lastgewichts innerhalb der Überkopfbewegung heraus.

Blache et al. (2015) wiesen nach, dass das Lastgewicht, unabhängig von anderen Faktoren, einen eigenständigen Belastungsfaktor darstellt. Hierzu ließen sie in einer Testreihe Gewichte von 6 kg, 12 kg und 18 kg über Schulterhöhe anheben und stellten dabei fest, dass sowohl Arbeitshöhe als auch Gewicht voneinander unabhängig Einfluss bspw. auf den M. anterior deltoideus und den oberen Anteil des M. trapezius nehmen und Erhöhungen der Arbeitshöhe oder des Gewichts jeweils in höherer Muskelaktivität münden. Ein systematisches Review von van der Molen et al. (2017) bestätigte dieses Ergebnis in einem systematischen Review zu arbeitsspezifischen Risikofaktoren für die Entstehung von Schulterbeschwerden. Die Autoren schlussfolgern, dass das Lastgewicht neben der Arbeitshöhe den größten Risikofaktor darstellt. Festzuhalten ist also, dass das Lastgewicht in Abhängigkeit seiner Größe immer als eigenständiger Risikofaktor in der Entstehung von Schulterbeschwerden betrachtet werden muss und dass bereits geringfügige Absenkungen des Lastgewichts hier signifikante Reduktionen der physiologischen Beanspruchungen bewirken können (Ferguson, Allread, Le, Rose & Marras, 2013).

Arbeitshöhe bzw. Flexionswinkel der Schulter

Alizadehkhayat, Roebuck, Makki und Frostick (2018) wiesen in einer Studie nach, dass sich Schulterflexionen über 90° besonders stark auf die muskuläre Ermüdung der Schultermuskulatur auswirken. Der Studie zufolge steigt mit zunehmender Armelevation die physiologische Beanspruchung graduell, womit das Risikopotential für MSE bei einer dauerhaften Exposition zunimmt. Wie sich dies in der direkten Überkopftätigkeit auswirkt, stellten bereits Sakakibara et al. (1995) bei Studien von Erntehelfern fest, bei denen das Anheben der Arme über 90° eine hohe Belastung darstellte. Sie schlossen daraus, dass repetitive Elevationen über einen längeren Zeitraum ohne Lastgewicht ausreichen um Schmerzen bzw. Beschwerden in der Schulterregion zu verursachen und Arbeiten über Kopfhöhe kausal für die Ausbildung von Schulter-Nacken-Beschwerden sein können (Sakakibara, Miyao, Kondo & Yamada, 1995). Svendsen, Bonde, Mathiassen, Stengaard-Pedersen und

Frich (2004) untersuchten Mitarbeiter*innen aus drei verschiedenen Branchen (Maschinenschlosser, Maler, Automechaniker) hinsichtlich ihrer Exposition zu Überkopfarbeit und Vorliegen von Schulterbeschwerden. Über alle drei Branchen hinweg zeigte sich, unabhängig von den individuellen Berufsjahren in der jeweiligen Branche, dass mit jedem zusätzlichen Prozent an zeitlicher Dauer von Armflexionen über 90° das Risiko für Schultererkrankungen ansteigt. Die Armelevation über 90° wird also von den Autoren als kritischer Punkt betrachtet, ab dem mit einer Erhöhung der physiologischen Beanspruchung zu rechnen ist. Folglich stellt neben dem Lastgewicht die Arbeitshöhe, respektive der damit verbundene Flexions- bzw. Elevationswinkel, einen zentralen Einflussfaktor auf muskuläre Beanspruchungen und Belastungsbeschwerden durch Überkopftätigkeiten dar. Laut der DIN 1005-4 (2009) sind bereits Schulterflexionsgrade über 60° als kritisch zu bewerten (Deutsches Institut für Normung e.V., 2009). Damit einher geht allerdings auch eine simplifizierte Bewertungsstruktur, die ab diesem Winkelgrad keine Unterscheidung mehr für die größeren Winkelgrade vornimmt. Aus den Studienergebnissen lässt sich ableiten, dass eine zusätzliche Gefährdungs-Einteilung in Winkelgrade über 90° hilfreich wäre, da ab dieser Position die Gefährdungspotentiale stärker zunehmen als im Winkelbereich zwischen 60-90° (Alizadehkhayat et al., 2018; Maenhout et al., 2015; Sommer, Frost & Svendsen, 2015).

Arbeitsdauer / Arbeitszyklen

Die zeitliche Dauer der eingenommenen Expositionen nimmt neben den Risikofaktoren „Gewicht“ und „Flexionsgrad“ in vielen Studien zu den Entwicklungen von MSE durch manuelle Lasthandhabungen oder Montagetätigkeiten eine gewichtige Rolle ein und zumeist werden in diesen Studien die Zeiträume der Einzelexpositionen zu einer Gesamtdauer kumuliert betrachtet (Beach, Senthilselvan & Cherry, 2012; Coenen, Douwes, van den Heuvel & Bosch, 2016; Frey Law & Avin, 2010). Coenen et al. (2016) observierten Betriebe unterschiedlicher Branchen über drei Jahre und analysierten dortige Arbeitsprozesse die sie mit Berichten zu muskuloskelettalen Beschwerden korrelierten. Mittels dieser Daten waren sie in der Lage Cut-Off Werte über die Dauer der Armelevation oder deren Frequenz im Arbeitsverlauf zu bestimmen, ab denen mit einer signifikanten Zunahme der Beschwerden für den Nacken und/oder die Schulter zu rechnen sei. Für die Gesamtdauer der Armelevation über den Arbeitsverlauf lag dieser Wert bspw. bei ca. 0,7 Stunden. Eine Beschränkung in der Aussagekraft ihrer Daten sehen die Autoren jedoch darin, dass sie Personengruppen ausgeschlossen haben, die besonders hohe Handkräfte zu generieren hatten. Ob dies beispielsweise die Nutzung von Power-Tools oder Bohrmaschinen etc. inkludiert und somit viele Arbeitsplätze aus dem Baugewerbe und der industriellen Montage ausschließt lassen Coen et al. leider unbeantwortet. Die kumulierten Expositionszeiten sind für höhere Lastgewichte in anderen Studien jedenfalls kürzer. Beach et-al. (2012) führten Befragungen bei Arbeitnehmer*innen durch, die Kompensationszahlungen aufgrund muskuloskelettaler Beschwerden von ihrer Berufsgenossenschaft erhielten. Personen mit Schulterbeschwerden wiesen überdurchschnittlich häufig ein Arbeitsumfeld auf, in denen sie Gewichte über 10kg über eine Gesamtdauer von mehr als 15 Minuten pro Arbeitstag über Schulterhöhe bewegen mussten. Für Beach et al. (2012) ist damit eine solche Belastungskombination ein Indiz für eine systematische Überbelastung am Arbeitsplatz. Leider ist ihrer Studie nicht zu entnehmen, ob auch andere Lastgewichts- bzw. Zeitgrenzen erfragt oder ob diese Grenzen willkürlich von den Autoren gesetzt wurden. Letzteres ließe dann für realistische Belastungsgrenzen potentiell größere Streubreiten in den Werten vermuten. Damit wären die Werte von >10kg Lastgewicht und >15min/Tag Expositionszeit mehr als grobe Richtlinie denn als Cut-Off Werte zu handhaben.

Zusammenfassend ist also für die kumulierte Expositionszeit festzuhalten, dass deren belastungsverträgliche Länge maßgeblich von der Höhe der Lastgewichte abhängig ist und sich bereits

Zeiträume ab 15 Minuten pro Arbeitstag als Überlastung erweisen können, sollten die Lastgewichte 10kg überschreiten. Kumulierte Expositionszeiten die an eine Stunde heranreichen sind nach derzeitigem Erkenntnisstand ungeachtet des Lastgewichts bereits zu lang. Zusätzlich zur kumulierten Dauer der Belastungsphasen/Einzelzyklen nimmt deren singuläre Länge Einfluss auf die Höhe der Belastung. Diese ist zudem abhängig von den Arbeitsplatzkontexten. Locks et al. (2018) untersuchten den Einfluss unterschiedlicher Automationsgrade zwischen zwei Automontagelinien auf die Pausenzeiten zwischen den Einzelzyklen und der körperlichen Beanspruchung von Mitarbeiter*innen. Mit einer stärkeren Automation nahmen die Pausenzeiten zwischen den Einzelzyklen ab, wodurch sich das Risikopotential der Mitarbeiter*innen für die Ausbildung von MSE weiter verstärkte.

Für die Bestimmung von Referenzwerten für die Dauer belastungsverträglicher Zykluszeiten für Überkopftätigkeiten liegen vereinzelnde Studien vor. Sood et al. (2017) sind in einem Laborexperiment der Frage nachgegangen, wie sich das Werkzeuggewicht in Kombination mit der Länge der Arbeitszyklen auf die Erschöpfung der Proband*innen auswirkt. Nachgestellt wurden statische Überkopf-Arbeitsaufgaben unterschiedlicher Zykluslänge (18, 27, 36 Sekunden), intermittierend über eine Dauer von 30 Minuten mit unterschiedlichen Lastgewichten, die denen von handelsüblichen Power-Tools entsprechen. Sood et al. (2017) kommen zu der Schlussfolgerung, dass einerseits die Dauer bis zur Erschöpfung zwar von einer Kombination aus Zykluszeit und Lastgewicht bestimmt wird, die Zykluszeit jedoch noch vor den Lastgewichten (zumindest für die hier verwendeten Gewichte) die größere Herausforderung darstellt (siehe Abb. 5). Sie plädieren daher dafür, die Zykluszeit und das Lastgewicht der zu führenden Werkzeuge und Materialien zusätzlich zur Arbeitshöhe als wichtige Parameter bei der Bestimmung von Arbeitsbelastungsanalysen für Überkopftätigkeiten mit zu berücksichtigen.

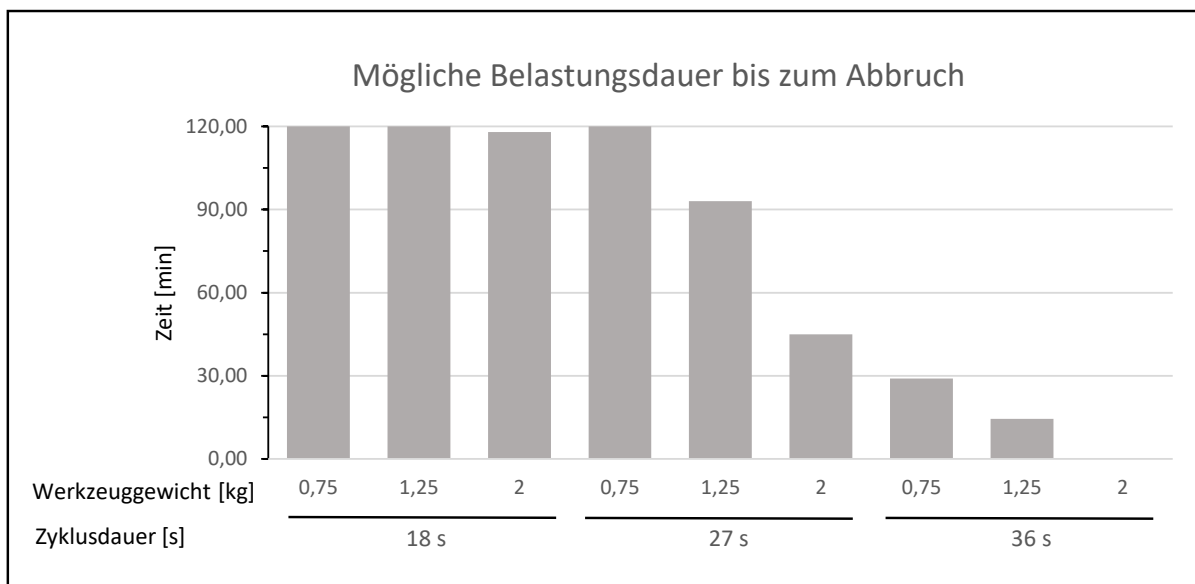


Abb. 5 Berechnungen der möglichen Belastungsdauer bei unterschiedlichen Lastgewichten und Zykluslängen (mod. nach Sood et al., 2017)

Andere Studien zeigen eine Einflussnahme auf die körperliche Beanspruchung bereits bei wesentlich kürzeren Zeitintervallen. In ihrer Studie zu den Interaktionen von Wiederholungsanzahl, der zu bewegenden Last und Arbeitshöhen, haben Ferguson et al. (2013) jeweils mehrere statische Überkopftätigkeiten (2 Sekunden) mit einer Frequenz von 2, 6 oder 10 Wiederholungen pro Minute

mit unterschiedlichen Elevationswinkeln und Lastgewichten gegeneinander getestet. Die Erhöhung der Anzahl der Repetitionen führte ungeachtet der anderen Parameter stets auch zu einer Abnahme des Sauerstoffanteils des in dieser Studie per NIRS (near infrared spectroscopy) analysierten Bluts im M. trapezius und M. anterior deltoideus als Folge der lokalen muskulären Ermüdung (siehe Abb. 6).

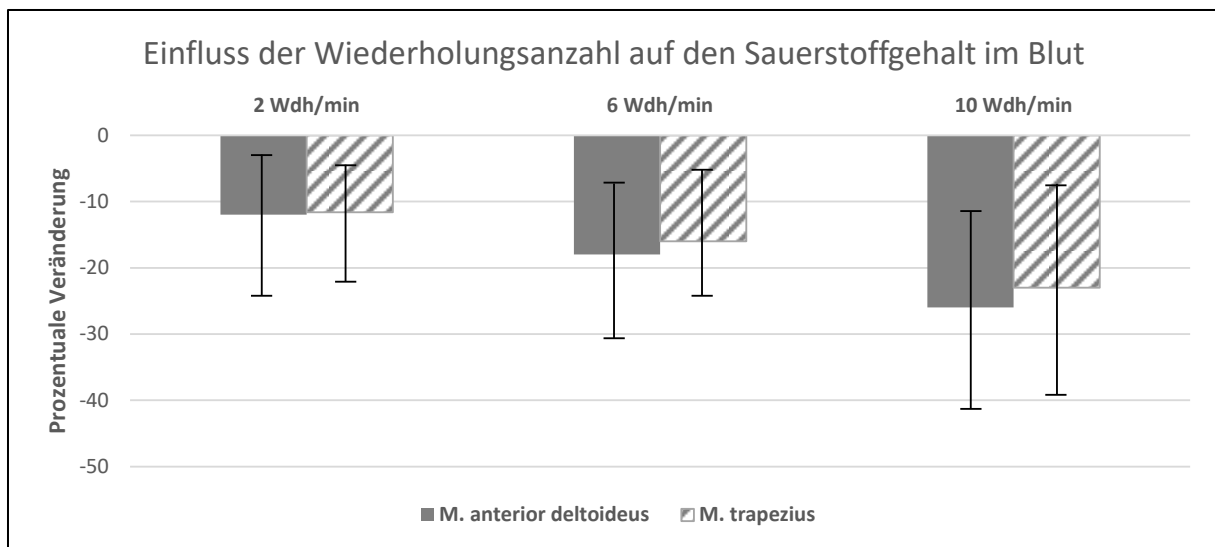


Abb. 6 Einfluss der Wiederholungszahl pro Minute auf den Sauerstoffgehalt im Blut (mod. nach Ferguson et al, 2013)

Wenngleich der Literatur keine verbindlichen Vorgaben für die Dauer von Einzelzyklen für ein belastungsverträgliches Arbeiten in und über Schulterhöhe zu entnehmen ist, weisen die bestehenden Daten daraufhin, dass Einzelzyklen zumindest für fortgesetzte Überkopftätigkeiten die Dauer von 30 Sekunden nicht überschreiten sollten und dass mit fortgesetzter Dauer mit einem exponentiellen Anstieg der körperlichen Beanspruchung gerechnet werden muss (Sood et al., 2017).

Arbeitsgeschwindigkeit

Die Einflussnahme der Bewegungsgeschwindigkeit auf die Gelenkdrehmomente untersuchten Ide, Tokcalar und Gunduz (2018) bei getakteten drei- und fünfsekündigen Arbeitssequenzen in der Bremsscheibenmontage am Fließband. Sie beobachteten eine vielfache Zunahme der Drehmomente im unteren und oberen Rücken sowie der Schulter bei Reduktion der Ausführungszeit von fünf auf drei Sekunden. Die Autoren schließen daraus, dass Geschwindigkeitszunahmen in den Arbeitsprozessen einen negativen Einfluss auf die Arbeitsplatzergonomie nehmen. Auch andere Autoren stellten fest, dass die Bewegungsgeschwindigkeit bzw. (Winkel-) Beschleunigung neben der Dauer der einzelnen Arbeitszyklen sowie der zu bewegenden Lastgewichte durch Werkzeuge und/oder andere Materialien Einfluss auf die muskuläre Beanspruchung und die zugrundeliegenden Gelenkstrukturen nimmt (Luger, Mathiassen, Srinivasan & Bosch, 2017; Srinivasan, Samani, Mathiassen & Madeleine, 2015).

Darüber hinaus gibt es Hinweise darauf, dass sich bei einem Anstieg der durchschnittlichen Bewegungsgeschwindigkeit die Ermüdung der muskulären Strukturen der Schulter beschleunigt, da vermehrt Co-Kontraktionen (so etwa im M. trapezius und M. serratus anterior) zu verzeichnen sind (Januario, Oliveira, Cid, Madeleine & Samani, 2017). Januario et al. (2017) vermuten, dass die Co-Kontraktion die Aufgabe erfüllt die Schultergelenksregion bei höheren Bewegungsgeschwindigkeiten zusätzlich zu stabilisieren. Für unterschiedliche Bewegungsgeschwindigkeiten bei Pick & Place Aufgaben konnten Bosch, Mathiassen, Visser, Looze und van Dieën (2011) keine vergleichbaren

Erhöhungen des muskulären Aktivitätslevels oder Abweichungen in der intermuskulären Koordination feststellen. Allerdings verzeichneten sie für die schnellere Arbeitsgeschwindigkeit eine Zunahme der Fehlerrate im Arbeitsprozess. Ein möglicher Erklärungsansatz für diese unterschiedlichen Ergebnisse zwischen den beiden Studien liegt im größeren Bewegungsradius, den die Probanden bei Januario et al. (2017) zu erfüllen hatten. Eventuell sind hierbei, im Hinblick auf die Koppelung von Bewegungsgeschwindigkeit im Gelenk und hiervon abhängiger Gelenkstabilisierung, größere muskuläre Aktivitätslevel als in der Studie von Bosch et al. (2011) vonnöten gewesen. Dies kann als Hinweis darauf betrachtet werden, dass erhöhte Bewegungsgeschwindigkeiten die Stabilisation der Gelenke in höherem Maße fordert und sich dieser Stabilisierungsbedarf negativ auf die muskuläre Ausdauer auswirkt. Dies wiederum hätte Implikationen auf die Zeitdauer, in der Arbeitstätigkeiten noch gesundheitsverträglich durchgeführt werden können, denn mit zunehmender Ermüdung der gelenkumgebenden Muskulatur nimmt deren Vermögen ab das Gelenk zu stabilisieren (Balogh et al., 2019; Kinali et al., 2016; Luger et al., 2015).

Individuelle physiologische Voraussetzungen

Inwieweit sich eine regelmäßige Überkopftätigkeit auf die potentielle Entwicklung muskuloskelettaler Beschwerden auswirkt, ist neben den oben geschilderten arbeitsplatzbezogenen Faktoren auch von den individuellen körperlichen Voraussetzungen der Arbeitnehmer*innen abhängig (Börner & Bullinger, 2018; Dickerson et al., 2015). Alters- sowie geschlechterabhängige physiologische Voraussetzungen bestimmen maßgeblich, wie sich die äußeren Belastungen in Form individueller Beanspruchungen manifestieren und somit beispielsweise die muskuläre Ermüdung am Arbeitsplatz beeinflussen. Laut Tse, McDonald & Keir (2016) stellt die muskuläre Ermüdung eine der größten Risiken für die Entwicklung von MSE durch Überkopftätigkeiten dar.

Ermüdung

Die muskuläre Ermüdung wurde in den meisten arbeitswissenschaftlichen Studien die sich mit dieser Thematik auseinandersetzten entweder über Frequenzanalysen des EMG-Signals ermittelt (Bosch et al., 2011; Iridiastadi & Nussbaum, 2006; Pritchard, Tse, McDonald & Keir, 2019; Tian et al., 2019) oder aus der Zeitdauer der Exposition und Veränderungen in den EMG-Amplituden (Luger et al., 2017; Yassierli & Nussbaum, 2007) sowie aus Abnahmen des Kraftniveaus über die Dauer der Exposition (Nussbaum, Clark, Lanza & Rice, 2001; Yassierli & Nussbaum, 2007) abgeleitet. Während einer körperlichen Arbeitsausführung werden physische und psychische Ressourcen des Menschen in Anspruch genommen (Schlick et al., 2010). Das Ergebnis eines Ungleichgewichts von physischen und psychischen Arbeitsanforderungen auf der einen Seite gegenüber den physiologischen Wiederherstellungsprozessen des Individuums auf der anderen Seite resultiert in einer Arbeitsermüdung. Diese kann sich gemäß der Anforderungen sowohl als physische Ermüdung (Reduktion der neuromuskulären Leistung, Erhöhung der Herz-Kreislauf-Aktivität, Koordinationsbeeinträchtigung etc.) als auch in Form einer psychischen Ermüdung (Wahrnehmungsveränderungen, Konzentrationsstörung et.) manifestieren (Schlick et al., 2010). González-Izal, Malanda, Gorostiaga und Izquierdo (2012) unterscheiden bezüglich der physisch-muskulären Ermüdung zwischen einer zentralen Ermüdung, die mit einer Abnahme der zentralnervösen Innervationsrate für die periphere Muskulatur einhergeht und einer lokalen Ermüdung der peripheren Muskulatur, die vor allem auf Energiespeicherdefizite am Ort der Kontraktion zurückzuführen sei. In den vorliegenden Studien zu den Einflüssen repetitiver

Überkopftätigkeiten auf die Ermüdung wurden diese beiden Ebenen der physischen Ermüdung aufgegriffen und analysiert. Zum einen die zentrale Ermüdung, zumeist indirekt erfasst in Form einer subjektiven Rückmeldung des Anstrengungsempfindens (Beach et al., 2012; Boschman et al., 2012; Coenen et al., 2016; Guo, Wang & Ning, 2017; Phelan & O'Sullivan, 2014), zum anderen die lokale, muskuläre Ermüdung. Boyas und Guével (2011) definieren diese als ein zunehmendes Unvermögen der peripheren Muskulatur eine koordinierte Kontraktion als Folge eines zentralen Innervationsreizes zu vollbringen. Die Ergebnisse aus der Literatur zu den Einflüssen von Tätigkeiten in und über Kopfhöhe zeigen, dass schon kurze Arbeitsvorgänge von wenigen Minuten in und über Kopfhöhe das muskuläre Leistungsniveau verringern können (McDonald, Tse & Keir, 2016; Sood et al., 2017; Yassierli & Nussbaum, 2007) oder das notwendige neuromuskuläre Aktivitätsniveau zur Aufrechterhaltung der Arbeit um bis zu 50 % ansteigen lassen (Kinali et al., 2016; Qin, Lin, Buchholz & Xu, 2014). Mehrere Studien belegen zudem, dass mit einer zunehmenden muskulären Ermüdung eine Veränderung der kinematischen Arbeitsabläufe einher geht und sich aus der muskulären Ermüdung ergonomisch unvorteilhafte Handlungsveränderungen zur Ermüdungskompensation ergeben können (McDonald, Mulla & Keir, 2019; Pritchard et al., 2019; Qin, Lin, Faber, Buchholz & Xu, 2014). Horton, Nussbaum und Agnew (2012) konnten aufzeigen, dass Abwechslungen zwischen Tätigkeiten in Kopfhöhe und unterhalb Kopfhöhe die lokale muskuläre Ermüdung reduzieren konnten, sich daraus aber auch negative Effekte hinsichtlich der Arbeitsqualität ergaben. Der Pathomechanismus, der als Folge dauerhafter muskulärer Ermüdung der schulterstabilisierenden Muskulatur auf die Entwicklung muskuloskelettaler Beschwerden der Schulter auftreten kann (Côté, 2014), wurde im vorhergehenden Kapitel schon detailliert geschildert. Die vorliegende Literatur zur muskulären Ermüdung bei Arbeitstätigkeiten in und über Kopfhöhe referenziert auf diesen Pathomechanismus und bewertet die lokale Ermüdung als potentielle Gefährdung (Alabdulkarim et al., 2017; Kahl & Hofmann, 2016; Otto, Emery & Côté, 2019).

Alter

Yassierli und Nussbaum (2007) konnten Alterseffekte auf die lokale Ermüdung der Schultermuskulatur bei Überkopftätigkeiten nachweisen. Zwar wiesen jüngeren Studienteilnehmer*innen schnellere lokale Ermüdungserscheinungen auf, arbeiteten in der besagten Studie hingegen auf einem durchgehend höheren Niveau, weshalb die Autoren eine direkte Übertragung dieses Ergebnisses auf Arbeitsplatzsituationen in denen jüngere und ältere Arbeitnehmer*innen genormte Lasten bspw. Tools und Werkzeuge verwenden müssen nicht für zulässig halten. In mehreren Studien wird daher mit zunehmendem Alter der Beschäftigten gegenüber Jüngeren deren schnellere Ermüdung attestiert (Börner & Bullinger, 2018; Okunribido & Wynn, 2010), woraus sich für die Älteren eine höhere Belastung bei gleichbleibender Arbeitslast bzw. eine Abnahme der gesundheitsverträglichen Arbeitszeit ableitet (Hartmann, Klußmann & Serafin, 2018). Studien, die sich mit dem Vergleich der Auswirkungen normierter Lasten auf jüngere und ältere Proband*innen beschäftigen, verzeichnen ebenfalls eine schnellere Ermüdung der älteren Studienteilnehmer*innen aufgrund der im Gegensatz zur jüngeren Studienpopulation höheren Ausgangsbeanspruchungen vor allem bei höheren und extremen Arbeitsbelastungen (Jebens, Mamen, Medbø, Knudsen & Veiersted, 2015; Merkus et al., 2019).

Geschlechterunterschiede

Unterschiede zwischen Männern und Frauen standen in den früheren Untersuchungen zu Schulterbeschwerden durch Überkopftätigkeiten zumeist nicht im Vordergrund. Hooftman, van der

Beek, Bongers und van Mechelen (2009) befragten in einer Studie aus den Niederlanden Arbeitnehmer*innen aus unterschiedlichen Branchen (Pflege, Automobilindustrie, Metallverarbeitende Industrie) nach Beschwerden und Expositionen von Zwangshaltungen im Arbeitsalltag. Innerhalb dieser Population waren noch deutliche Unterschiede in der Geschlechterverteilung je nach Berufssparte zu verzeichnen.

Die Autoren stellten als Ergebnis ihrer Befragung entgegen ihrer Erwartung keine generell höheren körperlichen Beschwerden bei gleicher Exposition für die weiblichen Arbeitnehmerinnen fest, sondern ermittelten bei den Männern relevant schlechtere Werte was die Relation von Überkopftätigkeit und Beschwerdebild betraf (Verhältnis Frauen-Männer: $<0,75$). Männer waren also gegenüber Frauen in dieser Studie bei ähnlicher Belastung deutlich anfälliger für Schulterbeschwerden. Diese Beobachtung deckt sich nicht mit Ergebnissen anderer Studien, die höhere Prävalenzen von arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen für Frauen vor allem für den oberen Rücken und die Schulter-Arm-Region beobachteten (Zwart, Frings-Dresen & Kilbom, 2001; Nordander et al., 2008). Ein Erklärungsansatz für diese höheren Fallzahlen vieler Studien liegt in der Vermutung, dass Frauen aufgrund ihres geringeren Anteils von Muskelmasse bei ähnlicher äußerer Belastung bspw. durch das Lastgewicht einer relativ höheren muskulären Beanspruchung ausgesetzt sind (Côté, 2012; Hunter, 2009; Hunter, 2014). Nach Sood et al. (2017) zeigen Frauen in Überkopftätigkeiten zudem gegenüber Männern mit Zunahme des Lastgewichts eine geringere muskuläre Ausdauer.

Martinez, Bouffard, Michaus, Plamondon, Côté und Begon (2019) untersuchten geschlechtsspezifische Unterschiede bei Hebetätigkeiten zweier Lastgewichte (6kg, 12kg) an einem Regal im Stehen von der Hüfte bis in Überkopfhöhe. Ihre Ergebnisse zeigen auf, dass Frauen bei Hebevorgängen von der Hüfte bis Schulterhöhe nur dann eine andere Hebetchnik gegenüber Männern einsetzen, wenn das Lastgewicht eine gewisse Masse übersteigt (hier bei 12 kg). Speziell in der Überkopffphase zeigten Frauen jedoch bei beiden getesteten Lastgewichten eine differierende Hebetchnik. Die Autoren berichten von einer Abnahme der Beteiligung der Muskulatur des Glenohumeralgelenks (u.a. M. trapezius, M. deltoideus) zugunsten einer Zunahme der Beugemuskulatur des Ellenbogens sowie der Handgelenke (Martinez et al., 2019). Anders ausgedrückt haben die Frauen eine Strategie umgesetzt, die das Lastgewicht näher an das Schulterzentrum heranbringt und den Lastarm gegenüber der Schulter verkürzt. Die Autoren plädieren aufgrund ihrer Beobachtungen dafür, in Zukunft eine geschlechtsspezifische Kinematik bei der ergonomischen Gefährdungsanalyse in den Blick zu nehmen und somit arbeitsinduzierte Pathomechanismen geschlechtssensitiv zu berücksichtigen. Die Veränderung der Kinematik im Arbeitsverlauf ist aber kein Phänomen, welches sich ausschließlich bei weiblichen Mitarbeiterinnen wiederfinden lässt. Pritchard et al. (2019) erhielten in ihrer Untersuchung bei männlichen Testpersonen vergleichbare Ergebnisse, demzufolge die zunehmende Ermüdung mit einer Abnahme der Schulterflexion und gleichzeitiger Zunahme der Ellenbogenflexion einherging. Wie auch bei den weiblichen Teilnehmerinnen aus der Studie von Martinez et al (2019) sind die zu bewegendenden Lasten dementsprechend mit zunehmender körperlicher Beanspruchung dichter an das Schulterzentrum verlagert worden.

In Anbetracht dieser Ergebnisse scheinen kinematische Abweichungen der Bewegungsausführungen weniger als geschlechtsspezifisches Phänomen, sondern als ein geschlechterübergreifender Kompensationsmechanismus, der je nach vorliegendem Beanspruchungsniveau sowohl von Frauen als auch von Männern zur Reduktion der physischen Belastung genutzt wird. Abschließend lässt sich festhalten, dass geschlechterspezifische Unterschiede in der physiologischen Beanspruchung von Männern und Frauen vielfach belegt und in erster Linie durch die schnellere Ermüdung von Frauen bei Lastgewichten, die ein gewisses Maß übersteigen, begründet sind. Geschlechterspezifische Unterschiede in der Beanspruchung basieren somit vor allem aufgrund der unterschiedlichen Muskelmasse zwischen Männern und Frauen (Nordander et al., 2008; Serafin, Hartmann & Klußmann,

2018). Diese bestimmen den Grad der individuellen muskulären Beanspruchung und definieren darüber das Belastungspotential der jeweiligen Überkopftätigkeit.

Präventionsmaßnahmen in der Verhinderung von MSD bei Überkopfarbeit

Maßnahmen zur Reduktion der Beanspruchungen der Schulterregion lassen sich in zwei Kategorien unterteilen. Zum einen sind dies verhältnispräventive Maßnahmen, die einer ergonomischen Verbesserung des Arbeitsplatzes (Ausrichtung und Orientierung der Arbeitsmaterialien wie Werkzeuge, Lastgewichte, Arbeitszeiten, Zyklusdauer etc.) zuzurechnen sind. Zum anderen fokussieren sich verhaltenspräventive Maßnahmen auf ergonomisch günstige Bewegungsabläufe im Arbeitsprozess (bspw. rückenverträgliches Arbeiten) wie auch auf den Ausbau physischer und psychischer Belastungskapazitäten (Kraft, Ausdauer, Stressresilienz etc.) die die individuelle Widerstandsfähigkeit gegenüber den arbeitsbedingten Risikofaktoren bedingen (Boschman, Frings-Dresen & van der Molen, 2015; Pieper, Schröer & Eilerts, 2019; van der Beek et al., 2017). Laut Linaker und Walker-Bone (2015) ist die durch Studien gestützte Evidenzlage nicht ausreichend, um eine systematische Linderung von Schulterbeschwerden über Arbeitsplatzinterventionen zu belegen. Studien, die Interventionserfolge auf diesem Sektor melden, müssen laut Oliv, Gustafsson, Baloch, Hagberg und Sandén (2019) dann auch gezielt die Schulterbeschwerden adressieren und können nicht Bestandteil allgemeiner verhaltenspräventiver Maßnahmen sein.

Auf dem Feld der Verhältnisprävention wird in den letzten Jahren verstärkt die zunehmende Automatisierung im industriellen Sektor und speziell in der Automobilindustrie diskutiert, welche die Anteile manueller Arbeit in der Montage immer weiter zurückdrängte (Vogel-Heuser, Bauernhansl & Hompel, 2017). So versprach das CIM (Computer Integrated Manufacturing) eine Automatisierungsgrundlage, in der der Mensch als zentrales Element der industriellen Produktion und Montage vollständig ersetzt werden sollte und nur mehr Kontrollaufgaben zu erledigen habe (Brandl, Mertens, Luczak & Nitsch, 2018). Neben der Steigerung der Produktivität sind diese Automatisierungslösungen stets auch mit einer Verbesserung der ergonomischen Arbeitsbedingungen vor allem für teilautomatisierte Anlagen und Produktionsprozesse begründet worden (Krieger, Staab, Matthias, Behnisch & Kuhlenkötter, 2008). Mit Beginn der Automatisierungswellen in der Industrie war die Hoffnung verknüpft, dass hierdurch das Ausmaß physiologisch belastender Arbeitsvorgänge minimiert werden könne (Balogh, Ohlsson, Hansson, Engström & Skerfving, 2006). Angesichts der nach wie vor präsenten muskuloskelettalen Beschwerden in Produktionsprozessen hat sich diese Hoffnung bislang allerdings nicht erfüllt (Sterud et al., 2014). Adolph, Rothe und Windel (2016) sehen in den neuen digitalisierten Formen der automatisierten Arbeitswelt der Industrie 4.0 eine große Chance, physische Belastungen dadurch zu reduzieren, dass diese mit Hilfe der Digitalisierung individualisierter gestaltet werden könnten. Was laut den Autoren den Chancen einer Belastungsreduktion jedoch entgegenstehe, sei die Tendenz einer Übertragung von „Restaufgaben“ im Automatisierungsprozess an den Menschen. Diesen Restaufgaben immanent sei u.a. deren einseitige körperliche Belastung und Monotonie (Adolph et al., 2016). Zudem besteht immer auch die Gefahr, dass mit einer „stromlinienförmigeren“ Automatisierung den physiologisch notwendigen Pausen im Arbeitsprozess nicht genügend Beachtung geschenkt wird (Locks et al., 2018). Traditionell sind Automatisierungsprozesse immer dort relativ einfach umsetzbar bzw. ökonomisch vertretbar, wo Prozesse in weiten Teilen stets gleich verlaufen und ungleich schwieriger zu implementieren, wenn sich kurzfristige und evtl. unvorhergesehene Änderungen im Fertigungs- bzw. Montageprozess ergeben (Lotter, 2006). Dies kann aufgrund von Materialunzulänglichkeiten entstehen, Änderungen an der Teilezuordnung anstehen, oder wenn unterschiedlichste Bauteile in einem Fertigungsprozess zu setzen sind, weil sich die zu fertigenden Modelle unterscheiden. Die Automatisierung in der industriellen Fertigung, obwohl bereits weit fortgeschritten, ist in weiten Teilen also noch auf die spezifischen Vorteile des Menschen im Arbeitsprozess angewiesen (Weidner & Karafillidis, 2018).

Die Hauptstoßrichtung einer traditionellen verhältnispräventiven Maßnahme für Arbeitsplätze in denen Überkopftätigkeiten die Norm darstellen, ist in erster Linie das Bestreben die Überkopftätigkeit mittels einer Arbeitsplatzumorganisation derart zu umgehen, dass die erforderliche Arbeitshöhe auf ein ergonomisch verträglicheres Maß reduziert wird und damit die Überkopffposition hinfällig wird. Eine Möglichkeit hierzu besteht vor allem in teilautomatisierten Produktionsprozessen. Wie dies geschehen kann zeigen bspw. Maßnahmen der VW AG und Porsche AG, in denen die Montageanlagen so geändert wurden, dass große Anteile an Überkopftätigkeiten dadurch wegfallen, dass die Fahrzeuge im Förderband mittels flexibler Drehgehänge durch die Maschine so geschwenkt werden können, dass die Montage von Unterbodenteilen nicht mehr unterhalb des Fahrzeugs stehend erfolgt, sondern die Monteure sich seitlich an die Unterseite des Fahrzeuges stellen (Welwei, 2017). Obwohl eine solche Maßnahme die Arbeitstätigkeit von der Zwangshaltung Überkopftätigkeit unter einer ergonomischen Perspektive verbessert, können auch nach erfolgter verhältnispräventiver Maßnahme Arbeiten in Schulterhöhe mit physiologisch ungünstiger Schulterflexion vonnöten sein. Zweifelsohne sind die in diesem Beispiel aufgeführten ergonomischen Verbesserungen der Belastungsprofile des Arbeitsplatzes ein positiver Schritt, eine physiologisch anspruchsvolle Arbeitsplatzsituation besteht jedoch nach wie vor. Bei der (europäischen) Automobilindustrie handelt es sich darüber hinaus um eine hochtechnologisierte Branche mit weitreichenden finanziellen und technologischen Möglichkeiten. Dies gilt insbesondere für die sogenannten Stammwerke der großen Automobilhersteller. Aufgrund dessen gestaltet sich die Implementation einer solchermaßen gearteten Verbesserung der ergonomischen Randbedingungen zwar speziell an diesen modernen Standorten, diese stößt jedoch schon bei den bestehenden Fahrstraßen in den übrigen Automobilwerken an ihre Grenzen. Mit Blick auf die zahlreichen Kleinen und Mittelständischen Unternehmen (KMU) aus der Automobil-Zulieferindustrie, die nicht über die technologischen und finanziellen Mittel der Großkonzerne verfügen, sind Verbesserungen der Ergonomie vergleichbarer technischer Komplexität nicht in Sicht.

Für den Bereich des Baugewerbes stehen aufgrund der gegenüber der Industrie anderen Rahmenbedingungen (variierende Baustellen im Baugewerbe gegenüber festen Fertigungshallen in der Industrie) kaum Möglichkeiten in Aussicht die Ergonomie am Arbeitsplatz dergestalt zu verbessern, dass die Position zwischen Arbeiter*in und zu bearbeitendem Objekt verändert werden kann. So lassen sich zwar bspw. bei Fertighäusern gewisse Vorarbeiten schon an den Konstruktionselementen wie Wänden, Pfeilern etc. erledigen, die umfangreichen Verlegungsarbeiten mit ihren notwendigen Bohrungen an Wänden und speziell Decken lassen sich aber auch langfristig nur nachträglich händisch umsetzen. Für die bestehenden manuellen Tätigkeiten besteht damit nach wie vor die Frage, welche Maßnahmen zur Reduktion muskuloskelettaler Beanspruchungen getroffen werden können, wenn eine Automatisierung der manuellen Tätigkeit nicht zur Disposition steht und bestehende Maßnahmen der Verhältnis- und Verhaltensprävention bereits ausgeschöpft wurden. Daher sind speziell für das Baugewerbe wie auch für KMU in der Industrie häufig ergonomische Optimierungen am Arbeitsplatz nur kleinschrittig bzw. über den Einsatz spezieller Hilfsmittel umzusetzen (Bruder et al., 2016; Rönick, Bier, Bopp & Bruder, 2018). Eine bekannte Maßnahme der Reduktion äußerer Belastungen in Form des Lastgewichts in Hebe- und Tragetätigkeiten ist die Verwendung von Hebe- und Tragehilfen bzw. sogenannten Balancern (Hesse, Schmidt & Schmidt, 2001). Hebehilfen kommen in vielfältigen Arbeitsprozessen unterschiedlichster Branchen zum Einsatz, die mit Handhabungsaufgaben konfrontiert sind. Speziell in der Logistikbranche oder der Pflege sind diese ein weitverbreitetes Mittel zur Reduktion physischer Beanspruchungen der Mitarbeiter*innen (Fachinger, 2017; Zöllick, Kuhlmeier, Suhr, Eggert & Nordheim, 2019).

Technologisch gesehen lässt sich der Einsatz von Hebehilfen oder Balancern als eine Mensch-Technik-Interaktion bewerten und ist wie andere Ausprägungen dieser Interaktion den selben Problematiken

ausgesetzt (Hermans et al., 1999; Hesse et al., 2001). Obwohl sich der Einsatz solcher Hebehilfen als wertvoll in der Reduktion physischer Belastungen erweist (Boschman et al., 2012), sind diese nicht unproblematisch, speziell wenn sich deren Einsatz als zeitintensiv, aufwändig oder lernintensiv herausstellt (Latos et al., 2018). Speziell die Größe bestehender Balancer-Systeme macht ihren Einsatz in kleinen oder räumlich beschränkten Einsatzgebieten häufig unmöglich. Beispiele hierfür wären der Fahrzeuginnenraum, die Innenkabine eines Flugzeugrumpfes oder auch Arbeiten auf Gerüsten oder Leitern. Des Weiteren sind Hebehilfen oder Balancer von ihrer spezifischen Designorientierung dazu entworfen eine Unterstützung im fest definierten Hebe- und Tragevorgang zu leisten, d.h. ihre Aufgabe besteht darin, fest mit der anzuhebenden Last verknüpft zu sein. In vielen Fällen, in denen Arbeitnehmer*innen jedoch keine originäre Hebe- oder Tragetätigkeit vollführen, sondern das zu führende Werkzeug (Bohrer, Power-Tool etc.) die eigentliche Last darstellt, sind solche Balancersysteme in der Regel nicht geeignet. Eine Ausnahme hierzu besteht an dezidierten Montagetischen, an denen die Werkzeuge an Balancersystemen per ausziehbarem Seil angebunden sind. Diese Lösung verweist allerdings bereits auf ihren ortsfesten Charakter, der sich nicht für mobile Tätigkeiten eignet.

Im Zuge der Suche nach Lösungen zur physischen Entlastung von Arbeitnehmer*innen bei manuellen Tätigkeiten sind im Zuge der technologischen Weiterentwicklungen in den letzten Jahren vermehrt körpergetragene Exoskelette im Sinne einer Kopplung von Mensch und Maschine entworfen und gefertigt worden (Schlund, Mayrhofer & Rupprecht, 2018). Basierend auf Ideen und technologischen Entwicklungen aus der Rehabilitation und dem Militär werden diese Systeme in abgewandelter Form mittlerweile in weiten Teilen der Industrie und des Bauhandwerks als Möglichkeit angesehen physische Belastungen der Arbeitnehmer*innen „zusätzlich zu technischen und organisatorischen Gestaltungsmaßnahmen“ (Hensel & Keil, 2018, S. 253) zu reduzieren.

2.5 Exoskelette

Das folgende Kapitel legt dar, wie Exoskelette in unterschiedlichen Anwendungsfällen und Einsatzbedingungen definiert werden und wie sich einzelne Subkategorien von Exoskeletten anhand ihrer potenziellen Ausrichtung oder ihrer Systemgestalt sinnvoll unterteilen und damit untereinander vergleichen lassen. Es wird ein Überblick mit einzelnen Entwicklungen von Exoskeletten der letzten Jahre gegeben. Eine Konzentration erfolgt dabei auf Exoskelette oder exoskelettale Systeme für den Oberkörper bzw. die oberen Extremitäten. Anschließend wird der Frage nachgegangen, welche Präventionsziele mit den Oberkörper-Exoskeletten erschlossen werden sollen und welche Ergebnisse bisherige Exoskelette auf dem Feld der Reduktion von Risikofaktoren vorweisen können.

Allgemeine Definitionsversuche von Exoskeletten, die eine Vielzahl möglicher Unterformen zu integrieren versuchen, konzentrieren sich zumeist auf die Nennung der äußerlichen Struktur des Exoskeletts mit der ihr innewohnenden Qualität, Kräfte auf den Träger zu übertragen (Rukina, Kuznetsov, Borzиков, Komkova & Belova, 2016). Laut dieser Autoren ist unter einem Exoskelett in erster Linie ein externes, an den Körper angebrachtes und/oder anziehbares System zu verstehen, welches die anatomischen Strukturen des Körpers nachbildet. Zudem kann das Exoskelett die Kraft des Nutzers über einen direkten Transfer mechanischer Energie verstärken. Neben der reinen Kraftübertragung stehen für andere Autoren der bilaterale Informationsaustausch über die Mensch-Maschine-Schnittstelle (engl. Interface) ebenfalls im Vordergrund (Ruiz, Forner-Cordero, Rocon & Pons, 2006). Bei denselben Autoren wird als weitere Nebenbedingung für ein Exoskelett die Verwendung von

Gelenken und Segmenten definiert, die zumindest eine Gestaltähnlichkeit zum Menschen aufweisen müssen. Darüber hinaus sollte das Exoskelett physisch an den Nutzer angebunden (gekoppelt) sein (Ruiz et al., 2006). Des Weiteren definieren verschiedene Autoren das Exoskelett als ein „mechatronisches“ (Rukina et al., 2016) oder auch „elektromechanisches“ System (Ruiz et al., 2006). Es ist also entscheidend für das Exoskelett, dass es eine mechanische, elektronische und evtl. informationstechnische Komponente integriert. Die Integration von elektronischen Komponenten, wie sie bei Ruiz et al. (2006) und Rukina et al. (2016) noch vorausgesetzt werden, ist bei neueren Definitionen von Exoskeletten nicht mehr maßgeblich. Spätestens mit dem Erscheinen von Exoskeletten, die explizit auf eine elektronische Komponente verzichten, sogenannte „passive Exoskelette“, beschränkt sich die Definition in neueren Publikationen auf ihre Tragbarkeit und physische Unterstützung (Theurel & Desbrosses, 2019). Eine einheitliche, allgemeingültige Definition lässt sich demnach bisher nicht darstellen, was zu Unschärfen in der Abgrenzung zu anderen technischen Lösungen führt. Aus den vorliegenden Definitionsversuchen ist zumindest abzuleiten, dass ein Exoskelett sich darüber definiert, dass vom Exoskelett Kraft an den Nutzer übertragen wird und es zu diesem Zweck physisch mit dem Nutzer verbunden sein müsse (Rukina et al., 2016). Es ist dergestalt an den Menschen gekoppelt, dass es als Expansion zum Muskel-Skelett-Apparat betrachtet werden kann und über Schnittstellen mit diesem verbunden sein muss (Theurel & Desbrosses, 2019).

Die für Arbeitsprozesse optimierten Exoskelette sind von medizinisch eingesetzten Exoskeletten (im Rahmen von therapeutischen Maßnahmen) abzugrenzen (Theurel & Desbrosses, 2019). Wesentliches Unterscheidungsmerkmal zwischen den in dieser Arbeit fokussierten Exoskeletten für den gewerblichen Einsatz und ihren medizinischen Gegenstücken, ist das mit ihnen zu erreichende Ziel. So ist das vornehmliche Ziel von Exoskeletten in der Therapie, dass sie die Patienten bei der Wiedererlangung oder Wiederherstellung verlorengegangener Bewegungsabläufe assistieren sollen. Beim Einsatz von Exoskeletten wie dem am Universitätsklinik Balgrist (Zürich) mitentwickeltem LOKOMAT® (Hocomo AG, Schweiz) wird für die damit behandelten Patienten eine Bewegungstrajektorie vorgegeben. Somit dient das Exoskelett als assistives System, welches die Therapeuten innerhalb der Gangrehabilitation dahingehend unterstützt, dass sie die Bewegungsvorgaben an den Patienten nicht mehr manuell Schritt für Schritt vorgeben müssen (Barroso, Santos & Moreno, 2013). Damit ist das wichtigste konstruktive Unterscheidungskriterium für medizinische und betriebliche Exoskelette, dass erstere eine Bewegungstrajektorie vorgeben und die Träger*innen passiv bewegen und letztere lediglich die Eigenbewegung der Nutzer*innen unterstützen ohne eine Bewegungstrajektorie vorzugeben bzw. abhängig von der Eigenbewegung des Individuums bleiben. Geonea und Tarnita (2017) sehen dann auch die Ziele einer durch ein Exoskelett unterstützten Therapie in erster Linie in einer Reduktion der Abhängigkeit von klinischem Personal, der vorgegebenen Bewegungssteuerung durch das Exoskelett sowie einer kontrollierbaren Wiederholbarkeit von Bewegungsabläufen.

Zwischen beiden Formen von Exoskeletten finden sich je nach Unterstützungsgrad und Komplexität vor allem auf technischer Ebene vielfältige Überschneidungen. Wenn, wie Hensel und Keil (2018) ausführen, betrieblich einzusetzende Exoskelette nicht alleine die physischen Belastungen von Arbeitnehmer*innen reduzieren sollen um arbeitsbedingten MSE vorzubeugen, sondern zudem Mitarbeiter*innen mit Leistungseinschränkungen bei der Inklusion oder im Rahmen von Wiedereingliederungsmaßnahmen zugutekommen, wird die Abgrenzung zwischen den beiden Kategorien jedoch schwieriger. Für eine allgemeine Unterscheidung dieser beiden Kategorien von Exoskeletten ist die vorgeschlagene Differenzierung dennoch hinreichend. Die weiteren Ausführungen zu Subkategorien von Exoskeletten sowie hierzu bestehender Wirkungsanalysen beziehen sich ausschließlich auf den Bereich der betrieblich einsetzbaren, industriellen Exoskelette sowie an ihrer Ausrichtung auf die Unterstützung der Oberkörper- bzw. Schultermuskulatur.

2.5.1 Exoskelette für industrielle Anwendungen

Für die in den letzten Jahren kommerziell erhältlichen oder in Forschungseinrichtungen entwickelten Systeme zur Unterstützung von Mitarbeiter*innen in Arbeitskontexten haben sich in der zugehörigen Forschungsliteratur bestimmte Unterscheidungsmerkmale herauskristallisiert. Inhaltlich voneinander unterschieden werden die einzelnen Systeme anhand der Antriebsarten, der unterstützten Körperbereiche oder nach ihrer Morphologie d.h. ihrem strukturellen Aufbau. Eine mögliche Form der morphologischen Klassifizierung exoskelettaler Systeme findet sich bei Otten, Weidner und Linnenberg (2016). Hier laufen die Unterscheidungskriterien für die Exoskelette entlang zweier Dimensionen: der biomechanischen Äquivalenz des Systemaufbaus sowie der Steifigkeit der Strukturelemente. Die kreuzweise Überlagerung der einzelnen Dimension schafft eine 4-Felder-Matrix, die eine Verortung exoskelettaler Systeme innerhalb der Matrix ermöglicht (siehe Abb. 7).

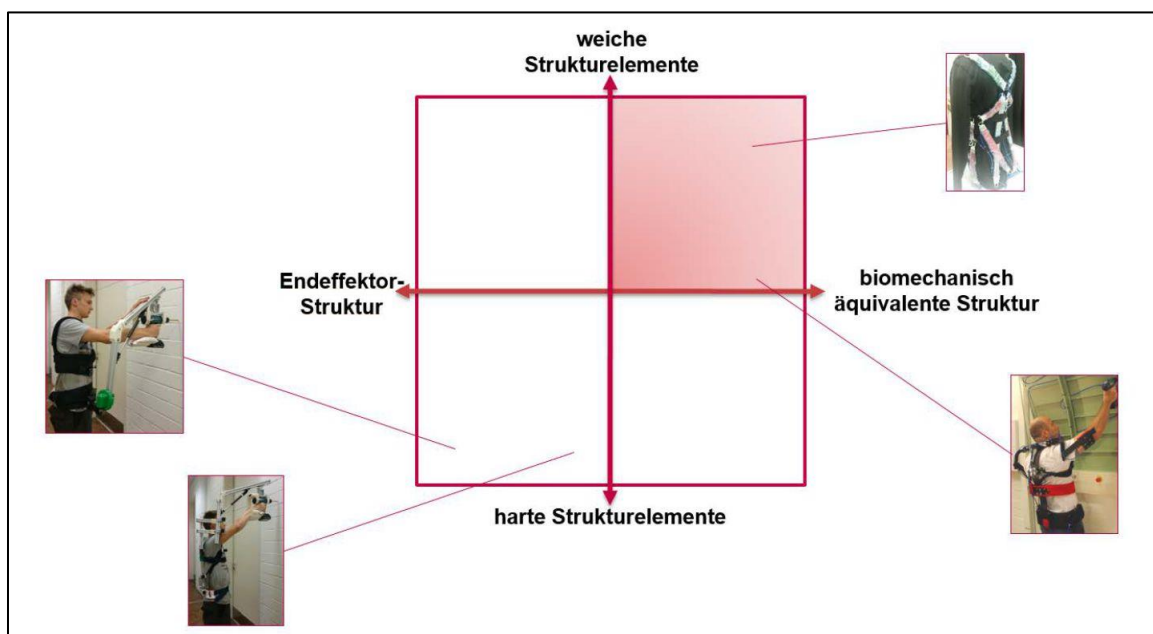


Abb. 7 Klassifizierung von exoskelettalen Unterstützungssystemen nach biomechanischer Äquivalenz und Steifigkeit der Strukturelemente (Otten et al., 2016, S. 498)

Ausgehend von der Matrix lassen sich exoskelettale Systeme dahingehend einordnen, inwieweit sie einen anthropomorphen Systemaufbau verfolgen, d.h. sich an die menschliche Skelettstruktur anpassen und dabei analog zum Menschen Gelenke aufweisen, die in Übereinstimmung mit den Gelenken des Trägers liegen müssen (Bitikofer, Hill, Wolbrecht & Perry, 2019; Cempini, Rossi, Lenzi, Vitiello & Carrozza, 2013; Schiele & van der Helm, 2006). Diese körpernahe und am menschlichen Aufbau orientierte Systemgestaltung wird in sehr plastischer Weise am Stuttgart EXO-Jacket des Stuttgarter Fraunhofer-Instituts deutlich, ähnelt es doch in seiner äußeren Erscheinungsform einer Nachbildung der unterliegenden menschlichen skelettalen Struktur, wengleich nicht alle menschlichen Freiheitsgrade implementiert wurden (Rogge, Daub, Ebrahimi & Schneider, 2016).

Auf der anderen Seite bilden Systeme mit Endeffektorstruktur nicht zwingend die menschliche Skelettstruktur nach, sondern können ggfs. Zusätzliche Gelenk und Stützstrukturen beinhalten, die die Last direkt angreifen. Ein Beispiel hierfür sind Dritte-Arm-Lösungen wie bspw. körpergetragene

Balancer (Weston, Alizadeh, Knapik, Wang & Marras, 2018) oder das Exoskelett „Jonny“ (siehe Abb. 8) zur Werkzeughandhabung (Weidner, Redlich & Wulfsberg, 2014)

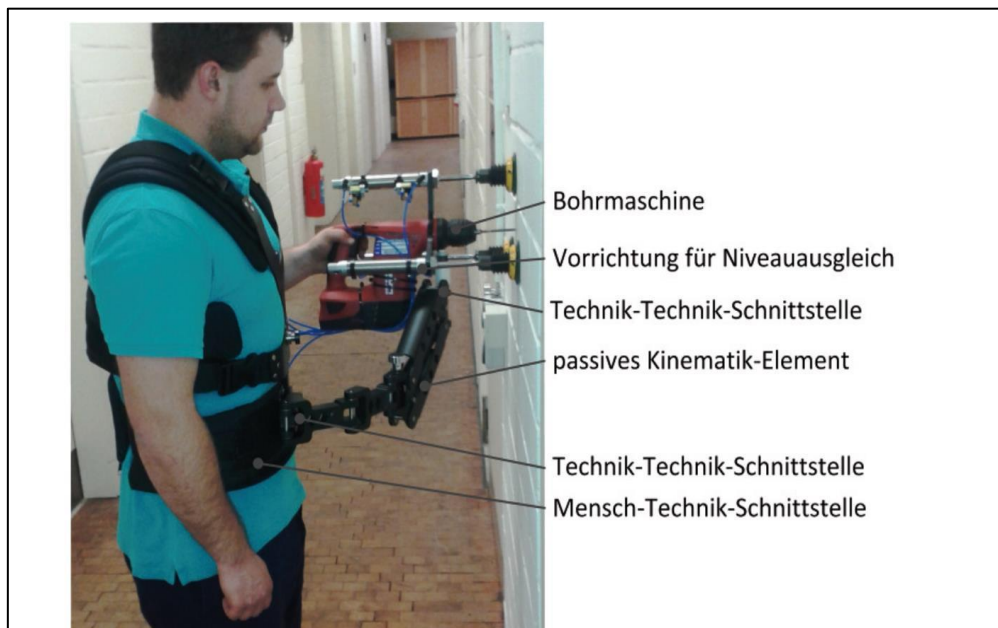


Abb. 8 Dritte-Arm-Lösung: das Exoskelett "Jonny" (Weidner, Redlich & Wulfsberg, 2014, S. 565)

Auf der anderen Dimensionsskala unterscheidet das Modell nach der Steifigkeit der Systemkomponenten. Mit steifen Komponenten bildet das Exoskelett die begriffsimmanente Rigidität eines Skeletts ab. Diese rigide Struktur ist hervorragend geeignet um Kräfte über einen längeren Hebelweg zu übertragen und Nachgiebigkeiten auf ein Minimum zu reduzieren. Je rigider der Systemaufbau, desto größer die Kräfte die tendenziell verlustfrei auf die Träger*innen übertragen werden können. Weiche, flexible Systemkomponenten sorgen hingegen dafür stärkere Anpassungen an sich verändernde Anthropometrien zwischen verschiedenen Nutzer*innen zu ermöglichen. Deren Steifigkeiten sind allerdings abhängig von ihrer Ausrichtung zu gestalten, so dass Bauteile je nach Orientierung elastische und steife Eigenschaften besitzen (Otten et al., 2016). So sind es der Definition von Nae et al. (2018) folgend die spezifischen Systemeigenschaften, die ein weiches Exoskelett von einem rigiden Exoskelett unterscheidet und nicht nur die Beschaffenheit der Systembestandteile. Für die Autoren sind neben den sich aus den Materialeigenschaften ergebenden Qualitäten, beispielsweise ihre Nachgiebigkeit oder Flexibilität, vor allem die Weise in der das Material Kräfte übertragen kann, entscheidend. Eine außerhalb der morphologischen Gestalt von exoskelettalen Systemen liegende Unterteilung betrifft die allen Exoskeletten zugrundeliegende Form der Aktuierung (Looze et al., 2016). Hier bietet sich eine praxisorientierte Unterteilung in zwei Hauptkategorien an: 1) passive Exoskelette, deren Kraftübertragung zu einhundert Prozent auf mechanischem Wege über Gasdruckfedern oder andere Federsysteme erfolgt (siehe Abb. 9) sowie 2) aktive Exoskelette, denen eine elektronisch steuerbare und damit adaptive Form der Kraftübertragung zugrunde liegt (Schick, 2018). Verlagert wird in dieser Klassifizierung das Unterscheidungskriterium für verschiedene Exoskelette auf den grundlegenden Aufbau ihres Energiespeichers und den sich daraus ergebenden Möglichkeiten zur Modellierung des Energieoutputs. Worin sich aktive und passive Exoskelette hinsichtlich ihres Energiespeichers dementsprechend maßgeblich unterscheiden, ist die Art der Energiebereitstellung

und den sich daraus ergebenden Konsequenzen (Hoffmann, Argubi-Wollesen, Linnenberg, Weidner & Franke, 2019).



Abb. 9 Exemplarische Darstellung zweier (passiver) industrieller Exoskelette (Levitate Airframe (links) und Paexo (rechts))

Ein passiver Energiespeicher in Form von z.B. Gasdruckfedern oder anderer Federmechaniken (bspw. Spiralfedern, Gummizüge et.) gewinnt seine Energie über eine Vorspannung, die vom Träger des Exoskeletts jeweils nach Dissipation der Energie nach erfolgtem Aktuierungsvorgang durch eigene Energieleistung rekuperiert werden muss. Der Träger eines per Gasdruckfeder angetriebenen passiven Exoskeletts zur Schulterunterstützung muss beispielsweise nach der Unterstützung durch das System (welches seine Arme dabei nach oben bewegt hat), seine Arme gegen die Aktierungsrichtung des Systems stemmen, um über diesen Weg Energie in die Gasdruckfedern über eine Komprimierung des im Kolben eingeschlossenen Gases (zumeist Stickstoff) einzuleiten. Letztlich wird die von einem passiven System zur Verfügung gestellte Kraft damit vom Nutzer selbst generiert. Damit sich daraus überhaupt ein sinnvoller Benefit für den Nutzer einstellt, wird für den Vorgang der Rekuperation auf größere Muskelpartien zurückgegriffen als diejenigen, die vom System unterstützt werden sollen (Vries, Murphy, Könemann, Kingma & Looze, 2019). Aktive Systeme besitzen hingegen eine externe Energiequelle (zumeist Lithium-Ionen-Akkus), die die Aktuatorik (Elektromotoren, Pneumatik-Zylinder etc.) mit Energie versorgt. Damit stellen die externe Energiequelle und die mit ihr einhergehenden Systemelemente wie Steuerung, Bedienelement, Antrieb etc. welche die Energiebereitstellung regeln (Otten et al., 2018), eine durch den Nutzer zu tragende Zusatzlast dar. Abzuwenden wäre diese Zusatzlast nur über eine kabelgebundene Energieversorgung in Form eines Anschlusses an eine stationäre Energieversorgung (Stromanschluss, Hallenluftdrucksystem etc.). Zudem weisen aktive Systeme eine elektronische Steuerung auf, welche die Energiebereitstellung an die Aktuatorik regelt. Aus der Wahl eines passiven oder aktiven Systems ergeben sich hinsichtlich der für den Nutzer zur Verfügung stehenden Unterstützungsleistung gewichtige Implikationen. So weisen passive Systeme eine festgelegte Federkennlinie auf. Die Federkennlinie bestimmt die Federkraft über den zur Verfügung stehenden Federweg und bestimmt damit maßgeblich die Charakteristik eines hierdurch aktuierten Exoskeletts (Vries et al., 2019). Zusätzlich gehen die Form der Anlenkung der Feder sowie der jeweilige Hebelarm bzw. der kinematische Aufbau in die Ausgestaltung der Unterstützungscharakteristik mit ein (Hessinger, Christmann, Werthschützky & Kupnik, 2018). Diese

Unterstützungscharakteristik ist identisch mit der dem Nutzer zur Verfügung gestellten Drehmomentkurve für die jeweils unterstützte Bewegung (Vries et al., 2019). Für die passiven Systeme ergibt sich daraus, dass eine Veränderung der Drehmomentkurve nur über eine mechanische Anpassung (bspw. Erhöhung der Federvorspannung, Änderung der Anlenkpunkte) erfolgen kann. Eine solche mechanische Anpassung ist somit im laufenden Betrieb eines Exoskeletts nicht möglich. Das Exoskelett muss vor einer solchen Anpassung entweder abgelegt werden oder sich zumindest in Ruhe befinden.

Für aktive Systeme gilt diese Einschränkung nicht im gleichen Maße. Zwar sind der Anpassung der Drehmomentkurve über die verwendeten Aktuatoren und deren Anlenkung etc. ebenfalls Grenzen gesetzt, die Ausgangsleistung der Aktuatoren ist aber in aller Regel im laufenden Betrieb innerhalb der eigenen Systemgrenzen verstellbar. So sind bspw. winkelabhängige Drehmomente zu allen Zeitpunkten über die elektronische Steuerung veränderbar. Diese Funktionalität gibt speziell den aktiven Systemen die Möglichkeit aufgaben- oder nutzerspezifische Drehmomentkurven zur Verfügung zu stellen und somit für unterschiedliche Arbeitskontexte potentiell passfähigere Unterstützungsleistungen zu generieren als dies passiven Systemen gelingt (Gopura, Bandara, Kiguchi & Mann, 2016). Innerhalb dieser beiden Hauptgruppen von passiven und aktiven Exoskeletten lassen sich diese in Abhängigkeit ihres Unterstützungsbereichs weiter klassifizieren. Theurel und Desbrosses (2019) benennen in ihrer Übersichtsarbeit zu Exoskeletten für den gewerblichen Einsatz zwei Hauptkategorien: Exoskelette, die maßgeblich den unteren Rücken unterstützen sollen sowie Exoskelette für die oberen Extremitäten zur Reduktion von muskuloskelettalen Erkrankungen der Schultern.

2.5.2 Wirkungsanalysen zu industriellen Exoskeletten für die oberen Extremitäten

Die Anforderungen, welche an Exoskelette gestellt werden lassen sich im Kern auf einen Faktor reduzieren: die Bereitstellung unterstützender Kräfte für den Nutzer. In diesem Sinne sind sie damit eine mögliche Antwort auf die von Kinali et al. (2016) formulierten Anforderungen an ergonomische Lösungen für Tätigkeiten über Kopfhöhe, nach denen diese vor allem helfen sollen die muskuläre Ermüdung zu minimieren. Innerhalb dieser Kernaufgabe der Reduktion von muskulärer Ermüdung sind die Bedarfe jedoch breit gestreut. Hieraus ergeben sich dann auch die im vorhergehenden Kapitel aufgeführten Unterteilungen in verschiedenste Systemansätze und -aufbauten. Ungeachtet der Differenzen zwischen den Systemen gilt für deren Wirkungsanalyse, dass die in deren Verwendung auftretenden Interaktionseffekte zwischen Träger und System im Fokus stehen. Sind die direkten Einflüsse mechanischer Natur im Rahmen der auftretenden Kräfte evtl. noch modellierbar, so sind die individuell zutage tretenden biomechanischen Effekte und physiologische Reaktionen des Trägers wesentlich schwieriger zu identifizieren bzw. zu prognostizieren (Miehling, Wolf & Wartzack, 2018).

Interaktionseffekte zwischen System und Nutzer exoskelettaler Systeme sind einerseits vergleichbar mit denen von passiven, tragbaren Systemen wie Schutzkleidung und –ausrüstung. So beeinflusst beispielsweise die Schutzkleidung von Feuerwehrleuten deren Bewegungsspielraum (Range of Motion) negativ (Park et al., 2015). Andererseits nehmen exoskelettale Systeme über ihre von außen auf den Nutzer zugeführten Kräfte, bezogen auf mögliche Irritationen oder Störungen der Bewegungsabläufe eine ähnliche Rolle ein, wie dies bei klassischen Sportgeräten der Fall sein kann. So führte etwa die Einführung von Carving-Skis aufgrund ihres neuartigen Schnitts und den sich daraus ergebenden Veränderungen der Interaktionskräfte zu vollkommen anderen Kinematiken bzw.

Technikleitbildern (Müller & Schwameder, 2003). Eine derartig drastische Veränderung der Bewegungsabläufe ist beim Einsatz von exoskelettalen Systemen nicht zu erwarten. Der Vergleich führt allerdings vor Augen, warum auch bei exoskelettalen Systemen Interaktionseffekte zu erwarten sind und weshalb die Messverfahren der klassischen biomechanischen Überprüfung von Interaktionseffekten zwischen Sportler und Sportgerät auch in der Überprüfung und Validierung von Exoskeletten ihre Anwendung finden (Du, Chen & Wang, 2016). Hierbei stehen vor allem Verfahren und Methoden zur Kinemetrie, Elektromyografie und Posturografie im Vordergrund, wobei andere Messverfahren aus beteiligten Forschungsdisziplinen streckenweise integriert werden (bspw. psychologische Messverfahren zur kognitiven Arbeitsbelastung).

Mit dem Aufkommen marktverfügbarer exoskelettaler Systeme für die Oberkörperunterstützung am Arbeitsplatz, sind eine Reihe von Untersuchungen vorgenommen worden, die deren biomechanischen Effekte mit den oben beschriebenen Werkzeugen in spezifischen Arbeitspositionen überprüften. Vries und Looze (2019) kamen in ihrem systematischen Review zu biomechanischen Effektstudien von marktverfügbaren Exoskeletten für Tätigkeiten in und über Kopfhöhe auf elf Studien zu insgesamt neun verschiedenen Systemen. Acht dieser Studien erschienen erst in den Jahren 2018 und später. Aus diesen Zahlen wird deutlich, dass zum gegenwärtigen Zeitpunkt nur wenige evidenzbasierte Erkenntnisse bezüglich der biomechanischen Effekte dieser Systeme vorliegen. Dieser Umstand wird in den wenigen Übersichtsarbeiten immer wieder angeführt, wenn es darum geht eine Empfehlung von Exoskeletten hinsichtlich ihrer Wirksamkeit in der Prävention muskuloskelettaler Beschwerden aus der Forschungslage heraus zu treffen und insbesondere deren Potential für die Minimierung von Schultertendinopathien zu bestimmen (Theurel & Desbrosses, 2019).

Vries und Looze (2019) kategorisieren die zu untersuchenden Parameter wie folgt: objektive Belastungsparameter (Muskelaktivität, Kinetik, Kinematik, Körperschwankung etc.) objektive Parameter der Performanz (Effizienz, Fehleranzahl, Präzision etc.) sowie subjektive Parameter (Komforteinschränkungen, Belastungsempfinden). Für die Arbeitstätigkeiten simulierten die meisten Studien eine Auswahl an Lasthandhabungen wie Trage- und Stapeltätigkeiten sowie Bohr- oder Schraubvorgänge über Kopfhöhe. Exemplarisch für andere Studien wurden beispielsweise bei Kim, Nussbaum, Mokhlespour Esfahani, Alemi, Alabdulkarim und Rashedi (2018) drei verschiedene Bohrvorgänge in Schulterhöhe sowie über Kopfhöhe mit unterschiedlichen Power Tools sowohl mit als auch ohne Exoskelett durchgeführt und hierbei die Schulter- und Rückenmuskulatur über EMG sowie das Belastungsempfinden über eine Borg-Skala erhoben.

Muskuläre Aktivität

Die meisten (Labor-)Untersuchungen zu den biomechanischen Effekten von (zumeist passiven) Exoskeletten führten einen Vergleich der Schultermuskelaktivität zwischen unterstützter und nicht unterstützter Bedingung durch (Kim et al., 2018a; Schmalz, Bornmann, Schirrmeister, Schändlinger & Schuler, 2019; Theurel, Desbrosses, Roux & Savescu, 2018). Das Maß der Unterstützung auf die neuromuskuläre Aktivität wird zumeist über elektromyografische Verfahren abgebildet (Rukina et al., 2016). Die Analyse der Muskelaktivität mittels Elektromyografie stellt das zentrale Werkzeug dar, mit dessen Hilfe der quantitative Beitrag von Exoskeletten zur Reduktion muskuloskelettaler Beanspruchungen ermittelt werden kann (Schmalz et al., 2019). Die individuelle Muskelaktivität ist der maßgebliche (wenngleich nicht der einzige) Gradmesser dafür, in welcher Weise sich die objektive, messbare Belastung (bspw. bewegte Masse über einen definierten Zeitrahmen) in individueller Beanspruchung ausdrückt. Vor diesem Hintergrund ist die EMG-Analyse in der Evaluation von Exoskeletten die vermutlich aussagekräftigste Form der Einflussbeschreibung von Exoskeletten auf das muskuläre System (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019). In bisherigen Studien zu den Einflüssen von

(Oberkörper-) Exoskeletten sind zumeist prozentuale Reduktionen der EMG-Amplituden, normalisiert auf die maximale willentliche Kontraktion (maximum voluntary contraction [MVC]), angegeben (Kim et al., 2018a). Neben Amplitudenauswertungen, die sich entweder auf das MVC (van Engelhoven et al., 2018) oder andere Normalisierungsparameter bezogen (Rashedi, Kim, Nussbaum & Agnew, 2014; Theurel et al., 2018; van Engelhoven et al., 2018) verwendeten andere Autoren Frequenzanalysen zur Ermittlung der Ermüdung der Muskulatur (Schmalz et al., 2019).

Ein direkter Vergleich der Ergebnisse der Studienlage zu den Effekten von Exoskeletten auf die muskuläre Aktivität ist aufgrund der unterschiedlichen Auswertemethoden und Parameter kaum möglich. Angaben dazu in welcher Höhe die Reduktionen ausfielen waren hierdurch von Studie zu Studie recht unterschiedlich und zusätzlich davon beeinflusst, dass a) verschiedene Exoskelette eingesetzt wurden, b) diese in unterschiedlichsten Arbeitsaufgaben getestet wurden sowie c) sich die Massen der Werkzeuge oder zu handhabenden Objekte in den einzelnen Studien voneinander unterschieden. Die hauptsächlich untersuchten Muskelgruppen waren der M. deltoideus und der M. trapezius (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019; Kim et al., 2018a; Rashedi et al., 2014). Zudem analysierten mehrere Studien die Aktivität des M. biceps brachii (Schmalz et al., 2019), des M. triceps brachii (Rashedi et al., 2014) als auch, wenngleich weniger häufig, des M. infraspinatus (van Engelhoven et al., 2018) sowie des M. erector spinae (Gillette & Stephenson, 2019).

Sämtliche genannten Studien zeigen auf, dass über den Einsatz von Exoskeletten eine Reduktion der mittleren Muskelaktivität des M. deltoideus erreicht wurde. So haben Rashedi et al. (2014) bspw. den Einfluss unterschiedlicher Werkzeuggewichte (1,1 kg, 3,4 kg und 8,1 kg) mit einem passiven Exoskelett untersucht und herausgefunden, dass sich die prozentualen Anteile der Reduktionen der Schultermuskelaktivität durch das Exoskelett mit ansteigender Masse des Werkzeugs erhöhen. Während beim geringsten Gewicht von 1,1 kg keine signifikanten Reduktionen ermittelt wurden, verzeichneten die Autoren mit dem höchsten Gewicht von 8,4 kg Reduktionen um die 45 % der Muskelaktivität über das Exoskelett. Alabdulkarim und Nussbaum (2019) stellten in ihrem Vergleich unterschiedlich konzeptionierter Exoskelette hingegen fest, dass sich die Reduktionen der muskulären Aktivität zwischen den einzelnen Exoskeletten zwar unterschieden, sich der Einfluss unterschiedlicher Werkzeuggewichte (2-5 kg) jedoch nicht auf die Differenzen zwischen den Exoskeletten auswirkte. Hingegen merken die Autoren an, dass ihre Ergebnisse nur für den spezifisch untersuchten simulierten Aufgabentypus gelten und eine Übertragbarkeit auf andere Arbeitsaufgaben mit differierenden Arbeitshöhen, Bewegungsrichtungen oder Werkzeuggewichten nicht getroffen werden könne (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019). Theurel et al. (2018) berichten für beidarmige, dynamische Aufgaben der manuellen Lastenhandhabung (9 kg für Männer, 5 kg für Frauen) mit dem passiven Exoskelett „Exhaus Stronger“ von einer Abnahme der muskulären Aktivität des M. deltoideus anterior von bis zu 50 %. Kim et al. (2018a) fanden für den gleichen Muskel in der Überprüfung des Exoskeletts EksoVest™ bei Arbeitstätigkeiten wie Schrauben oder Bohren in Schulterhöhe und über Kopfhöhe Reduktionen zwischen ca. 45 % und 50 %. Auch Gillette und Stephenson (2019) ermittelten in ihrer Feldstudie zum Exoskelett eine deutliche Reduktion in der Aktivität dieses Muskels über den Arbeitsverlauf. In der Untersuchung zum Exoskelett „Paexo“ bei Schraubtätigkeiten über Kopfhöhe durch Schmalz et al. (2019) entlastete dieses den M. deltoideus anterior mit 47 % gegenüber der nicht unterstützten Situation. Der M. deltoideus anterior wies damit in dieser Untersuchung von allen getesteten Muskeln die größten Reduktionen auf.

Für den M. trapezius (und andere Muskeln des Schultergürtels) sind die Forschungsergebnisse ähnlich. So konnten bspw. Kim et al. (2018a) für den M. trapezius genauso wie für den M. deltoideus anterior signifikante Reduktion durch das Exoskelett feststellen. Ebenso erreichten Kelson, Kim, Nussbaum und Srinivasan (2019) in der Überprüfung der Exoskelette Levitate Airframe™ and Eksobionics EksoVest™

signifikante Rückgänge in der Muskelaktivität für den M. trapezius durch beide Exoskelette. Auch Schmalz et al. (2019) erzielten mit dem „Paexo“ Entlastungen zwischen 18 – 34 % für die verschiedenen Anteile des M. trapezius. Ein vergleichbares Bild zeigt sich bei der Untersuchung des Exoskeletts „ShoulderX“ durch van Engelhoven et al. (2018) mit Werkzeuggewichten von 0,45 kg sowie 2,25 kg bei Bohrtätigkeiten über Kopfhöhe. Die Autoren berichten von Reduktionen bis zu 45 % beim M. trapezius und bis zu 80 % für den M. deltoideus. Rashedi et al. (2014) ermittelten hingegen keine Abnahmen der Muskelaktivität des M. trapezius.

Ergebnisse von Untersuchungen zu potentiellen Reduktionen der Aktivität der Armmuskulatur sind uneinheitlich. Während Rashedi et al. (2014) Abnahmen von bis zu 43 % der Aktivität des M. triceps brachii in Überkopftätigkeiten erhoben, konnten Theurel et al. (2018) bei Stapelaufgaben und Hebetätigkeiten eine Zunahme der Aktivität dieses Muskels um bis zu 97 % beobachten. Der Grund für diese gegensätzlichen Ergebnisse scheint sich jedoch nicht allein auf die Unterschiede zwischen den untersuchten Arbeitsaufgaben zu beziehen. So wurden auch bei van Engelhofen et al. (2018) signifikant erhöhte Aktivitäten im Trizeps über das Exoskelett erzielt, obwohl die Aufgaben denen aus der Studie von Rashedi et al. (2014) ähnelten. Die Aktivität des M. erector spinae wurde nur in wenigen Studien gemessen, da sich der Fokus in der Regel auf die Schultergürtel- und Oberarmmuskulatur konzentrierte. Theurel et al. (2018) überprüften die Aktivität der unteren Rückenmuskulatur sowohl bei den schon erwähnten Stapelaufgaben und Hebetätigkeiten als auch im Gehen mit einem vor dem Körper gehaltenen Zusatzgewicht. Sie ermittelten zwar keine signifikante, jedoch speziell im Gehen eine tendenziell erhöhte Aktivität der unteren Rückenmuskulatur unter Einsatz des Exoskeletts. Gillette und Stephenson (2019) beobachteten keine Veränderungen der Aktivität des M. erector spinae in den von ihnen untersuchten Arbeitstätigkeiten im Feld.

Fast alle vorliegenden Studien, die sich mit der Thematik der potentiellen muskulären Reduktion durch Exoskelette beschäftigten, verwendeten entweder EMG-Amplitudenwerte oder EMG-Frequenzen zur Mittelung der Muskelaktivität über die gesamten untersuchten Bewegungsabläufe. Hieraus ergaben sich demnach Messwerte, welche eine durchschnittliche Muskelaktivität über die Tätigkeiten hinweg widerspiegeln (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019; Gillette & Stephenson, 2019; Theurel et al., 2018). Was sich mit den Messwerten dadurch nicht beantworten lässt, ist die Frage, in welchen Bewegungsphasen oder Gelenkwinkelbereichen eine muskuläre Entlastung vorlag oder ob sich auf Basis der den einzelnen Exoskeletten hinterlegten Drehmomentprofile (van Engelhoven & Kazerooni, 2019) eventuell Phasen muskulärer Entlastung mit Phasen zusätzlicher Belastung im Bewegungsablauf gegenseitig beeinflussten. Vries et al. (2019) waren die ersten, die zumindest für vorgegebene Winkelbereiche (30°, 60°, 90°, 120°, 150°) die Muskelaktivität in statischen Haltepositionen der Schulterflexion mit und ohne Exoskelett (SkelEx, Rotterdam, Niederlande) bestimmten und die größten Reduktionen von bis zu 50 % im Bereich von 60° bis 120° feststellten. Die Autoren geben aber auch an, dass die Übertragbarkeit dieser Ergebnisse auf dynamische Arbeitstätigkeiten eingeschränkt ist. Damit ergibt sich für die Entwicklung und Validierung exoskelettaler Systeme eine Forschungslücke. Laut Vries et al. (2019) müsse zukünftig die Arbeitssaufgabe und die dabei eingenommenen Arbeitshaltungen bereits vor der Entwicklung exoskelettaler Systeme analysiert und deren Ergebnisse auch in die graduelle Verbesserung integriert werden. Beantwortet werden soll diese Frage laut den Autoren über spezielle experimentelle Settings oder aber Simulationen (ebd.). Eine Antwort darauf, wie experimentelle, dynamische Arbeitsaufgaben hinsichtlich der Muskelaktivität in spezifischen Gelenkwinkelbereichen getestet werden sollten oder welche Formen von Simulationen dazu benötigt würden, geben die Autoren nicht. Es stellt sich also insgesamt die Frage danach, wie bei speziellen Arbeitstätigkeiten eine Unterstützung durch exoskelettale Systeme realisiert wird. Insbesondere vor dem Hintergrund, dass einzelne Gelenkwinkelabschnitte physiologisch betrachtet besondere

Belastungen mit sich bringen, ist es von gesondertem Interesse, in welchen Gelenkwinkelbereichen sich diese Unterstützung muskulär bemerkbar macht.

Kinematik

Potentielle kinematische Veränderungen in den Arbeitsaufgaben, die sich über die Verwendung von Exoskeletten einstellen können, erfuhren in den bisherigen Studien eine deutlich geringere Aufmerksamkeit als die muskuläre Aktivität. Die Erfassung der Bewegung (Kinematik) des menschlichen Körpers in der Verwendung von Exoskeletten (und in eingeschränkter Form auch die Erfassung des Exoskeletts selbst) dient der vergleichenden Bewertung von unterstützten und nicht-unterstützten Bewegungsabläufen oder Arbeitsprozessen (d'Elia et al., 2017). Von besonderem Interesse ist der Einfluss des Exoskeletts auf die Kinematik im Arbeitsprozess. Neben der allgemeinen Passung der Systeme an anthropomorphe Strukturen (Jarrasse & Morel, 2012) werden zur Überprüfung der Einflussnahme der angelegten Systeme auf den Bewegungsablauf der Träger*innen zumeist Verfahren der 3D-Kinemetrie (optische und inertial basierte) Verfahren genutzt (Robert-Lachaine, Mecheri, Larue & Plamondon, 2017).

In ihrem Literaturreview zu den biomechanischen Einflüssen von Oberkörperexoskeletten listen Theurel & Desbrosses (2019) bspw. keinen kinematischen Parameter in ihrer Ergebnisübersicht auf. Vries und de Looze (2019) erwähnen in ihrem Review zur gleichen Thematik zwar, dass in den von ihnen inkludierten Studien auch kinematische Parameter wie Gelenkwinkel erhoben wurden, gehen auf diese im weiteren Verlauf ihres Reviews jedoch nicht weiter ein. Folgerichtig fordern Theurel und Desbrosses (2019) in ihrem Review dazu auf, in der Evaluation von Exoskeletten zukünftig verstärkt kinematische Daten zu erheben.

In einer der wenigen Studien, die sich auch den kinematischen Parametern widmeten, überprüften Kim et al. (2018b) die maximale Schulterflexion- und -abduktion beim Tragen des Prototypen des „EksoVestTM“-Exoskeletts in einer arbeitsunabhängigen ROM_{max}-Aufgabe. Sie berichteten dabei für beide Gelenkwinkel signifikant reduzierte Maximalwerte (eine Abnahme von 2,6 % für die Schulterflexion sowie knapp 10 % für die Schulterabduktion. Leider wurden von Kim et al. (2018b) keine Gelenkwinkel aus den Arbeitsaufgaben beschrieben, in denen die muskuläre Aktivitäten gemessen wurden. Dies setzten hingegen Theurel et al. (2018) in der Evaluation des „EXHAUSS Stronger[®]“-Exoskeletts um. Sie nutzten hierzu in Summe vier Beschleunigungssensoren am Rumpf, dem Oberarm, dem Unterarm sowie der Hand, um daraus die Gelenkwinkel für eine Oberkörperseite in den untersuchten Arbeitsaufgaben des Kisten Stapelns, des Tragens einer Kiste vor dem Körper sowie einer Hebetätigkeit von Kniehöhe auf Schulterhöhe und zurück, zu berechnen. Aus den Ergebnissen geht hervor, dass sich über das Exoskelett durchaus Veränderungen gegenüber der nicht unterstützten Baseline in der Kinematik der Schulter und des Ellenbogen ergaben. So erhöhte beispielsweise in der Trageaufgabe das Exoskelett die Winkel der Ellenbogenflexion sowie der Schulterabduktion signifikant. Die Veränderungen schienen dabei abhängig von der Arbeitsaufgabe zu sein, so beobachteten die Autoren bspw. in der Hebetätigkeit mit Exoskelett eine signifikant erhöhte Schulterflexion. In den anderen beiden Arbeitsaufgaben fiel diese jedoch mit Exoskelett geringfügig geringer aus. Klar erkennbar wird hierbei aber auch, dass die Erfassung von Mittelwerten der Gelenkwinkel, wie sie bei Theurel et al. (2018) vorgenommen wurden, keine Hinweise darauf liefern, in welchen Bewegungsphasen diese auftraten. Dabei wäre eine solche Information notwendig um einerseits die Belastungsveränderungen für die Nutzer*innen von Exoskeletten besser beurteilen zu können, andererseits den Herstellern Angaben über potentielle Problemstellen in der Kinematik des Exoskeletts zu liefern. Kelson et al. (2019) nutzten optische 3D-Kinemetrie in ihrem Vergleich zwischen den beiden Exoskeletten „Levitate AirframeTM“ und „Eksobionics EksoVestTM“ und nutzten diese Daten

um die Bewegungsphasen des untersuchten Bohrvorgangs nach Auf- und Abwärtsbewegungen zu unterteilen sowie eine Präzisionsüberprüfung in den Bewegungsendpunkten vorzunehmen. Angaben zu Gelenkwinkeln in den Bewegungsabschnitten machten die Autoren allerdings nicht.

In Ermangelung von Kinematikangaben sind hingegen Berichte zu den Einflüssen auf die Bewegungspräzision, vor allem bezüglich der Zielführung der eingesetzten Werkzeuge (bspw. wie genau der Bohrkopf auf das Ziel traf) häufiger zu finden. Die Präzision gilt bei manchen Autoren zumeist als Parameter für die Beeinflussung der Bewegungssteuerung durch das Exoskelett (Spada, Ghibaud, Carnazzo, Gastaldi & Cavatorta, 2019). Einige Autoren versprechen sich gar eine gestiegene Präzision in der Bewegungsmotorik über den Einsatz von Exoskeletten. Für diese Argumentation wird in der Regel eine Verbesserung aufgrund reduzierter muskulärer Ermüdung im Arbeitsverlauf herangezogen (Vries & Looze, 2019). Spada et al. (2019) testeten mit Probanden aus der Automobilfertigung einen Prototypen eines passiven Exoskeletts (Hersteller IUVO) und führten einen Präzisionstest in Schulter- bzw. Kopfhöhe durch, bei dem der Arm nicht abgesenkt werden durfte. In dieser Situation, in welcher der Arm dauerhaft ausgestreckt in Schulter- und Kopfhöhe gehalten und mit der Hand feinmotorische Aufgaben an einer Wand durchgeführt werden sollten, erzielten die Probanden über das Exoskelett eine Erhöhung der Präzision. Die Bewegungstrajektorien in diesem Präzisionstest gestalteten sich jedoch aufgrund des stets ausgestreckten Arms recht eingeschränkt und der gesamte Bewegungsablauf wenig dynamisch. Größere Bewegungsradien, mit größerer Dynamik erzielten Kim et al. (2018b) mit dem Exoskelett „Eksobionics EksoVest™“ bei Bohrtätigkeiten über Kopf und auf Schulterhöhe. In beiden Arbeitstätigkeiten wurden unter Einsatz des Exoskeletts insgesamt kürzere (Bohr-)Zykluszeiten (18,8 %) beobachtet. In der Bohraufgabe über Kopfhöhe ging dies jedoch mit einem signifikanten Anstieg der Fehlerrate in der Präzision der statischen Bewegungskonfiguration im Moment der Bohrtätigkeit (Bohrer im Bohrloch) einher. Die Autoren vermuten drei mögliche Ursachen für die Erhöhung der Fehlerrate: 1) sie ist Ausdruck der erhöhten Bewegungsgeschwindigkeit („speed-accuracy tradeoff“, 2) hervorgerufen durch eine Beeinflussung der Propriozeption durch das zusätzliche Drehmoment in der statischen Bohrposition oder 3) verursacht durch einen ungenügenden Zeitraum in der Vorbereitung auf die Testaufgabe mit Exoskelett. Sollten sich die ersten beiden Punkte als zutreffend erweisen, so müsste der letzte Punkt hingegen als zusätzlicher Umstand und nicht als eigenständige Ursache betrachtet werden. Alabdulkarim und Nussbaum (2019) ermittelten bei vergleichbaren Bohrtätigkeiten wie in der Studie von Kim et al. (2018b) hingegen keine erhöhte Fehlerrate durch den Einsatz eines passiven Exoskeletts.

Hensel und Keil (2018) berichten aus ihren Feldstudien mit den Exoskeletten „Paexo“ und „Levitate“, dass die getesteten Mitarbeiter eine niedrigere Arbeitsgeschwindigkeit bemängelten, gehen aber leider nicht darauf ein, ob sich diese auf Geschwindigkeitseinbußen in der Bewegungskonfiguration oder aber über Präzisionseinschränkungen zurückführen ließen. Grob- und feinmotorische Präzision wurde bei Liu et al. (2018) in der Nutzung des Exoskeletts „Levitate Airframe™“ überprüft. Die Autoren nutzten hierzu standardisierte Testaufgaben für Chirurgen in der Endoskopie und fanden hierbei keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Bedingungen mit und ohne Exoskelett. Butler (2016) erzielte bei Simulationen von Schweiß- und Malerarbeiten an speziellen Simulatoren über den Einsatz eines passiven Exoskeletts hingegen dramatische Verbesserungen der Produktivität von bis zu 86 % (die Produktivität innerhalb der Simulatoren gab der Autor als Gesamtscore von Zeit, Präzision, Qualität etc. an). Neben der geringen Probandenzahl (N=4) erschwert allerdings auch der von außen nicht nachvollziehbare Performance-Score einen Vergleich dieser Angaben mit Ergebnissen zur Bewegungspräzision aus den zuvor genannten Studien.

Bezüglich potentieller kinematischer Veränderungen in den Bewegungsabläufen durch den Einsatz von Exoskeletten ist demnach eine deutliche Forschungslücke zu verzeichnen. Dies bezieht sich nicht nur auf die Unkenntnis darüber, ob sich zu spezifischen Zeitpunkten in den Bewegungsabläufen

(Endpunkte der Bewegung als Zielort von Bohrtätigkeiten etc.) andere Gelenkwinkel ergeben, sondern auch auf Veränderungen der Bewegungstrajektorien bzw. der zugrundeliegenden Gelenkwinkel in der Gesamtheit der Bewegungsabläufe. Aufgrund der Tatsache, dass ein Exoskelett über sein additives Drehmoment Einfluss auf die Koordination der Arbeitsbewegung nimmt und sich dieser Einfluss auf Basis der Veränderungen der muskulären Aktivität der Schultermuskulatur in den vorliegenden Studien immer wieder bestätigt hat, ist eine Beeinflussung der Kinematik im Bewegungsverlauf keinesfalls auszuschließen. Die in mehreren Studien beobachteten Störungen der Präzision sind dabei als Ergebnis dieser kinematischen Beeinflussung zu interpretieren, stellen dabei jedoch nur eine Momentaufnahme im Bewegungsablauf dar. So sehen auch die Autoren der oben genannten Studien, dass, vor dem Hintergrund der notwendigen Bewertung des gesundheitlichen Benefits durch den Einsatz von Exoskeletten, potentielle Veränderungen der gesamten Bewegungsabläufe zukünftig analysiert und auf ihre physiologischen Auswirkungen hin diskutiert werden müssen (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019; Hensel & Keil, 2018; Spada et al., 2019).

Posturale Stabilität (Beibehaltung des Gleichgewichts)

Posturale Stabilität ist definiert als das Vermögen den eigenen Körperschwerpunkt über der Unterstütsungsfläche (die im Stehen über die Platzierung der Füße markiert wird) zu kontrollieren und beizubehalten (Grassi et al., 2018). Im Prozess der Beibehaltung des Gleichgewichts, welches über ein komplexes System der Koordinierung und Integration von visuellen, vestibulären und somatosensorischen Informationen (posturale Kontrolle) erfolgt (Grassi et al., 2018; Sprenger, Spliethoff, Rother, Machner & Helmchen, 2020), kommt es zu einem konstanten Körperschwanken, welches bspw. über Kraftmessplatten erfasst werden kann (Błaszczyk, 2016; Gebel, Lehmann & Granacher, 2020). Der Einfluss des Tragens und Nutzens von (Oberkörper)-Exoskeletten auf die posturale Stabilität bzw. das Körperschwanken ist in der aktuellen Forschungslandschaft gegenüber der Einflussnahme auf muskuläre Parameter vergleichsweise wenig untersucht (Theurel & Desbrosses, 2019). In der Ausführung stehender, manueller Arbeitstätigkeiten übernehmen, wie auch in anderen stehenden Alltagstätigkeiten, Mechanismen posturaler Kontrolle die Funktion, das dynamische Gleichgewicht zu erhalten (Fourcade, Hansen, LeBozec & Bouisset, 2014). Die Beibehaltung des Gleichgewichts ist eine maßgebliche Sicherung vor ungewollten Stürzen etc. (Matson & Schinkel-Ivy, 2020). Diese können vor allem im Kontext von Arbeitstätigkeiten gravierende gesundheitliche Schäden mit hohen ökonomischen Folgen aufweisen (Lurati, 2017). So berichtete beispielsweise das US-amerikanische Bureau of Labor für das Jahr 2015, dass Stürze und vergleichbare Unfälle (Stolpern etc.) für knapp 27 % aller arbeitsbedingter Verletzungen verantwortlich waren (Bureau of Labor Statistics, 2015). Die Aufrechterhaltung des dynamischen Gleichgewichts (posturale Kontrolle) bei manuellen Arbeitstätigkeiten spielt daher eine wichtige Rolle im Sinne des Arbeitsschutzes. Störfaktoren auf die posturale Kontrolle können auf verschiedensten Ebenen erfolgen, wobei sich diese in intrinsische und extrinsische Störfaktoren untergliedern lässt (Horak, 1997). Dass ein Exoskelett sich allein aufgrund seiner Masse als extrinsischer Störfaktor auf die posturale Kontrolle auswirken könnte, zeigt sich unter anderem anhand von Erkenntnissen, die sich aus Interaktionen mit anderen körpergetragenen Massen, seien es Rucksäcke, Sauerstoffflaschen etc. ergeben. So konnten verschiedenste Studien zeigen, dass das Tragen von Rucksäcken mit Hüftgurten, die quasi das Vorbild für das Befestigungs- und Abstützungskonzept der meisten am Oberkörper fixierten Exoskelette darstellen, die posturale Stabilität ihrer Träger negativ beeinflussen (Golriz, Hebert, Foreman & Walker, 2015; Strube et al., 2017). Die Massenverschiebung des Exoskeletts im Bewegungsablauf bspw. im Vorbringen der Arme könnte sich ebenfalls als Störfaktor auf das Gleichgewicht erweisen (Theurel & Desbrosses, 2019). Die Autoren gehen explizit auf die potentiellen Störungen der posturalen Kontrolle durch Exoskelette für die Schulterunterstützung ein und verweisen darauf, dass bspw. auch eine Erhöhung der muskulären

Aktivität der unteren Rückenmuskulatur beim Tragen von Exoskeletten ein Hinweis auf mögliche Beeinträchtigung der posturalen Kontrolle darstellen könne. So wurden in der Studie von Rashedi et al. (2014) mit dem Exoskelett „WADE“ Erhöhungen der Aktivität der unteren Rückenstrecker gemessen. Ob sich dies auf die posturale Kontrolle auswirkte wurde jedoch bei Rashedi et al. (2014) nicht direkt erhoben.

Theurel et al. (2018) erfassten in ihrer eigenen Untersuchung zum Exoskelett „EXHAUSS Stronger®“ die Posturale Kontrolle in der Hebetätigkeit über den Center of Pressure (COP) mittels einer Kraftmessplatte. Mit Exoskelett wiesen sie eine signifikante Vergrößerung der Fläche der für die Repräsentation der posturalen Kontrolle berechneten Konfidenzellipse des COP nach. Zudem beobachteten die Autoren eine verstärkte Aktivierung des M. tibialis anterior in Hebetätigkeiten mit dem Exoskelett. Sie schlossen daraus, dass mit dem Exoskelett eine Beeinflussung des Gleichgewichts in anterior-posterior Richtung vorlag, welche die Probanden über eine zusätzliche Aktivierung des M. tibialis anterior ausgleichen mussten (Theurel et al., 2018). Kim et al (2018b) untersuchten den Einfluss des „Eksobionics EksoVest™“ auf das statische und dynamische Gleichgewicht. Das statische Gleichgewicht wurde über eine Kraftmessplatte im ruhigen, aufrechten Stand über eine Zeitdauer von 70 Sekunden erhoben und mit Exoskelett eine signifikante Zunahme der Körperschwankungen um ca. 12 % in anterior-posterior Richtung beobachtet. Die Autoren führen diese Zunahme auf Störungen der posturalen Kontrolle über die durch das Exoskelett erhöhte Gesamtkörpermasse der Probanden zurück, wodurch die Schwankungskompensation in der Gleichgewichtserhaltung evtl. negativ beeinflusst würde. Das dynamische Gleichgewicht erhoben die Autoren mittels eines speziellen „slip & trip“-Protokolls ebenfalls per Kraftmessplatten und 3D-Kinemetrie im Gehen. Das „slip & trip“-Protokoll berechnet aus den erfassten Bodenreaktionskräften sowie der Höhe des Fußes in der Schwungphase eine potentielle Sturzgefährdung. Mit Exoskelett stellten Kim et al. (2018) keine signifikanten Differenzen zur Referenzbedingung fest. Insgesamt lässt sich anhand der Ergebnisse ableiten, dass Exoskelette eine potentielle Störung der posturalen Kontrolle verursachen können. In welchem Ausmaße dies erfolgt ist voraussichtlich von der Lastverteilung, der Form der Aktuierung sowie in besonderem Maße von der mit Exoskelett ausgeübten Arbeitshandlung abhängig. Eine Evaluation hinsichtlich möglicher Gefährdungspotentiale auf das Gleichgewicht muss demnach für jedes Exoskelett und die mit ihm geplanten Arbeitstätigkeiten im Speziellen getestet werden.

Subjektive Parameter

Eine positive Bewertung der Unterstützungsleistung und des Tragekomforts von Exoskeletten durch deren Nutzer bildet die Basis für die Verbreitung der Technologie in den angestrebten Nutzungskontexten (Hensel & Keil, 2018). Aus diesem Grunde finden sich in der Forschungsliteratur zu Exoskeletten zur Schulterunterstützung verschiedene subjektive Bewertungsparameter, um die individuelle Einschätzung der Nutzer abzubilden. Zusammenfassend lassen sich diese subjektiven Bewertungen auf zwei Hauptkategorien reduzieren: 1) Bewertungen hinsichtlich der empfundenen (muskulären) Entlastungen sowie 2) Akzeptanzschwierigkeiten aufgrund von Komfort- oder Performanzproblemen (Alabdulkarim et al., 2017; Hensel & Keil, 2018; Kim et al., 2018a; Theurel et al., 2018). Insbesondere zur Erfassung der Akzeptanz von Exoskeletten ist letzteres mithin der wichtigste Faktor zur Vorhersage einer erfolgreichen Implementierung in die Praxis (Hill, Holloway, Morgado Ramirez, Smitham & Pappas, 2017).

Auf Basis der muskulären Entlastungen in der Schultermuskulatur, die sich in den meisten EMG-Untersuchungen zu den Effekten der Exoskelette zeigten, ist es naheliegend, dass ein Großteil der Studien ebenfalls von subjektiv empfundenen Entlastungen in der Schulterregion berichtet. So ließen sich Abnahmen des Belastungsempfindens in den Armen bzw. für die Schulterregion den Studien zum

„ShoulderX™“ (-28 % (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019)) oder dem „Eksobionics EksoVest™“ (-40 % (Kim et al., 2018a)) sowie (-21 % (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019)) entnehmen. Hensel und Keil (2018), die eine rein subjektive Evaluation von zwei Exoskeletten für die Schulterunterstützung an Arbeitsplätzen in der Automobilindustrie durchführten („Levitate Airframe™“ & „Paexo“), berichten, dass ihre Probanden für beide Systeme eine generelle Entlastung für die Arm- und Schultermuskulatur zurückgemeldet hätten. Die subjektive Entlastung durch ein Exoskelett wird jedoch nicht von allen Studien gleichermaßen gestützt. Theurel et al. (2018) konnten in der Verwendung des „EXHAUSS Stronger®“ trotz signifikanter Reduktion der Aktivität des vorderen Schultermuskels von keiner subjektiv empfundenen Entlastung dieser Muskulatur berichten. Den Autoren zufolge haben die verwendeten Hebetätigkeiten die nicht unterstützte Muskulatur evtl. so stark gefordert, dass die Entlastung in der Schulter durch die Probanden nicht registriert wurde.

Die zwar konzeptionell ähnlich aufgebauten, in den Schnittstellen zum Menschen (Armschalen, Riemen, Haltegurte etc.) sich jedoch stark unterscheidenden Exoskelette, lassen einen direkten Vergleich der Ergebnisse bezüglich der Komforteinschränkungen aufgrund besagter Verschiedenheit nicht zu. Was sich jedoch bei allen bisherigen Untersuchungen zeigte, ist ein hohes Maß an Komforteinschränkung über die Kontaktstellen mit den Exoskeletten gegeben, vor allem im Bereich der Armschalen (Hensel & Keil, 2018). Die Probanden aus der Studie von Hensel und Keil (2018) gaben hierzu an, dass insbesondere Reibung an den Armschalen (Paexo) und Trägern (Levitate Airframe) sowie Schweißbildung an den Kontaktstellen eine Quelle von Unbehagen gewesen sei. Laut der Autoren sei dies dann auch die Hauptursache dafür, dass die Probanden im Feld die Nutzungsintention für beide Systeme niedrig bewerteten obwohl sie eine generelle Belastungsreduktion zurückmeldeten.

Auch andere Autoren erwähnen, dass in den vorliegenden Studien zu den Einflüssen von Exoskeletten die Mensch-Maschine-Schnittstelle hinsichtlich des Tragekomforts ein Problem darstellt und deren Behebung neben der Entlastung ein elementares Entwicklungsziel darstellt (Vries & Looze, 2019).

3 Exoskelett Lucy

Das zu überprüfende Exoskelett Lucy 2.0 ist Teilergebnis eines mehrjährigen, interdisziplinären Forschungsvorhabens „smartASSIST – Smart, Adjustable, Soft and Intelligent Support Technologies“, eine vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) im Rahmen des Programms „Interdisziplinärer Kompetenzaufbau im Schwerpunkt Mensch-Maschine-Interaktion vor dem Hintergrund des demographischen Wandels“ geförderten und von der VDI/VDE INNOVATION + Technik GmbH betreuten Forscher-Nachwuchsgruppe (Förderkennzeichen 16SV7114). Die Arbeitsgruppe hatte sich zum Ziel gesetzt, modulare Systeme zu entwickeln, die körperlich arbeitende Menschen präventiv unterstützen können, ihre körperliche Leistungsfähigkeit sowie ihre Gesundheit zu erhalten.

Die im Forschungsprojekt smartASSIST aufgezeigten Möglichkeiten der Entwicklung körpergetragener Exoskelette basieren auf Analysen (Labor und Feldstudien) über die grundsätzlichen Bedarfe in gesellschaftlichen Kernbereichen von industrieller bis hin zu therapeutischer (Pflege-) Arbeit (Weidner, Argubi-Wollesen, Karafillidis & Otten, 2017). Zur Konkretisierung möglicher Entwicklungen im Bereich körpergetragener Systeme durch das Forschungsprojekt erfolgte eine Fokussierung auf Teilaspekte und speziell adressierte Sektoren aus der Industrie und dem Pflege-Sektor. Im Ergebnis wurden zahlreiche Konzepte zu potentiellen technischen Unterstützungsmöglichkeiten entwickelt und diese zum Teil in technischen Artefakten, Funktionsmustern oder Prototypen umgesetzt (Otten et al., 2016; Yao, Weidner, Linnenberg, Argubi-Wollesen & Wulfsberg, 2016; Otten et al., 2018;). Das hier adressierte Exoskelett Lucy 2.0 ist eines dieser technischen Aufbauten, welches im Rahmen einer iterativen Weiterentwicklung den Entwicklungsstand vom Funktionsmuster hin zu einem prototypischen Exoskelett für die Unterstützung von Tätigkeiten in und über Kopfhöhe durchlief. Folgend wird der Entwicklungsprozess überblicksartig dargestellt und im Anschluss das in der Untersuchung verwendete Exoskelett Lucy 2.0 in seinem technischen Aufbau beschrieben.

3.1 Entwicklungsvorgaben und Entwicklungsvorgehen

Die Entwicklungsvorgaben für das Exoskeletts Lucy basieren maßgeblich auf eigenen (u.a. biomechanischen) Analysen aus den Jahren 2015/16 zu ergonomischen Bedingungen bei Industriearbeitsplätzen, in denen in verhältnismäßig großen Umfängen Fertigungs- und Montagetätigkeiten in und über Kopfhöhe ausgeführt wurden. Aus den Erkenntnissen, die zu den ergonomischen Randbedingungen gewonnen wurden, sind anschließend Entwicklungsvorgaben für ein Exoskelett definiert worden, welche eine Verbesserung der muskuloskelettalen Belastungen für die Belegschaft erbringen könnten. Ergänzt wurden diese Entwicklungsvorgaben im Rahmen der iterativen Weiterentwicklung des Exoskeletts durch die Einbindung von Nutzerbefragungen und Feldtests mit Personen aus anderen Berufsgruppen (Bauhandwerk, Logistik etc.).

Die Entwicklungsvorgaben für eine körpergetragene, technische Unterstützungslösung konnten auf folgende, an dieser Stelle nur oberflächlich dargestellten, Kernanforderungen konzentriert werden:

- Reduktion der Belastung der oberen Extremitäten und/oder der Schulter-Nacken-Muskulatur über eines, dem Nutzer zusätzlich zur Verfügung zu stellendes Drehmoment und/oder über eine Reduktion des Werkzeuggewichts

- Körpergetragener Aufbau/Gestalt, d.h. das Systemgewicht ist möglichst gering zu halten und die Formgebung folgt den menschlichen Konturen
- Umlenkung der für die Unterstützungsleistung notwendigen Abstützung des Systems auf stärkere und unempfindlichere Körperbereiche (bspw. Kraftumleitung vom Schultergürtel auf das Becken)
- Intelligente Systemgestalt: Intelligenz entweder in der Struktur implementiert und/oder Ermöglichung einer angepassten Steuerung der Unterstützungsleistung
- Größtmögliche Bewegungsfreiheit des Trägers des Systems, d.h. Einschränkungen der Range of Motion der Schultern und der Oberarme sowie Einschränkungen bzgl. Der Flexions- und Torsionsgrade im Oberkörper sind zu vermeiden

Die Entwicklung des Exosketts basierte auf einem Vorgehen, welches Otten et al. (2016) in einem Beitrag veröffentlichten (siehe Abb. 10).

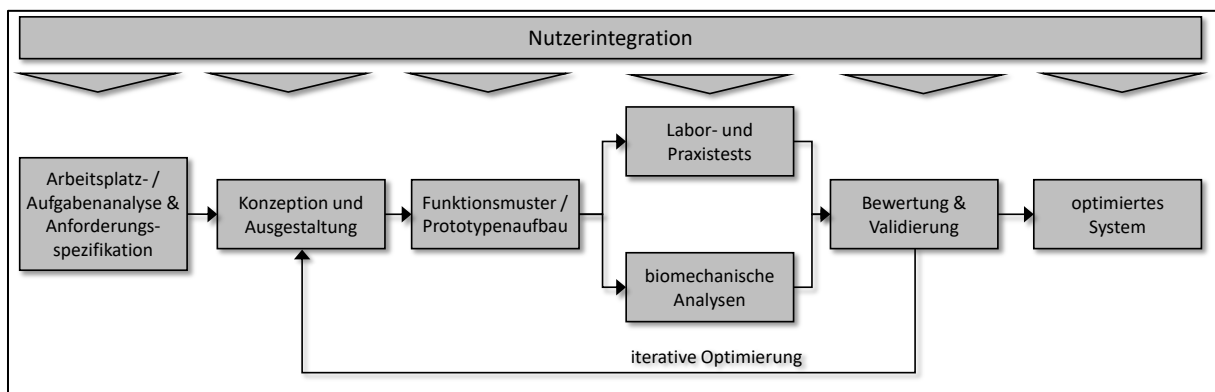


Abb. 10 Entwicklungsvorgehen zum Exoskelett Lucy (mod. nach Otten et al., 2016, S. 496)

Die Arbeitsgruppe smartASSIST begann zunächst mit der Entwicklung und dem Aufbau von Funktionsmustern mit unterschiedlichsten funktionalen Kraftpfaden bzw. Angriffspunkten für eine Schulterunterstützung. Zwei der aufgebauten Funktionsmuster, mit der größtmöglichen Kapazität den Anforderungen gerecht zu werden, unterzog die Arbeitsgruppe daraufhin einer bewegungswissenschaftlich-biomechanischen Analyse (Berger, Argubi-Wollesen & Weidner, 2016). Ziel der Analyse war es, die muskulären sowie kinematischen Reaktionen von Probanden in Mensch-Maschine-Interaktionen zu testen und auf Basis der Ergebnisse eine Weichenstellung für die nachfolgenden konzeptionellen Ansätze eines Exosketts für die Unterstützung von Arbeitsplätzen in und über Kopfhöhe zu vollziehen.

Die herangezogenen Funktionsmuster unterschieden sich maßgeblich über den konstruierten Kraftpfad (siehe Abb. 11), basierten jedoch auf der gleichen Rückenstruktur.

Im Funktionsmuster (A) wurde ein Kransystem verbaut, welches das zu handhabende Werkzeug komplett aufnimmt, wohingegen im Funktionsmuster (B) eine direkte Drehmomentunterstützung für den Oberarm mit einer Kraftumlenkung um die Schulter aufgebaut wurde. In beiden Systemen war eine Anbringung an den Körper über eine Rückenstruktur inklusive einer rucksackähnlichen Textilkomponente vorgesehen.

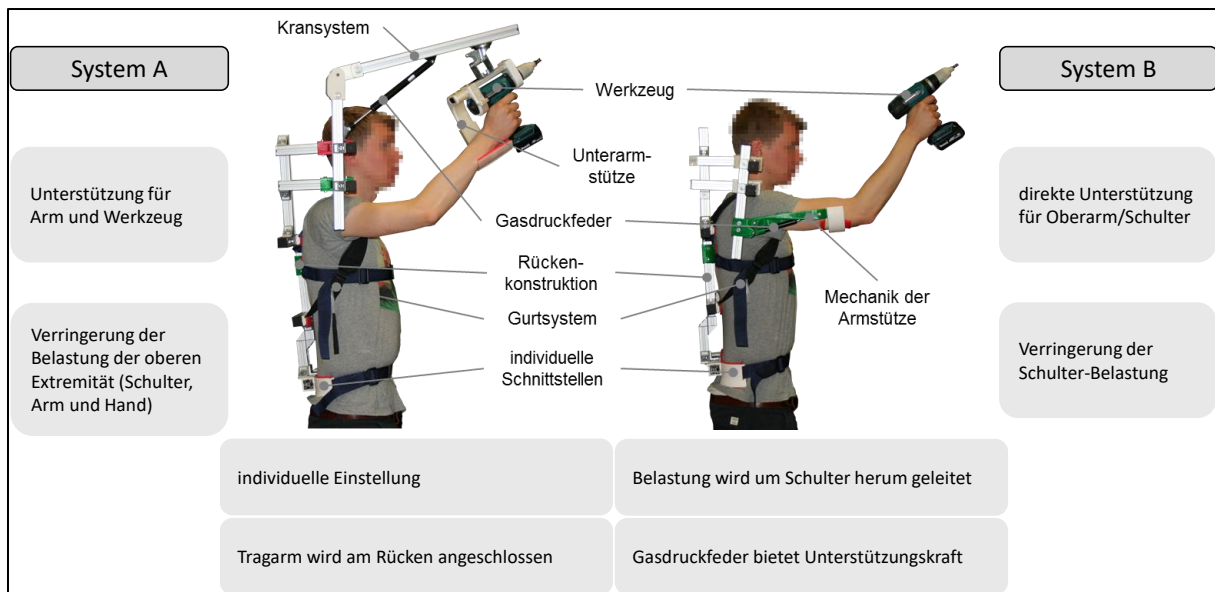


Abb. 11 Funktionsmuster für den Aufbau eines Exoskeletts

Die biomechanische Analyse bei exemplarischen Nietaufgaben über Kopfhöhe zeigte die Überlegenheit des Funktionsmusters (B), dessen Aufbau die kinematischen Arbeitsabläufe an Testarbeitsplätzen in geringerem Maße veränderte als dies bei System (A) der Fall war. Aufgrund dessen wurde für die Weiterentwicklung eines Exoskeletts die Konzeption einer direkten Oberarmunterstützung fortgeführt.

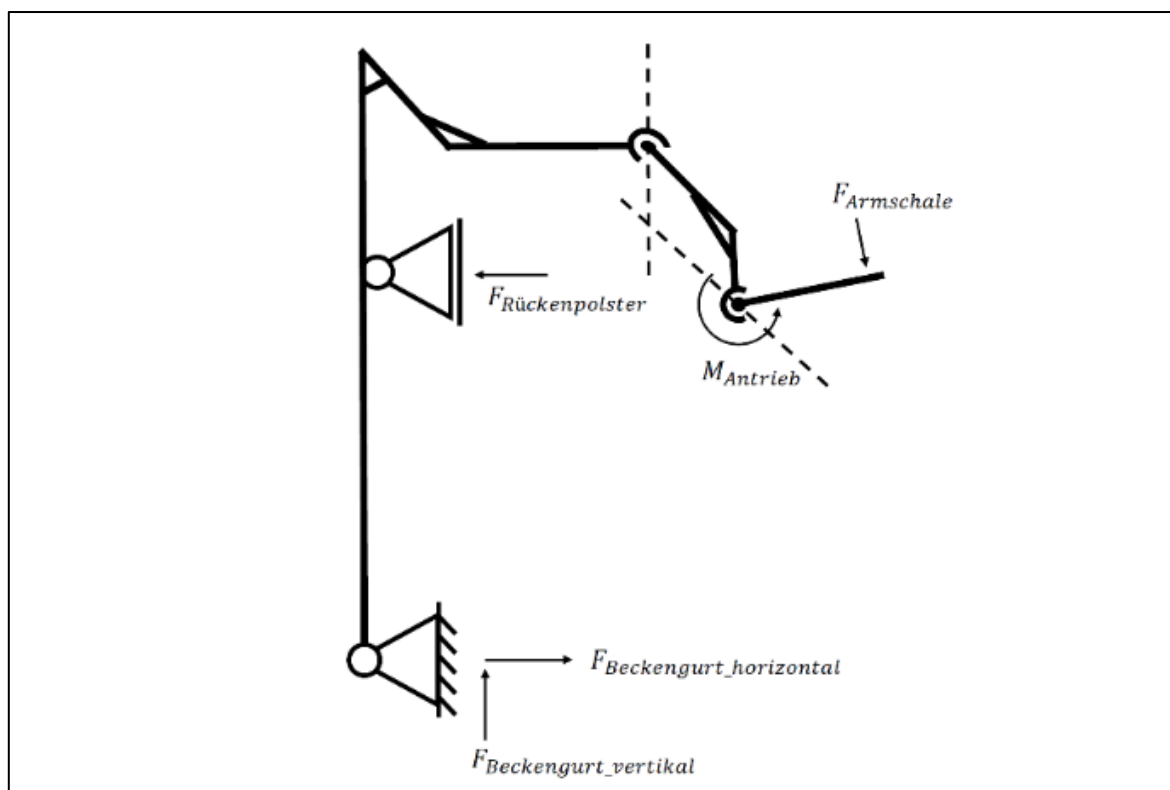


Abb. 12 Mechanisches Konzept der Drehmomentgenerierung des Exoskeletts Lucy (Otten, in Vorbereitung)

Maßgeblich sind folgende Entwicklungsvorgaben aus der Übertragung des Funktionsmusters in das Exoskelett Lucy überführt worden bzw. neu implementiert:

1. Aufbau eines Tragesystems, das einem handelsüblichen Rucksacksystem entspricht (Rückenteil, Befestigung über Schultergurte, Fixierung der Mitte über einen Hüftgurt)
2. Kraftübertragung an die Oberarme über eine Starrkörperkonstruktion, die unter den Armen, bzw. seitlich an den Armen geführten Armschalen auf den Oberarm einwirkt.
3. Kraftübertragung bzw. Abstützung des Systems über eine Starrkörperkonstruktion, die über eine Rückkonstruktion die Kraft an den Hüftgurt ableiten kann
4. Flexibilität innerhalb des Rückenteils, die eine Flexion und Torsion des Oberkörpers erlaubt
5. Aktuierung der Armschalenträger über pneumatische Aktuatoren
6. Anpassbarkeit der Krafteinleitung über eine sensorgestützte Microcontrollersteuerung

Neben den originären Arbeitsaufgaben in und über Kopfhöhe (beispielsweise „Nieten“), für die das Exoskelett Lucy entworfen wurde, sollte eine Übertragbarkeit auf andere Arbeitsaufgaben implementiert werden. Hier fiel, aus einer Reihe von möglichen Tätigkeiten, die Wahl exemplarisch auf das „Schleifen“ mit einem Langhals Schleifer. Diese Auswahl fusste auf Basis der zur Arbeitsaufgabe „Nieten“ vergleichbaren Armelevationen beim Schleifen von höher gelegenen Abschnitten.

Für die Gestaltung eines den Entwicklungsvorgaben entsprechenden Exoskeletts wurde ein zweistufiger Entwicklungs- und Fertigungsprozess entworfen. Über die Bereitstellung einer Lucy 1.0 Version (Funktionsmuster) (siehe Abb. 13) sollte der grundlegende konzeptionelle Entwurf iterativ auf seine Funktionalität hin überprüft und sukzessive weiterentwickelt werden.

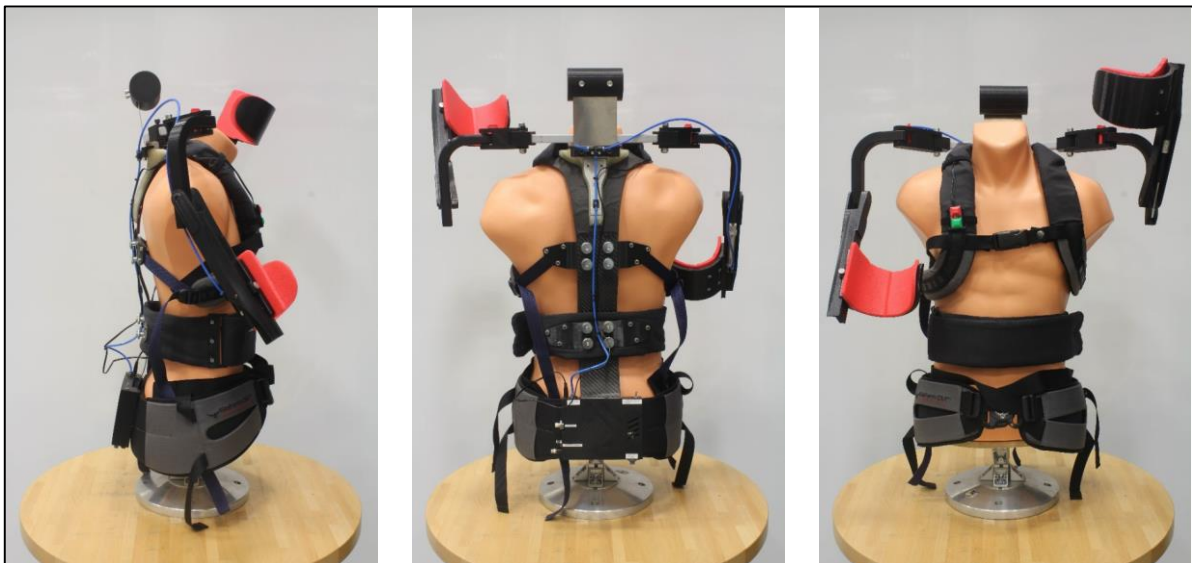


Abb. 13 Funktionsmuster Lucy 1.0

Der Entwicklungsabschnitt Lucy 1.0 wurde in der Folge mit einer Vielzahl an Personen aus der Flugzeugindustrie und dem Bauhandwerk getestet und zur weiteren Bedarfsabstimmung modifiziert. Ausgehend vom übergeordneten Konstruktionsaufbau begann relativ zeitnah die Konstruktion eines hinsichtlich der Rückenkonstruktion und der Armaktuatorik deutlich überarbeiteten Prototyps Lucy 2.0. Für den Prototyp stand im Vordergrund, das bislang aus zahlreichen additiv gefertigten Bauteilen (3D-Druck) bestehende Exoskelett über klassische Fertigungsverfahren (spanende Fertigung etc.)

langlebiger und robuster zu gestalten. Zudem erfolgte eine Verbesserung der Standfestigkeit der noch rudimentär aufgebauten elektronischen Steuerung über die Hinzuziehung komplexerer Microcontroller und einer belastbareren sowie flexibleren Ventilkomponente für die kommenden Einsätze im Labor und dem Feld.

3.2 Technischer Aufbau Exoskelett Lucy 2.0

Das Exoskelett Lucy 2.0 (nachfolgend nur „Lucy“ benannt) weist eine Masse von ca. 5,8 kg auf und ist in seinem Aufbau in drei große Komponenteneinheiten unterteilt. Zum ersten ist dies die steife Schulterstruktur mit der anhängigen Schulterkinematik und den Oberarmsegmenten, die auch die Armschalen beinhalten (siehe Abb. 14). Zweitens weist das Exoskelett eine teilflexible Tragestruktur auf, die als Kernverbindungselement für alle weiteren Anbauten dient und auf der Steuereinheit, Ventilblock als auch Drucktank befestigt sind. Drittens sind die Textilkomponenten zu nennen, die eine Befestigung des Exosketts am Träger ermöglichen. Hierunter fallen einerseits der Beckengurt, die Schultergurte sowie die textilen Auskleidungen der Armschalen der Oberarmsegmente.

Der Beckengurt wie auch die Schultergurte sind handelsüblichen Trekkingrucksäcken entnommen. Zentral in deren Auswahl war deren relative Verwindungssteifigkeit. Die Schultergurte haben ihren Ursprung an der oberen Trägerstruktur des Rückenelements und setzen am untersten Rückenelement an.



Abb. 14 Vorder- und Rückansicht des Exosketts Lucy 2.0

Die Rückenstruktur von Lucy basiert auf einem teilflexiblen Flachprofil, welches in seinem Aufbau anhand von dreidimensionalen Rückenprofilen modelliert wurde. Die Anpassung des mehrteiligen Flachprofils erfolgte entsprechend der Kyphosen- und Lordosenverläufe des menschlichen Rückens. An den Verbindungsstellen der Flachprofile sind diese für eine Anpassung an unterschiedliche Rückenlängen gegeneinander verschiebbar, so dass sich ein auf Basis anthropomorpher

Normwerttabellen (BAuA, 2010) erhobener Verstellbereich für das 5. bis 90. männliche Perzentil zwischen Beckengurt und angetriebener Achse des Oberarmsegments realisieren lässt (siehe Abb. 15).

Das oberste Rückensegment nimmt die Schulterkinematik auf. Der Rückenaufbau erlaubt eine Tordierung der Elemente in der Longitudinalachse sowie eine Flexion und Extension in der Transversalachse. Der Nutzer ist bei angelegtem System somit in der Lage in die Körpervorlage zu gehen (je nach Nutzer unterschiedlich weit, ein lockeres Erreichen der Knie ist für alle Testpersonen ohne Probleme möglich) und den Oberkörper zu tordieren (ca. 20-25°, wiederum individuell unterschiedlich ausgeprägt). Über den beschriebenen Aufbau wird der Kompromiss einer hinreichenden Biegesteifigkeit zur Weiterleitung von Kräften aus den Oberarmsegmenten in die Flächenstruktur des Rückensegments und die anhängige Beckengurtstruktur sowie der notwendigen Flexibilität zur Ermöglichung weitreichender Bewegungsfreiheit vollzogen.

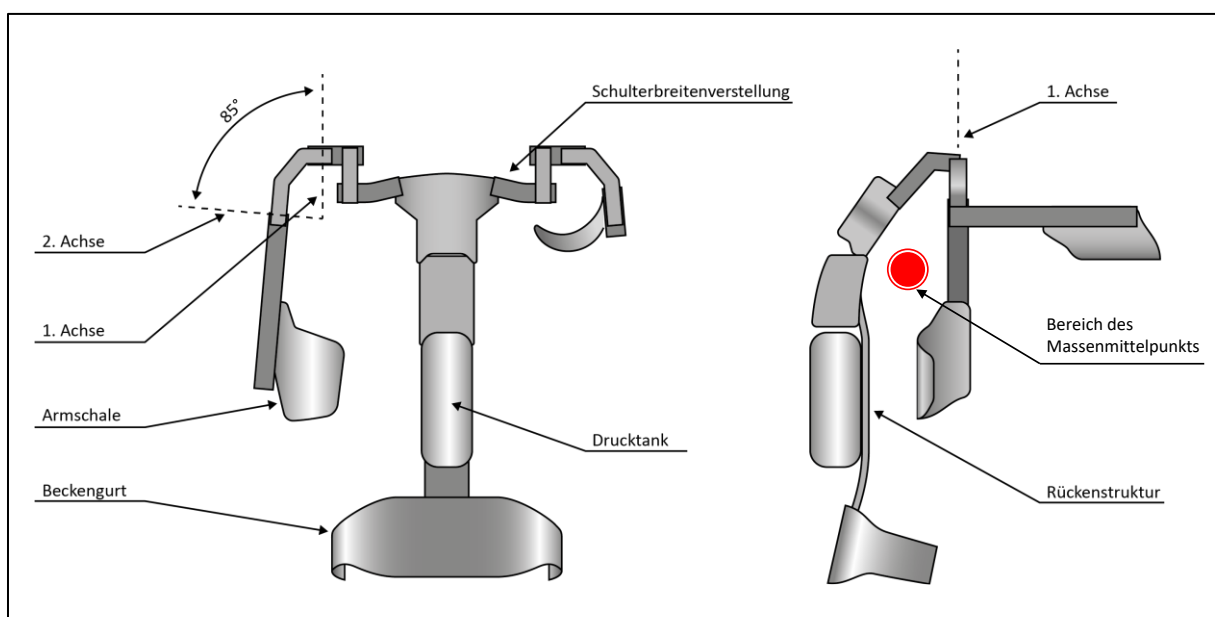


Abb. 15 Schematischer Aufbau des Exoskeletts Lucy (Rück- und Seitansicht ohne Textilelemente) inkl. Bereich des berechneten Massenmittelpunkts (rot)

Die Schulterstruktur des Exoskeletts Lucy verfügt über eine freilaufende Achse über der Schulter sowie in Höhe des vermuteten Schulterdrehpunkts (Doorenbosch, Mourits, Veeger, Harlaar & van der Helm, 2001) neben der Schulter, über eine angetriebene Achse. Zur Anpassung der individuellen Schulterbreite der Nutzer wurde eine Schulterbreitenverstellung eingearbeitet, die einen Verstellbereich für das 5. - 90. männliche Perzentil (BAuA, 2010) zulässt. Aufgrund der zu beobachtenden Zunahme des Abstandes zwischen der Auflagefläche des Rückensegments und der Schulterachse nach ventral bei zunehmender Schulterbreite ist die Schulterbreitenverstellung über einen Winkel von 15° nach ventral angekippt, wodurch sich der Abstand von Rückenaufgabe fläche zur 1. Drehachse variabel einstellen lässt. Die 1. Achse der Schulterstruktur und die 2. Achse (aktivierte Achse) sind in einem Winkel von 85° zueinander angeordnet. Dies führt zu einem Abduktionswinkel des Oberarmsegments von 5°, welcher sich in Vortests als guter Kompromiss für verschiedene Testpersonen herausgestellt hat um einer natürlicheren Oberarmhaltung mit leichter Abduktion in Normal-Null Stellung gerecht zu werden. Der Massenmittelpunkt des Gesamtsystems wurde so ausgelegt, dass dieser sich bei angelegtem System und herabhängenden Armen mittig, etwa auf Höhe des Brustbeines und ca. 2 cm dorsal der Longitudinalachse des Trägers befindet.

Die in Abbildung 16 dargestellte Drehmomentkurve bildet die durch das Exoskelett generierte Drehmomente um die 2. Achse des Oberarmsegments ab und präsentiert damit den Unterstützungsgrad, den die Probanden im Verlaufe der Arbeitstätigkeiten durch das Exoskelett erfahren. In Abhängigkeit des Flexionswinkels des Oberarmsegments um die 2. Achse, ausgelesen über den verbauten Winkelsensor, wird die dargestellte Drehmomentkurve über die Drucksteuerung im Zylinder generiert.

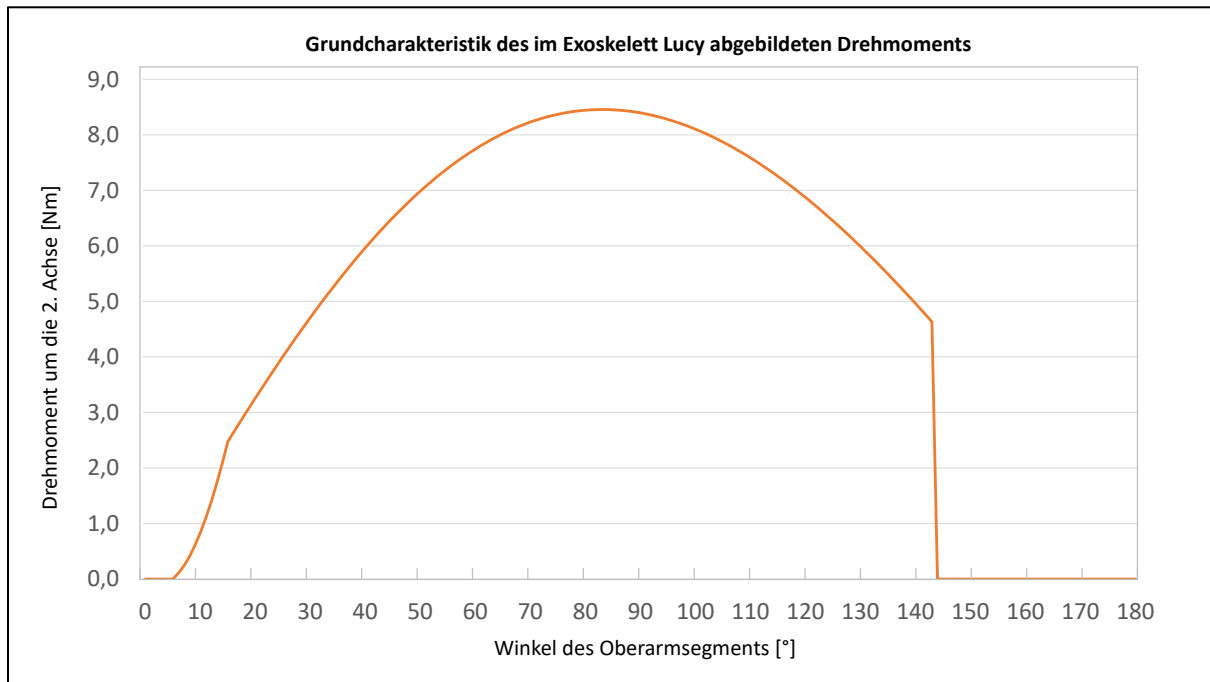


Abb. 16 Grundcharakteristik des im Exoskelett Lucy abgebildeten Drehmoments

Die generelle Charakteristik der Drehmomentkurve ist auf Grundlage von maximalen, isokinetischen Drehmomentkurven der Schulterflexion in der Sagittalebene diesen angepasst. Diese wurden zuvor in einer Studie unter Beteiligung des Autors ermittelt (Argubi-Wollesen, Schubert & Mattes, 2018). Aus diesen Drehmomentkurven wurde ersichtlich, dass das maximal aufzubringende Drehmoment der Schulter in der Flexion zwischen 20 – 30° anliegt, weshalb für diesen Winkelbereich der Unterstützungsbedarf noch sehr gering ausfällt (siehe Abb. 17). Danach ist mit einer kontinuierlichen Abnahme des aufzubringenden Drehmoments zu rechnen. Aufgrund des, bei der Bewältigung von äußeren Lasten ungünstigen Last-Hebel-Verhältnisses bei ca. 90 Grad, wurde das maximale Drehmoment für die Unterstützung für diesen Bereich ausgelegt. Studien zu muskulären Aktivitäten der Schultermuskulatur untermauern die Bedeutung dieses Winkelbereichs für eine Unterstützung, da dort gezeigt werden konnte, dass sich die maximale Aktivität bspw. des M. deltoideus im Bereich von 90 – 120° der Schulterflexion abspielt (Kronberg, Németh & Broström, 1990).

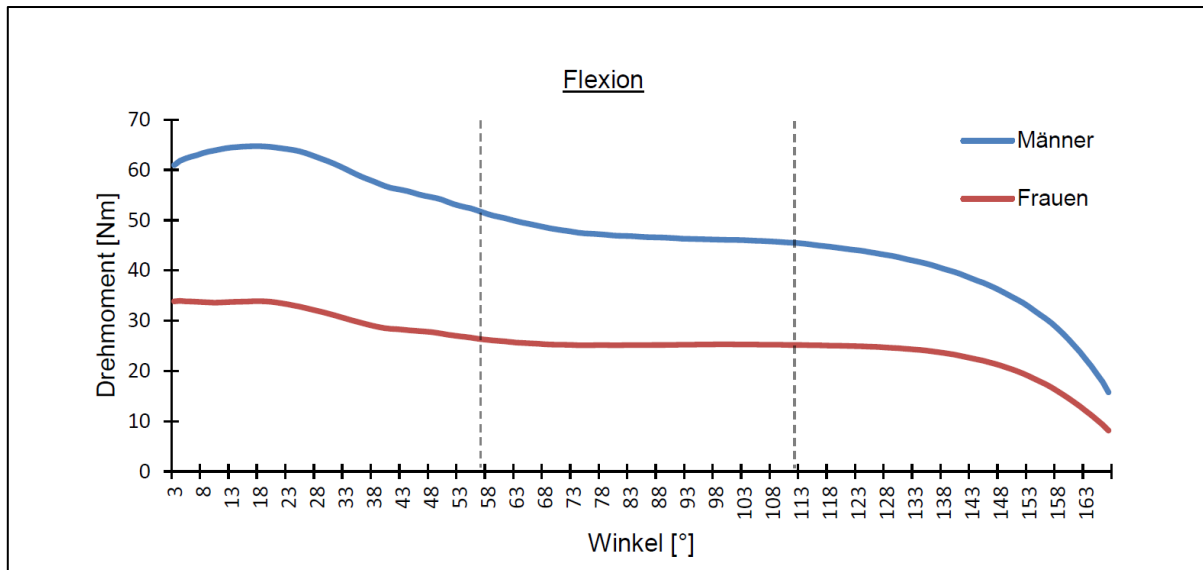


Abb. 17 Maximales isokinetisches Drehmoment in der Schulterflexion bei Männern & Frauen (Argubi-Wollesen et al., 2018)

Für den Nutzer deutlich erfahrbar, ist der Einsatz der Unterstützung zu einem gegebenen Startwinkel. Die Drehmomentkurve wurde eigens für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ mit einem frühen Startwinkel von 5° versehen, so dass quasi mit beginnender Flexion des Oberarmes ab diesem Winkel die Aktuatorik des Oberarmsegments die Flexion mit einem definierten Drehmoment unterstützt. Ab einem Winkel von 145° wird durch das Exoskelett kein zusätzlicher Druck im Zylinder mehr aufgebaut, wodurch die Drehmomentkurve zu diesem Zeitpunkt fällt. Dies bedeutet gleichzeitig, dass beim Absenken der Arme der Nutzer das durch das Exoskelett generierte Drehmoment mit eigener Kraft, bzw. mit Unterstützung der Gewichtskraft des Armes sowie der Gewichtskraft des geführten Werkzeuges (wenn die dazugehörige Hand ein Werkzeug halten sollte) überwinden muss. Hierdurch steigt der im Zylinder definierte Druck an, worauf die Steuerung des Exoskeletts die Luftdruckventile öffnet um einen Druckausgleich herzustellen, der das System wieder auf seinen winkelabhängigen Soll-Druck bringt. Sobald der Nutzer im Herabführen der Oberarme diese unterhalb der von dem Winkelsensor ausgelesenen Winkelposition von 5° führt, öffnen die Ventile vollständig und der Luftdruck wird gänzlich aus dem Zylinder entfernt. Der Nutzer erfährt dies über den Effekt, dass die Unterstützung zu diesem Zeitpunkt komplett wegfällt und damit ab diesem Zeitpunkt kein Widerstand mehr in der Herabführung der Arme vorliegt.

Die Auswahl des Startwinkels von 5° für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ fiel aus zweierlei Gründen. Zum einen sollte der Nutzer in der Lage sein die Arme im entspannten Zustand hängen zu lassen ohne mit einem konstanten Druck über das Oberarmsegment konfrontiert zu sein, welcher damit nach kurzer Zeit zu einer unangenehmen Dauerlast führt. In Feldtests mit dem Exoskelett (siehe Abb. 18) und dem Langhalschleifer bei Handwerkern forderten diese eine frühzeitige Unterstützung bereits zu Beginn der Bewegung ein, so dass zur Verbesserung des Unterstützungsgrades eine relative frühe Aktuierung im Flexionsverlauf integriert wurde. Aus der bestehenden Forschungsliteratur ließen sich keine Informationen zu vergleichbaren aktiven industriellen Exoskeletten zur Unterstützung von Tätigkeiten in und über Kopfhöhe entnehmen.



Abb. 18 Exoskelett Lucy 2.0 in einem Feldtest mit Langhalsschleifer im Rohbau (nachgestellt)

Für die Weiterentwicklung des Exosketts war es zum Zeitpunkt des hier vorgestellten Entwicklungsstands daher maßgeblich, die Einflüsse des Exosketts auf die Nutzer*innen mittels einer biomechanischen Analyse zu evaluieren, um hierdurch wesentliche Kenntnisse über dessen Wirkungsweise und notwendige Verbesserungsmaßnahmen zu erlangen. Für die Untersuchung des Exosketts standen im Sinne einer Optimierung der Nutzerakzeptanz und technischer Fragestellungen folgende Aspekte im Vordergrund: (1) die Darstellung einer möglichen Einflussnahme des Exosketts auf die Bewegungsabläufe im Arbeitsprozess, (2) die Verortung der Bewegungsphasen, in der eine muskuläre Entlastung über das Exoskelett erfolgt sowie (3) die Klärung der Frage, ob das Exoskelett eine potentiell gefährdende Beeinträchtigung des Gleichgewichts verursacht.

4 Fragestellung und Hypothesen

Aufgrund des Entwicklungszieles des Exoskeletts Lucy, die individuellen Arbeitsbeanspruchungen über dessen Einsatz zu reduzieren, ergeben sich allgemeine Fragestellungen hinsichtlich der Kinematik, der neuromuskulären Aktivität sowie der posturalen Stabilität, aus denen im Anschluss die Forschungshypothesen abgeleitet werden:

1. Führt die Verwendung des Exoskeletts Lucy bei verschiedenen Arbeitsabläufen zu Veränderungen der Bewegungsabläufe/Kinematiken der oberen Extremitäten (operationalisiert in Form der Winkel der Oberarmflexion und –abduktion)?
2. Führt die Verwendung des Exoskeletts Lucy bei verschiedenen Arbeitsabläufen zu einer Reduktion individueller Beanspruchung (operationalisiert in Form der neuromuskulären Aktivität des oberen Schultergürtels und des unteren Rückens)?
3. Führt die Verwendung des Exoskeletts Lucy bei verschiedenen Arbeitsabläufen zu Veränderungen der posturalen Stabilität (operationalisiert in Form der Flächenberechnung der Weg-Zeit-Strecke des Center of Pressure (COP))?

Da mit dem Exoskelett Lucy sowohl einhändige, als auch beidhändige Arbeitsabläufe unterstützt werden können, ergeben sich zwei parallele Untersuchungslinien (Arbeitsaufgabe „Nieten“ & Arbeitsaufgabe „Schleifen“), die sich jedoch in ihren Fragestellungen und den daraus abzuleitenden Hypothesen nur in Bezug auf die Arbeitsaufgabe selbst unterscheiden.

Hypothesen

Ausgehend von der übergeordneten Fragestellung und den zu untersuchenden Einflussgrößen ergeben sich folgende konkrete Forschungsfragen und Hypothesen zu den beiden ausgewählten Arbeitsaufgaben „Nieten“ und „Schleifen“:

Für die Arbeitsaufgabe „Nieten“:

zur Kinematik (1):

- a) Unterscheiden sich die Winkel-Zeitverläufe der Oberarmabduktion sowie der Oberarmflexion mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Nieten“?

H1: Die Winkel-Zeitverläufe der Oberarmabduktion sowie der Oberarmflexion mit und ohne Verwendung des Exoskeletts unterscheiden sich für die Arbeitsaufgabe „Nieten“.

- b) Unterscheidet sich die maximale Schultererelevation (Trajektorie des Akromion-Markers in vertikaler Richtung) mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Nieten“?

H1: Die maximale Schultererelevation mit und ohne Verwendung des Exoskeletts unterscheidet sich für die Arbeitsaufgabe „Nieten“.

zur neuromuskulären Aktivität (2):

Unterscheidet sich die neuromuskuläre Aktivität der untersuchten Muskelgruppen (M. deltoideus anterior, M. trapezius pars descendens & M. erector spinae) mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Nieten“?

H1: In der Arbeitsaufgabe „Nieten“ ist die neuromuskuläre Aktivität der untersuchten Muskelgruppen (M. deltoideus anterior, M. trapezius pars descendens & M. erector spinae) mit Verwendung des Exoskeletts gegenüber der Arbeitsaufgabe ohne Exoskelett reduziert.

Zur posturalen Stabilität (3):

Unterscheidet sich die posturale Stabilität (Flächenberechnung der Weg-Zeit-Strecke des COP in anterior-posterior und medial-lateral) mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Nieten“?

H1: Die posturale Stabilität unterscheidet sich mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Nieten“.

Zum subjektiven Belastungsempfinden (4):

1. Unterscheidet sich die subjektive empfundene Belastung mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Nieten“?

H1: Für die Arbeitsaufgabe „Nieten“ ist die subjektive empfundene Belastung mit Verwendung des Exoskeletts gegenüber der Arbeitsaufgabe ohne Verwendung des Exoskeletts reduziert.

Für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“:

zur Kinematik (5):

- a) Unterscheiden sich die Winkel-Zeitverläufe der Oberarmabduktion sowie der Oberarmflexion mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“?

H1: Die Winkel-Zeitverläufe der Oberarmabduktion sowie der Oberarmflexion mit und ohne Verwendung des Exoskeletts unterscheiden sich für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“.

- b) Unterscheidet sich die maximale Schultererelevation (Trajektorie des Akromion-Markers in vertikaler Richtung) mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“?

H1: Die maximale Schultererelevation mit und ohne Verwendung des Exoskeletts unterscheidet sich für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“.

zur neuromuskulären Aktivität (6):

Unterscheidet sich die neuromuskuläre Aktivität der untersuchten Muskelgruppen (M. deltoideus anterior, M. trapezius pars descendens & M. erector spinae) mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“?

H1: In der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ ist die neuromuskuläre Aktivität der untersuchten Muskelgruppen (M. deltoideus anterior, M. trapezius pars descendens & M. erector spinae) mit Verwendung des Exoskeletts gegenüber der Arbeitsaufgabe ohne Exoskelett reduziert.

Zur posturalen Stabilität(7):

Unterscheidet sich die posturale Stabilität (Flächenberechnung der Weg-Zeit-Strecke des COP in anterior-posterior und medial-lateral) mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“?

H1: Die posturale Stabilität unterscheidet sich mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“.

Zum subjektiven Belastungsempfinden(8):

2. Unterscheidet sich die subjektive empfundene Belastung mit und ohne Verwendung des Exoskeletts für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“?

H1: Für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ ist die subjektive empfundene Belastung mit Verwendung des Exoskeletts gegenüber der Arbeitsaufgabe ohne Verwendung des Exoskeletts reduziert.

5 Methoden

Das Studiendesign bildet eine Vergleichsstudie mit Messwiederholung (Arbeitstätigkeiten mit und ohne Tragen des Exoskeletts) unter Laborbedingungen ab. Untersucht wurde der Einfluss des Exoskeletts Lucy auf die Kinematik, die neuromuskuläre Aktivität der Muskulatur des oberen Schultergürtels und des unteren Rückens sowie das posturale Schwanken. Die Erhebung umfasste die biomechanische Analyse im Vergleich von zwei realen Aufgaben von Arbeitstätigkeiten im Industrie- und Handwerkskontext. Ergänzend ermittelten Fragebögen und qualitative Interviews das subjektive Belastungsempfinden sowie den Tragekomfort.

5.1 Stichprobe

Die Stichprobenkalkulation ergab eine Stichprobengröße von $N = 30$ Probanden (A priori sample size calculation (G*power 3.1., ANOVA: Repeated measures between factors; $f = 0.5$; α err prob 0.05; power 0.85, number of measurements= 2).

Einschlusskriterien der Probanden waren:

- Geschlecht: männlich
- Alter: 18-45 Jahre

Ausschlusskriterien umfassten:

- akute Erkrankungen oder Schmerzen des Muskelapparates,
- Einschränkungen des Bewegungsradius im Schultergürtel aufgrund degenerativer Erkrankungen
- Behandlung von Schulter- oder Rückenschmerzen sowie Verletzungen oder Operationen der oberen Extremitäten innerhalb der letzten 6 Monate.

Die Rekrutierung erfolgte über Mitarbeiter und Studierende der Helmut-Schmidt Universität sowie interessierte Personen aus dem Umfeld der Forschungsgruppe. Alle potentiellen Probanden erhielten per E-Mail eine Probandenaufklärung, die ihnen den Zweck der Untersuchung, den Untersuchungsablauf und den Umgang mit den aufgenommenen Daten (inkl. Datenschutzbestimmungen) erläuterte.

Es konnten $N = 30$ Personen in die Untersuchung eingeschlossen werden. Allerdings kam es bei einem Probanden im Verlauf der Messungen zu unbemerkten Ausfällen des Analog-Digital Wandlers des Messsystems, so dass die Datenauswertung insgesamt $n = 29$ Personen (27 Rechtshänder, 2 Linkshänder) einschloss (Tab. 2).

Tab. 2 Anthropometrische Daten der Personenstichprobe

Körperhöhe [cm]	Körpermasse [kg]	Alter [Jahre]	Handgriffkraft [N]
181,2 ± 6,6	82,1 ± 12,8	27,3 ± 6,6	542,9 ± 88,5

5.2 Untersuchungsablauf

Der Untersuchungsablauf umfasste vier Abschnitte (siehe Abb. 19):

1. die Erhebung der anthropometrischen Daten und die Messung der Handgriffkraft
2. die Vorbereitung der Probanden inklusive der Eingewöhnung an die Arbeitsvorgänge
3. die Durchführung der Arbeitsvorgänge sowie
4. die Befragung der Probanden.

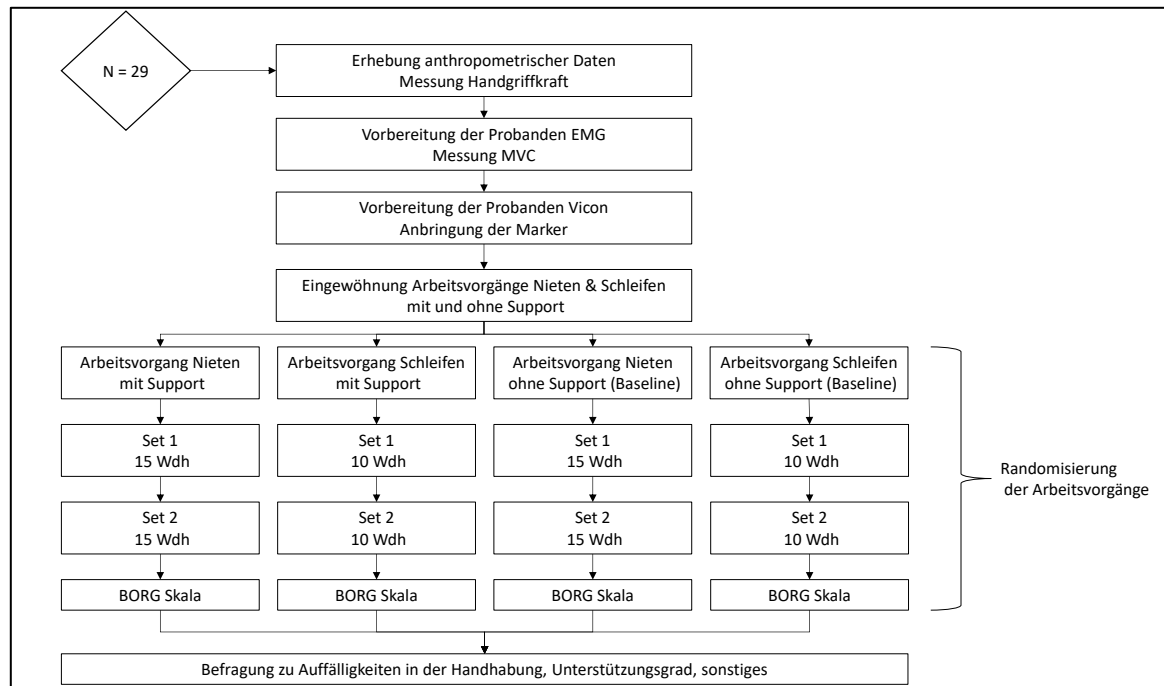


Abb. 19 Studienablauf

5.3 Experimentelles Vorgehen

Zu Beginn informierte der Untersuchungsleiter die Probanden verbal über die Ziele und den Ablauf der Studie, beantwortete offene Fragen und ließ die Probanden den Informed Consent unterschreiben. Nach Abgabe des unterschriebenen Informed Consent begann die anthropometrische Messung und die Vorbereitung der Probanden inklusive der erforderlichen Anpassungen des Exoskeletts an die individuellen anthropometrischen Maße.

Anschließend wurden die EMG-Oberflächenelektroden auf die fünf Muskelpartien des Oberkörpers geklebt und mit EMG-Transmittern versehen. Eine Abschirmung der Elektroden des M. trapezius pars descendens gegen Einflüsse des später anzubringenden Exoskeletts erfolgte mittels passender, 3D-gedruckter Abdeckkappen aus einem Pool vorhandener (anthropomorpher) Abdeckkappen. Nach dieser Vorbereitungsphase erfolgte eine Einführung der Probanden in das Handling der Werkzeuge, die Testaufgaben sowie der Nutzung des Exoskeletts. Die zugehörige Erprobungsdauer der Testaufgaben betrug in beiden Bedingungen (mit Exoskelett, ohne Exoskelett) jeweils 5 Minuten. Die Erprobung diente gleichzeitig der Erwärmung der Probanden für die folgenden isometrischen

Maximalkrafttests. Im Anschluss erfolgten die isometrischen Maximalkrafttests für die jeweiligen Muskelpartien nach SENIAM-Vorgabe (drei einzelne isometrische Maximalkontraktionen von einer Dauer von jeweils 5 Sekunden). Nach Abschluss der Vorbereitungen zur EMG-Analyse legte der Proband das Exoskelett an und der Messleiter adaptierte dieses an die anthropometrischen Maße des Probanden. Anschließend erfolgte die Befestigung der passiv-reflektiven Marker des Vicon-Systems mit hautfreundlichem Klebeband direkt an der Haut des Probanden mit angelegtem Exoskelett.

Beide Arbeitsprozesse erfolgten sowohl ohne Unterstützung (Baseline) als auch mit angelegtem Exoskelett (Intervention), so dass am Ende für jeden Probanden acht Einzelmessungen vorlagen. Die Durchführung beider Tätigkeiten integrierte jeweils zwei aufeinanderfolgende Sätze mit einer Pause von 1 Minute mit abgesetztem Arbeitsgerät zwischen den Sätzen. Der Potentiometer blieb über den Verlauf der Messungen in der maximalen Stufe arretiert. Für alle Probanden erfolgte eine Anpassung der Modi zu Beginn für die jeweils anliegenden Arbeitsprozesse, d.h. der Messleiter wählte die jeweilige Steuerungscharakteristik per Kippschalter aus und vergewisserte sich über die korrekte Auswahl mit dem Probanden. Zur Minimierung einer systematischen Einflussnahme der Vorer müdung durch einzelne Arbeitsvorgänge, bewältigte der Proband die vier zu untersuchenden Abläufe (Arbeitsvorgang x Bedingung) in randomisierter Reihenfolge. Zwischen den vier Abläufen wurde eine standardisierte Pause von 5 Minuten integriert. Die Arbeitsgeschwindigkeit hielt der Untersuchungsleiter per mündlicher Anweisung und vorhergehender Testversuche der Probanden vergleichbar.

5.4 Experimentelle Aufgaben

Die Arbeitsvorgänge der experimentellen Situation waren aus Bewegungsbeobachtungen und Arbeitsanalysen aus dem Projektzeitraum des Forschungsprojekts smartASSIST abgeleitet. Konkret integrierte die Untersuchung zwei Arbeitsabläufe aus: (1) der industriellen Montage (Flugzeugmontage) sowie (2) dem professionellen Handwerk (Trockenbau). Alle Messungen erfolgten in den Labor-Räumlichkeiten des Laboratorium Fertigungstechnik (LaFT) an der Helmut-Schmidt-Universität im Zeitraum vom Dezember 2018 bis April 2019.

Arbeitsaufgaben

Die Probanden führten zwei verschiedene manuelle Arbeitsaufgaben im Labor mittels eines Mockup-Aufbaus durch. Der standardisierte Versuchsaufbau und zugehörige Instruktionen sicherten vergleichbare Bewegungsradien in den abzulaufenden Wegen mit den zur Verfügung stehenden Werkzeugen. Während beider Arbeitsaufgaben stand der Proband in selbstgewählter Schrittbreite auf einer Kraftmessplatte. Der Stand wurde auf der Platte mittels Klebeband markiert und anschließend zu jeder Aufnahme in gleicher Weise eingenommen. Im Verlauf der Arbeitsaufgaben war der Proband angehalten, die Füße nicht umzusetzen. Die Höhe und der Abstand zu den Zielmarkierungen waren für beide Arbeitsaufgaben in Abhängigkeit der anthropometrischen Voraussetzungen des Probanden individuell einstellbar, so dass, ungeachtet der Größe der Probanden, vergleichbare Ausgangsvoraussetzungen hergestellt werden konnten. Beide Arbeitsaufgaben wurden jeweils zweimal mit, als auch zweimal ohne Tragen des zur Verfügung stehenden Exoskeletts durchgeführt. Insgesamt kam es demnach zu acht Einzelarbeitsvorgängen. Ziel des jeweils ersten Satzes war die Eingewöhnung des Probanden an die Arbeitsaufgaben im Verlaufe der Messsituation. Der zweite Satz diente der anschließenden Datenauswertung. Von den acht erfassten Einzelmessungen wurden

entsprechend vier ausgewertet. Im Fokus der Untersuchung stand jeweils die Arbeitssequenz des Nietens und Schleifens in ihrer Gesamtheit. Für eine bessere Übersicht der Gesamtbewegung wurden die Niet- und Schleifbewegung jeweils zusätzlich anhand äußerer Merkmale der Bewegungen in Phasen unterteilt. Die äußeren Merkmale umfassten spezifische Punkte der Bewegungsumkehr und Wendepunkte in der Bewegung.

Arbeitsaufgabe 1 (Nieten)

Die erste Arbeitsaufgabe bestand aus der Simulation eines einhändigen Nietprozesses über Kopf aus der Flugzeugmontage. Eine Niete wird auf die Nietpistole gesteckt und über Kopfhöhe in eine Vorrichtung geschossen. In der verwendeten Form lassen sich hierbei große Ähnlichkeiten zu Schraub- oder Bohrvorgängen in anderen industriellen und handwerklichen Bereichen finden. Die Nietpistole simulierte im experimentellen Aufbau einen Akku-Bohrer (Makita BHP453, Makita Corporation, Anjo Aiji, Japan; Gewicht: 1,67 kg (siehe Abb. 20)), der eine vergleichbare Größe und Gewicht aufweist. So wiegen zum Vergleich hierzu professionelle Druckluft Nietpistolen bspw. 1,50 kg (HAZET Blindniet-Pistole 9037SPC) oder 1,90 kg (GESIPA Taurus 3 Blindniet-Pistole).



Abb. 20 Akku-Schrauber Makita BHP453, Makita Corporation

Der Nietvorgang beinhaltete den folgenden Ablauf (siehe Abb. 21): Aus der Position zum Zeitpunkt des erfolgten Nietenaufsteckens (Bohrspitze in die Handfläche der gegenüberliegenden Hand gedrückt), welcher als Startzeitpunkt (t_1) definiert wurde, sollte in einer Aufwärtsbewegung des Arms der Bohrer in Richtung der Zielmarkierung an der Deckenvorrichtung über Kopfhöhe angesetzt werden. Der obere Totpunkt (t_2) (simuliertes Einsetzen der Niete) wurde erreicht, sobald über den Druck des Probanden die Bohrspitze ihre höchste Position erreichte. Für die Simulation des Nietvorgangs in der oberen Position wies der Bohrer am Bohrkopf eine Federmechanik auf, die dem Nutzer eine direkte Rückmeldung eines erfolgreichen Drucks lieferte (erforderliche Druckkraft am Bohrkopf: ca. 10 N). Ohne weitere Verzögerung sollte der Bohrer nach diesem erfolgten simulierten Nietvorgang in einer Abwärtsbewegung zurückgeführt und die Bohrspitze gegen den Widerstand der Feder an der Bohrspitze in die gegenüberliegende Handfläche der anderen Hand in Bauchnabelhöhe gedrückt

werden. Der minimale Abstand der Hände zueinander wurde erreicht, sobald der Widerstand der Feder an der Bohrspitze überwunden wurde. Dieser Zeitpunkt simulierte das erfolgreiche Aufstecken der Niete und definierte die Endposition (t3) des Zyklus. Aufgrund der sequentiellen Abfolge der Zyklen markierte die Endposition (t3) zeitgleich die Startposition (t2) des nachfolgenden Zyklus. Die nächste Wiederholung erfolgte ohne Verweildauer der Bohrspitze in der Handfläche. Die Probanden waren angewiesen, diesen Arbeitsvorgang für 15 Wiederholungen ohne Pausen an der Startposition (t1), dem oberen Totpunkt (t2) oder der Endposition (t3) zu vollziehen. Bewegungen außerhalb des Nietvorgangs (Hinführung des Bohrers zur ersten Startposition (t1) aus einer neutralen Grundhaltung, Rückführung des Bohrers nach letzter Endposition (t3) zu einer neutralen Grundhaltung) wurden nicht berücksichtigt.

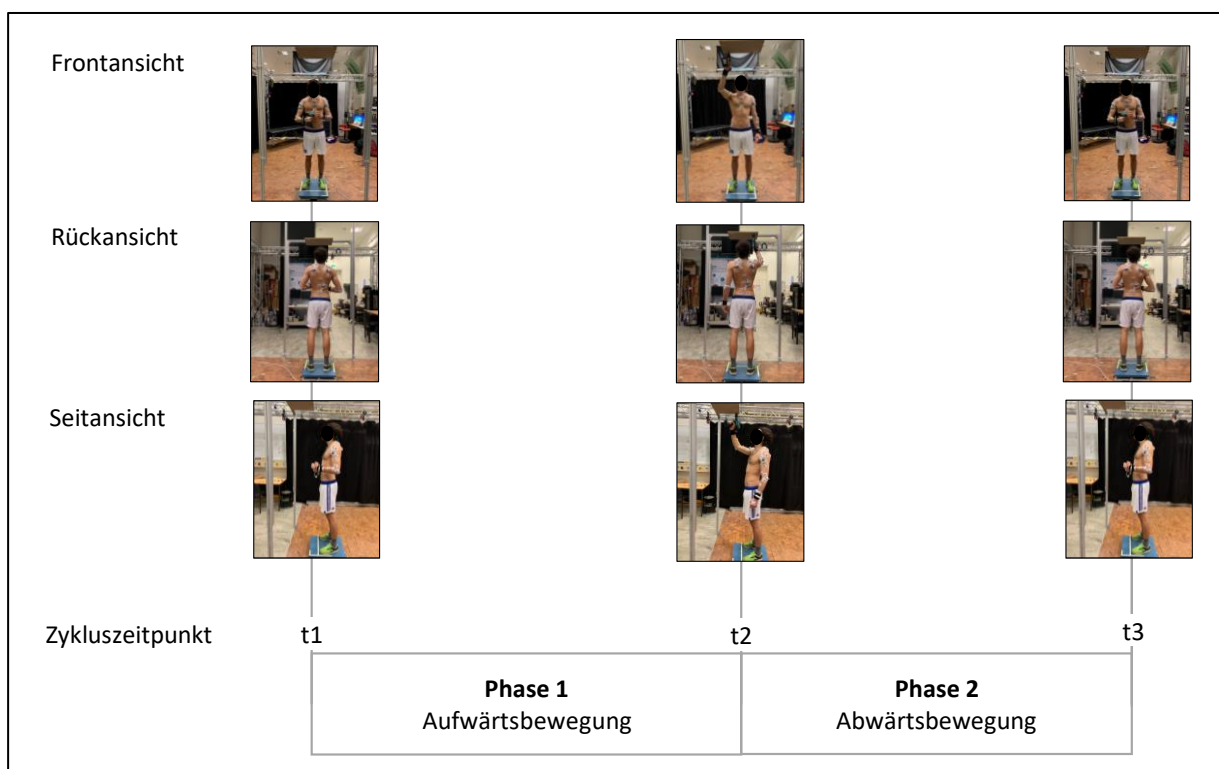


Abb. 21 Darstellung des Gesamtzyklus der Arbeitsaufgabe „Nieten“ inklusive der Phasendarstellung und der Startposition-, des oberen Totpunkts und Endposition; (Rechtshänder)

Die Deckenvorrichtung befand sich vor dem Probanden. Vor Beginn des Tests wurde die Vorrichtung in der Höhe so eingestellt, dass der Bohrer in die Zielvorrichtung geführt werden konnte und der Ellenbogen des Probanden sich in etwa gleicher Höhe mit dem Akromion-Marker befand. Der horizontale Abstand des Probanden zur Zielmarkierung erfolgte in der Weise, dass der Proband den Bohrer direkt unterhalb der Zielmarkierung senkrecht ansetzen konnte.

Für eine deutlichere Darstellung der Körperpositionen zu den hervorgehobenen Zeitpunkten t1-t3 wird in der folgenden Abbildung 22 die frontale und seitliche Ansicht ohne Phaseneinteilung präsentiert.

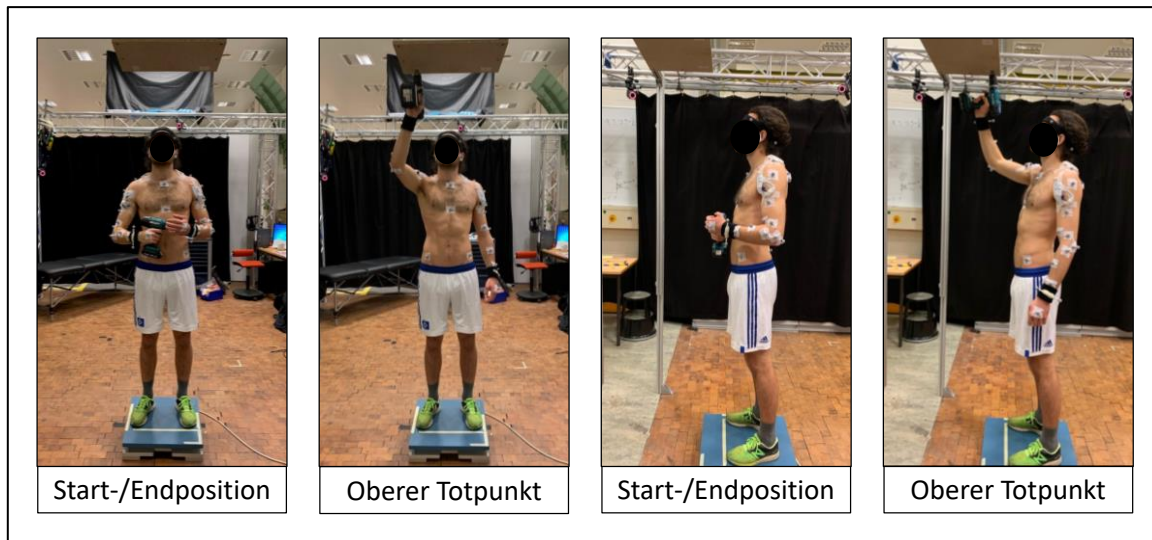


Abb. 22 Darstellung der Körperpositionen zu den hervorgehobenen Zeitpunkten in der Arbeitsaufgabe "Nieten" in frontaler (links) und seitlicher Ansicht (rechts); (Rechtshänder)

Arbeitsaufgabe 2 (Schleifen)

Die zweite Arbeitsaufgabe war angelehnt an Schleifprozesse aus dem Trockenbau. Hierbei wurde ein zweihändig zu betreibender Langhalssschleifer (Festool PLANEX LHS 225, TTS Tooltechnic Systems AG & Co.KG, Wendlingen, Deutschland; nicht aktiv betrieben; Gewicht: 4,94 kg (siehe Abb. 23)) an einem Metallrahmen entlang geführt.



Abb. 23 Langhalssschleifer PLANEX LHS 225, TTS Tooltechnic Systems AG & Co.KG

Der Schleifvorgang wies folgenden Ablauf auf (siehe Abb. 24): Aus der Startposition (t1) führten die Probanden den Schleifer zunächst nach oben über Kopfhöhe. Die werkzeugführende Hand (bei den siebenundzwanzig Rechtshändern die linke Hand, bei den zwei Linkshändern die rechte Hand) führte hierbei den Schleifkopf in einer Aufwärtsbewegung von etwa Hüfthöhe nach oben bis dieser auf die Querverstrebung traf (1. Wendepunkt (t2)). Anschließend wurde der Schleifkopf ca. 1,3 m in einer Seitwärtsbewegung entlang der Querverstrebung weitergeführt, bis er auf die gegenüberliegende, senkrechte Strebe der Rahmenkonstruktion traf (2. Wendepunkt (t3)). Von dort sollte der Schleifer in einer Abwärtsbewegung wieder nach unten bis zum Umkehrpunkt (t4) geführt werden, welcher auf der gleichen Höhe wie der Startpunkt lag. Der Vorgang war ohne Verweildauer im Umkehrpunkt (t4) in umgekehrter Reihenfolge zu beenden. Der Proband war angehalten diese Tätigkeit für 10 Wiederholungen ohne Pausen am Startpunkt (t1) oder Umkehrpunkt (t4) fortzuführen. Keine Berücksichtigung erfuhren die Bewegungen des Nutzers aus einer neutralen Grundhaltung zur Startposition (t1) des ersten Zyklus sowie die Bewegungen von der Endposition (t7) des letzten Zyklus zurück zu einer neutralen Grundposition.

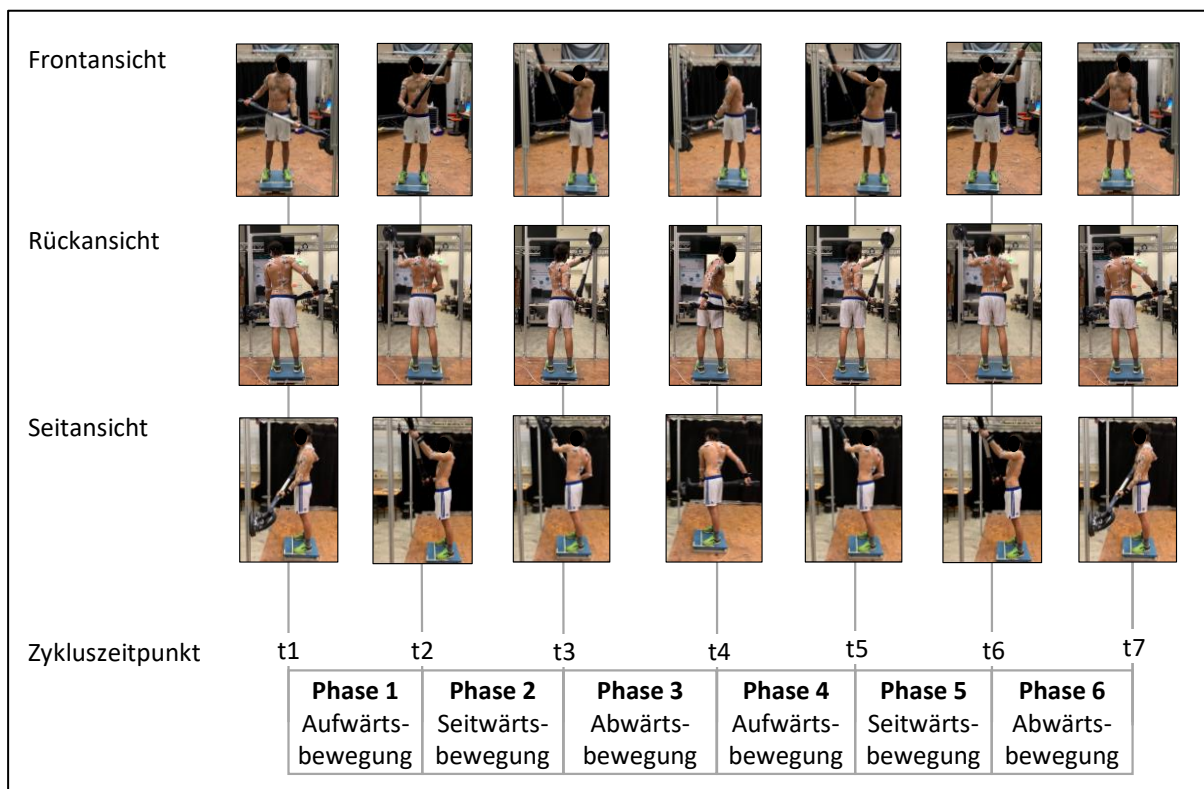


Abb. 24 Darstellung des Gesamtzyklus der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ inklusive der Phasendarstellung und der Start-, Wende- und Umkehrpunkte; (Rechtshänder)

Der horizontale Abstand zum Metallrahmen war durch die Arbeitsaufgabe 1 vorgegeben, da die Deckenvorrichtung an diesem angebracht war und für die Arbeitsaufgabe abgebaut wurde und lag zwischen 35-55 cm. Die Höhe des Querbalkens betrug für alle Probanden +7 cm zur individuell vorgenommenen Deckenhöhe aus Arbeitsvorgang 1. Für eine deutlichere Darstellung der Körperpositionen zu den hervorgehobenen Zeitpunkten t1-t7 werden in den folgenden Abbildungen 25, 26 und 27 die frontale, rückwärtige und seitliche Ansicht ohne Phaseneinteilung präsentiert.

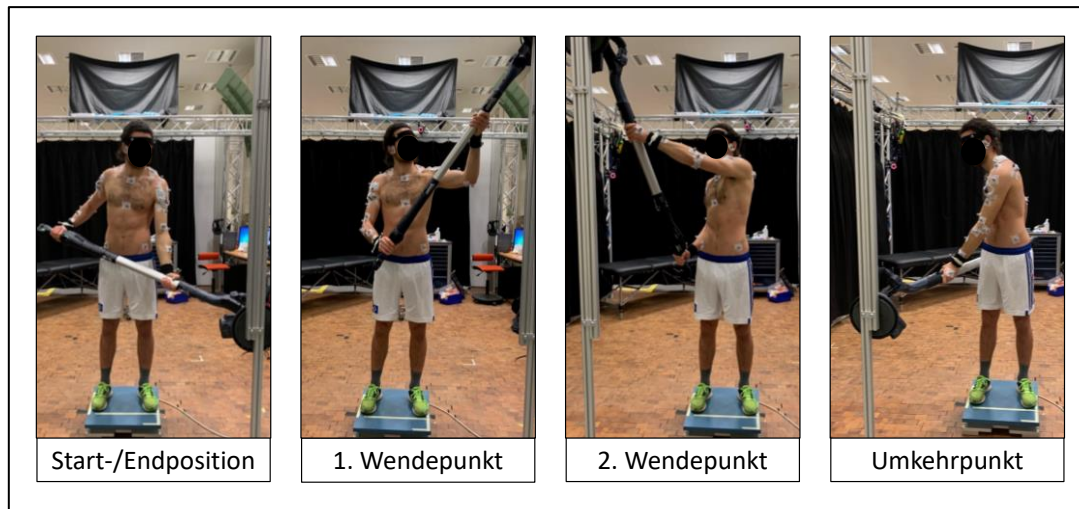


Abb. 25 Darstellung der Körperpositionen zu den hervorgehobenen Zeitpunkten in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" in der frontalen Ansicht; (Rechtshänder)

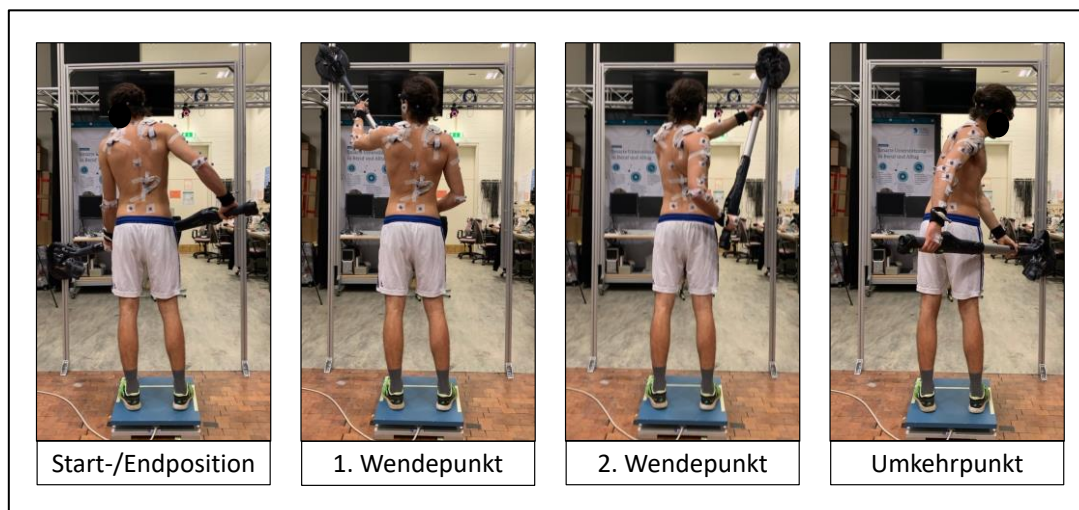


Abb. 26 Darstellung der Körperpositionen zu den hervorgehobenen Zeitpunkten in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ in der rückwärtigen Ansicht; (Rechtshänder)

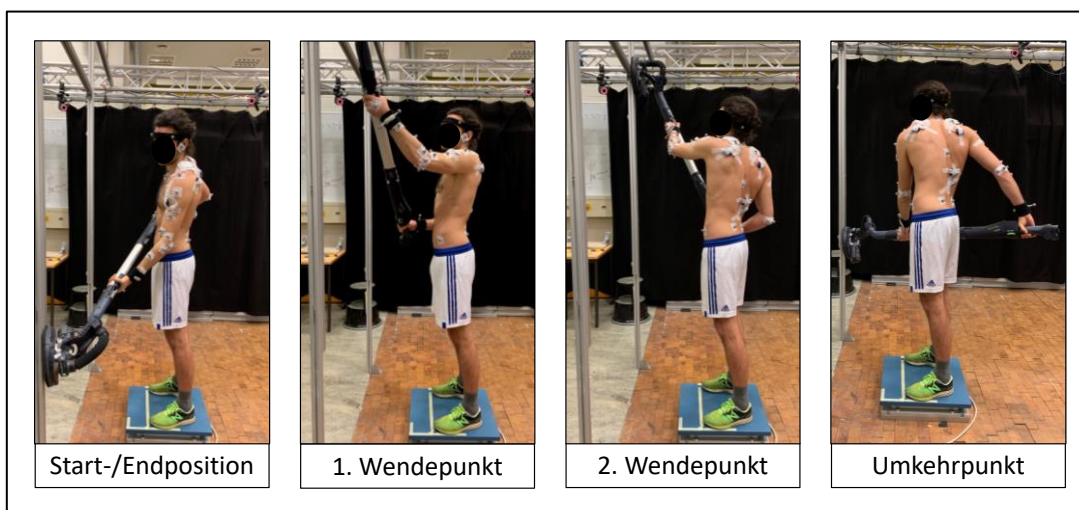


Abb. 27 Darstellung der Körperpositionen zu den hervorgehobenen Zeitpunkten in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" in der seitlichen Ansicht; (Rechtshänder)

Folgende Maßnahmen gewährleisteten die Vergleichbarkeit der Bewegungsmuster in den Arbeitsaufgaben:

- Die Probanden übten vor der Aufnahme die vom Messleiter vorgegebene Bewegungsgeschwindigkeit ein. Der Messleiter hielt die Probanden weiterhin an, eine gleichmäßige Bewegungsgeschwindigkeit zu vollziehen und auf plötzliche Beschleunigungen zu verzichten.
- Die Probanden standen mit beiden Füßen auf einer Kraftmessplatte. Die Füße durften während des Arbeitsprozesses nicht von der Stelle bewegt werden. Eine Verschiebung der Schwerpunktverteilung von einem Fuß auf den anderen sowie ein Drehen auf dem Fußballen war hingegen erlaubt.
- Der frontale Abstand zwischen Proband und Rahmen wurde so gewählt, dass die Arbeitsaufgaben „Nieten“ und „Schleifen“ durchführbar waren ohne eine Korrektur des Abstands vornehmen zu müssen. Die Fußstellung wurde in X und Y Ausrichtung markiert und musste zu jeder Aufnahme in gleicher Weise eingenommen werden.
- Für die Arbeitsaufgabe „Nieten“ erfolgte eine Platzierung einer Zielmarkierung an der Überbaukonstruktion, die den Probanden eine genaue Ausrichtung des Werkzeuges vorgab.
- Die Höhe der Überbaukonstruktion wurde auf die Körperhöhe des Probanden individuell angepasst, so dass in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ der Oberarm im Moment des Auftreffens der Werkzeugspitze auf die Überbaukonstruktion in etwa einen Flexionsgrad von 100° einnehmen konnte.
- In der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ sind mit der Rahmenkonstruktion genaue Punkte vorgegeben worden, die mit der Mitte des Schleifers abzufahren waren. Da diese Punkte über die Streben der Rahmenkonstruktion miteinander verbunden waren, determinierte dies auch die Schleifwege.
- Die durch den Messleiter vorgegebenen Greifpositionen am Langhals Schleifer durften im Arbeitsverlauf nicht geändert werden, d.h. ein Umgreifen des Schleifers, bspw. zur Entlastung ermüdeter Körperpartien war nicht gestattet. Variationen der Griffposition erfolgten nur auf Basis der Körpergröße, so dass größere Probanden einen etwas breiteren Griff gegenüber kleineren Probanden wählen konnten.

Anpassung des Drehmomentverlaufs an die Arbeitsaufgaben

Um die verschiedenen Anforderungen der beiden Arbeitsaufgaben an die Form der Unterstützung zu erfüllen, musste die ursprüngliche, zuvor an die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ angepasste Drehmomentkurve, für die Arbeitsaufgabe „Nieten“ eine eigenständige Drehmomentkurve mit einem Startwinkel von 30° erhalten (siehe Abb. 28). Der Winkel des Oberarmsegments entsprach hierbei der Schulterflexion. Aufgrund des gegenüber dem Langhals Schleifer geringeren Gewichts des Nietgeräts bzw. des Bohrers war für den Bereich von $0 - 30^\circ$ keine zusätzliche Unterstützung des Nutzers notwendig. Diese Anpassung griff Erkenntnisse aus einer vorhergehenden Studie (Argubi-Wollesen et al., 2018) zur Drehmomentgenerierung in der Schulter auf. Zudem lag die eigentliche Hauptbelastung im Nietvorgang deutlich oberhalb des Startwinkels von 30° . Feldtests und Arbeitsplatzbeobachtungen mit dem Vorgängermodell des Exoskeletts in der Flugzeugmontage zum Arbeitsvorgang des „Nietens“ erfassten Berichte von getesteten Mitarbeiter*innen, die den Aufsteckprozess der jeweils neuen Nieten auf die Nietpistole vor dem Körper mit Unterstützung als hinderlich bewerteten. In der Konsequenz sprach dies ebenfalls für die Festlegung des Startwinkels bei 30° , da sich beim Herabführen der Arme ab dieser Winkelposition die Unterstützung über die Öffnung der Ventile ausschaltete und die Arme damit locker und ohne Gegenkraft nach unten hängen konnten.

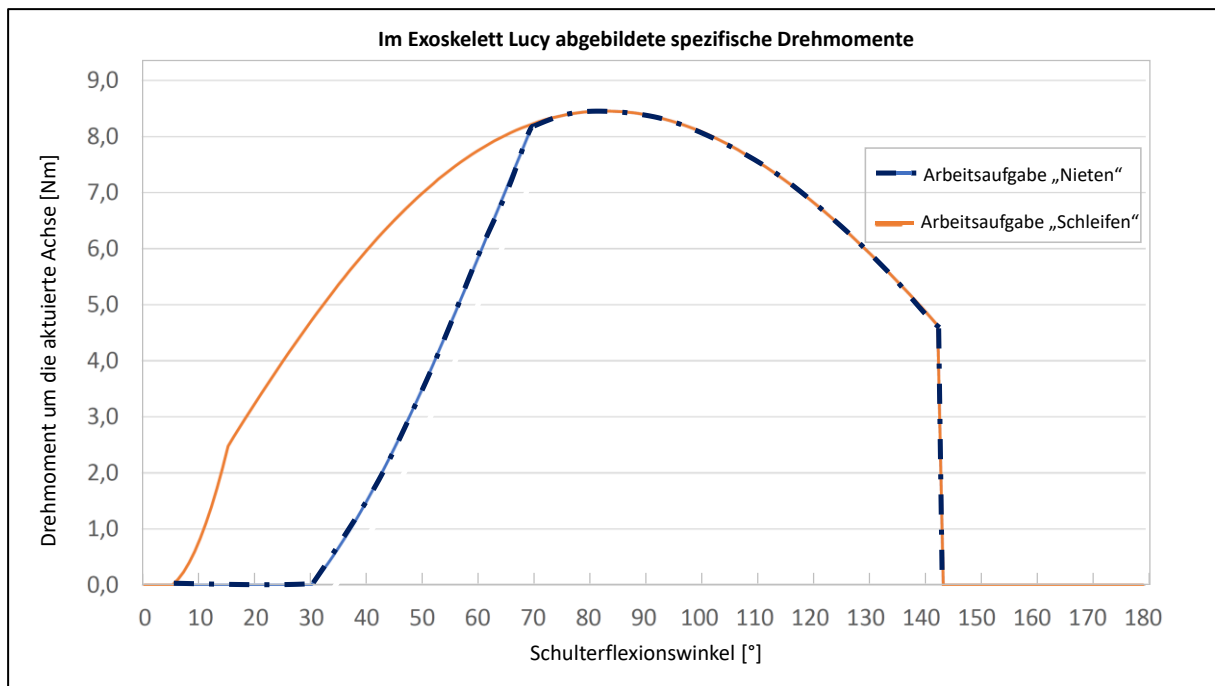


Abb. 28 Angepasste Drehmomentkurven um die aktuierte Achse des Exoskeletts Lucy für die Arbeitsaufgaben „Nieten“ und „Schleifen“

5.5 Messverfahren/-instrumente

Das folgende Kapitel stellt die verwendeten Messverfahren bzw. die für die Messverfahren genutzten Messinstrumente näher vor. Zudem erläutert es im Detail die für das jeweilige Verfahren notwendigen Anpassungen an die Erfordernisse der Studie.

5.5.1 3D-Kinemetrie

Die 3D-Kinemetrie-Aufnahmen erfolgten mittels eines Vicon Systems (Oxford Metrics Ltd, UK) mit einer Aufnahmefrequenz von 100 Hz. Das System bestand aus insgesamt 8 kreisförmig aufgestellten Infrarot-Kameras mit in einem Abstand von 1,5 – 4,5 m vom Testobjekt, um eine lückenlose Erfassung der retroreflektiven Marker der Testperson zu gewährleisten. Die Bildauflösung der Kameras (Bonita 10) betrug 1 Megapixel (1024x1024 Pixel). Die Kameras warfen mittels eines Rings aus LEDs Infrarotlicht im Bereich von 780 Nanometer aus. Diese wurden von den retroreflektierenden Markern reflektiert und durch die Kameras erfasst. Per Triangulation wurden von mindestens zwei Kameras erfasste Reflektionen zu einer XYZ-Koordinate umgerechnet und darüber die Position der Marker im dreidimensionalen Raum bestimmt.

Die Kalibrierung des Aufnahmevolumens erfolgte über die Verwendung eines aktiven LED-Kalibrierstabs (Active L- LED Wand). Die Ausrichtung des Kalibrierstabes an der Nullposition der Kraftmessplatte ermöglichte die Übereinstimmung der Raumkoordinaten zwischen den Koordinatensystemen der Kraftmessplatte und des Vicon-Systems. Die Erfassung der Marker erlaubte

eine Analyse der Bewegungen der Körpersegmente der Probanden im dreidimensionalen Raum. Die Aufnahme erfolgte über die Vicon Nexus Software (Nexus 2.8.0). Diese Software zeichnete ebenfalls die nachstehenden Messwerte des EMG und der Kraftmessplatte auf, um diese zeitlich synchronisiert und im C3D-Format zu speichern. Die Auswertung der Markerpositionen erfolgte in der Software Vicon Nexus.

Der Proband wurde vor der Aufnahme der Messungen am Oberkörper, dem Kopf und den Armen, bestehend aus 42 retroreflektiven Markern mit einem Durchmesser von jeweils 16 mm versehen, angeordnet und platziert gemäß des MoTrack Markermodells (Willwacher, Kurz, Menne, Schrödter & Brüggemann, 2016). Im Folgenden aufgelistet sind die anatomischen und segmentalen Bereiche an denen mittels eines doppelseitigen Tapes (3M) die Befestigung erfolgte (jeweils identisch für die linke und rechte Körperhälfte):

- Becken: Posterior superior iliac spine (links und rechts), anterior superior iliac spine (links und rechts),
- Rumpf: Schulterdach (Akromion), Sternum, Manubrium sterni, Halswirbelsäule C7, Brustwirbelsäule B10
- Arme: Mittelhandknochen des Mittelfingers, laterale und mediale Seite des Handgelenks (über ein Schweißband), mediale und laterale Epikondyle sowie an der Außenseite des Ellenbogens zwischen den Epikondylen, drei Marker am Unterarmsegment, drei Marker am Oberarmsegment, Schulter seitlich (Höhe Manubrium sterni)
- Kopf: vordere, seitliche Stirnpartie (oberhalb der äußeren Augenbrauenpartie) sowie hintere, seitliche Kopfpartie (mittels Stirnband), 1 cm posterior zum Crus helicis

Der Sicherung aller Marker gegen Herabfallen oder unbeabsichtigtem Abscheuern beim Anziehen des Exoskeletts diente zusätzlich ein elastisches, selbstklebendes Fixiervlies (MaiMed Medical, MaiMed GmbH, Neuenkirchen, Deutschland).

Statische Referenzposition

Vor Aufnahme der Arbeitsaufgabe mit dem Vicon-System nahm der Proband auf der Kraftmessplatte eine statische Referenzposition ein (siehe Abb. 29) um den Körper in X-Achse des Kartesischen Raum-Koordinatensystems auszurichten. Die für alle Probanden gleichlautende verbale Instruktion lautete: „Stehen Sie mit parallel angeordneten Füße und gestreckten Beinen so gerade wie möglich. Halten Sie den Kopf gerade und schauen Sie direkt nach vorne. Halten Sie die Arme mit durchgedrückten Ellenbogen neben den Körper, so dass die Handflächen nahezu die Oberschenkel berühren. Strecken Sie die Finger und halten sie die Hände so, dass die Daumen nach vorne zeigen.“

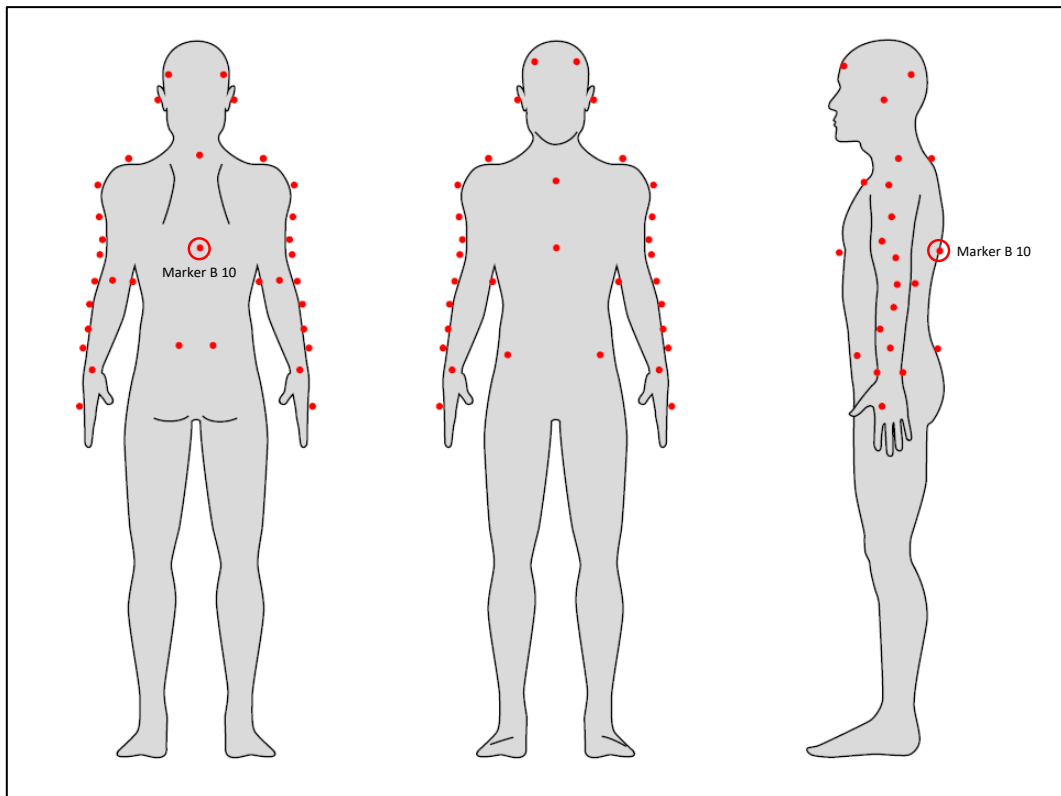


Abb. 29 MoTrack-Markervermodell und statische Referenzposition (Neutral-Null-Stellung) dorsale, frontale und laterale Ansicht

Die Berechnung der Winkel erfolgte auf Basis der relativen Veränderungen der erfassten Segmente zu ihrer in der statischen Referenzposition erhobenen Neutral-Null-Stellung. Die Definition der Schulterflexion im Markervermodell beschrieb den innenliegenden Winkel zwischen der Oberkörpersekrechten und dem Verlauf des Oberarms von der Schulter zum Ellenbogen (siehe Abb. 30 links). Die Abduktion wurde als innenliegender Winkel zwischen der Körperlängsachse und dem Oberarm festgelegt (siehe Abb. 30 rechts).

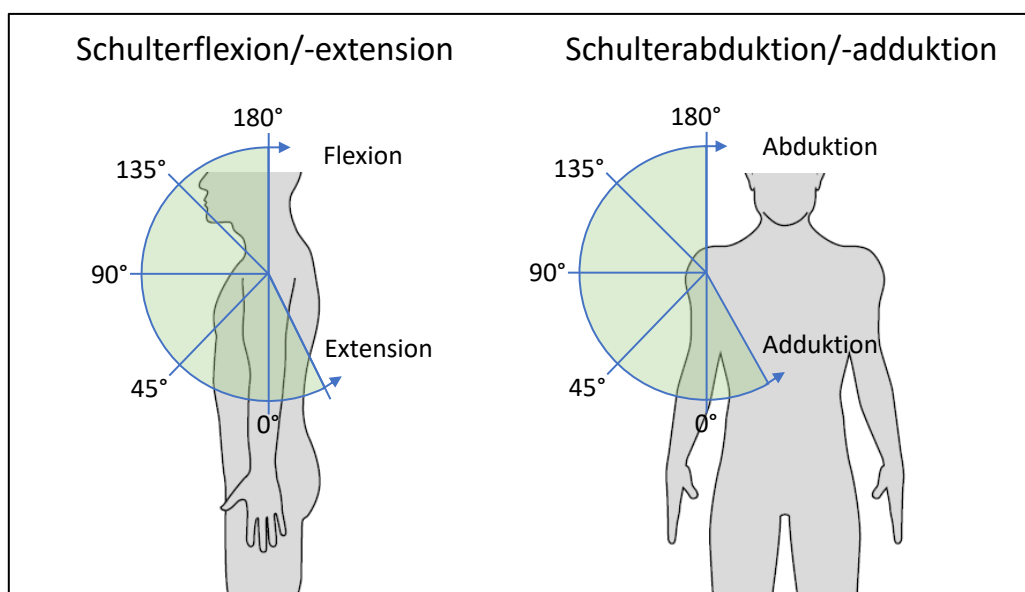


Abb. 30 Darstellung der erfassten Gelenkwinkel für die Schulterflexion (exemplarisch in der Sagittalebene) sowie der Schulterabduktion (exemplarisch in der Frontalebene)

Anpassungen des Markermodells an die Bedingung mit Exoskelett

Bedingt durch die Bauart des getesteten exoskelettalen Systems konnten in der Arbeitsaufgabe mit dem Exoskelett insgesamt drei Marker verdeckt sein: die beiden Marker des anterior iliac spine, sowie der Marker an der Brustwirbelsäule auf Höhe B10 (siehe Abb. 29). Aus diesem Grunde wurden vor Aufnahmen unter Verwendung des Exosketts, diese verdeckten Marker auf das Exoskelett selbst geklebt. Konkret erfolgte die Beklebung des Marker B10 auf Höhe des ursprünglichen B10 Markers, so dass eine Veränderung des B10 Markers nur bezogen auf eine Achse (hier die X-Achse) erfolgte. Die Marker für den anterior iliac spine wurden auf Höhe der ursprünglichen anterior iliac spine Marker auf den Beckengurt des Systems fixiert.

5.5.2 Elektromyografie

Die Erfassung der muskulären Aktivität erfolgte für die bei Tätigkeiten in Kopf- und über Kopfhöhe maßgeblich betroffenen Muskeln: M. deltoideus anterior sowie M. trapezius pars descendens jeweils für die rechte und linke Seite. Darüber hinaus wurde zur Überprüfung möglicher zusätzlicher Belastungen des unteren Rückens über das Eigengewicht des Exosketts der M. erector spinae auf der dominanten Seite mit in die Untersuchung eingebunden. Verwendung fand ein OEMG-System mit drahtloser Übertragung der Sensordaten an die Datenaufnahmeggeräte (Myon 320 Wireless, Myon AG, Schweiz). Die Vorbereitung und Aufnahme der Muskelaktivität mittels Oberflächen-EMG erfolgte nach SENIAM-Vorgaben (< 5 Ohm Impedanz, Aufnahme Frequenz 1000 Hz). Vor Beginn der eigentlichen Messungen wurde eine randomisierte MVC-Testung in Anlehnung an Schwartz et al. (2017) und Vera-Garcia, Moreside & McGill (2010) vorgenommen. Hierzu erfolgte eine Demonstration der drei MVC-Testverfahren. Für die MVC-Testungen des M. deltoideus anterior sowie des M. trapezius pars descendens standen die Probanden mit dem Rücken an einer Wand des Labors, ohne diese jedoch direkt zu berühren (Abstand des Rückens zur Wand: ca. 3-4 cm). Die Wand diente der Kontrolle der geraden Oberkörperhaltung während der Bewegungsausführung. Ein Berühren der Wand während der Bewegungsausführung galt es zu vermeiden.

Vor dem Start der eigentlichen MVC-Messung waren die Probanden angehalten, die gezeigten Abläufe dreimal mit sub-maximalen Aufwand durchzuführen, um sich an die Übung zu gewöhnen und sich auf die kommende Anstrengung vorzubereiten. Für alle drei Aufgaben wurden je drei Durchgänge für mindestens fünf Sekunden ab Erreichen der hervorgerufenen Widerstände durchgeführt. Während der MVC-Tests erfolgte eine verbale Anfeuerung durch den Messleiter. Zwischen den drei einzelnen Durchgängen innerhalb eines Testdurchlaufs lag eine Pause von 30 Sekunden. Die Pause zwischen den unterschiedlichen MVC-Tests betrug mindestens 3 Minuten.

Für die MVC-Messung des M. deltoideus anterior erfolgte eine Befestigung eines Seils am Boden. Das andere Ende des Seils wurde an der Hand des Probanden fixiert. Die Länge des Seils richtete sich danach, dass im aufrechten Stand (Knie durchgedrückt) mit vollständig ausgestrecktem Arm (keine Ellenbogenflexion) eine maximale Schulterflexion von 90° erreicht werden konnte. In der MVC-Messung war der Proband aufgefordert, den gerade vor dem Körper ausgestreckten Arm mit nach oben gerichtetem Daumen langsam gen Decke zu bewegen. Sobald er die Endposition von 90° Schulterflexion erreichte, lag die Aufgabe in einer Weiterführung der Bewegung mit maximaler

Intensität gegen den Widerstand des Seils. Nach erfolgreicher Durchführung der Messung einer Seite erfolgte der Wechsel der Aufgabe für die andere Schulter.

Die Messung des MVC des M. trapezius anterior pars descendens erfolgte für beide Schultern gleichzeitig. Hierzu wurden im aufrechten Stand beide Hände des Probanden mit Seilen umwickelt und diese fixiert. Die Länge der Seile erlaubte eine Schulterelevation im aufrechten Stand (Knie durchgedrückt) von ca. 1-2 cm. Für die Messung musste der Proband die Schultern bei herabhängenden Armen (keine Ellenbogenflexion) langsam gen Decke hochziehen. Sobald der Proband den durch die Seile hervorgerufenen obere Totpunkt erreichte, führte er diese Bewegung mit maximaler Intensität gegen den Widerstand der Seile fort.

Die Erfassung des MVC für den M. erector spinae sah eine Hyperextension des Probanden in liegender Position vor. Hierzu lag der Proband bäuchlings auf einer Untersuchungsliege. Die Füße schlossen dergestalt mit der Liege ab, dass die Zehen über den Rand hinausragten und der Spann den Rand der Liege berührte. Auf diese Weise lagen die Unterschenkel auf der Liege auf und die Füße konnten in einer entspannten Grundposition verbleiben. Über ein Seil auf Höhe des Sprunggelenks wurden die Unterschenkel des Probanden auf der Liege fixiert. Die Aufgabe des Probanden lag in der maximalen Anhebung des Oberkörpers von der Liege ohne Einsatz der Arme. Hierzu berührte er die Schläfen mit den Händen und hob die Ellenbogen in der Bewegungsausführung an. Der Proband hob während der MVC-Tests den Oberkörper langsam an, bis er auf einen Widerstand traf. Sobald er diesen erreichte, führte er die Bewegung mit maximaler Intensität gegen den Widerstand weiter fort. Der erforderliche Widerstand wurde durch den Messleiter hervorgerufen. Dieser stand am Kopfende der Liege und drückte mit ausgestrecktem Arm und unter Einsatz der eigenen Körpermasse von oben auf beide Schulterblätter des Probanden. Der Messleiter erlaubte hierbei dem Probanden in der Durchführung ein leichtes Abheben mit dem Oberkörper von der Liege von etwa 3-4 cm bevor die weitere Bewegung über den Druck auf die Schulterblätter unterbunden wurde.

Die muskuläre Aktivität der untersuchten Muskeln zeichnete eine Oberflächen-Elektromyografie mit einer Frequenz von 1000 Hz auf. Verwendung fand hierbei ein System (Myon 320) der Fa. Myon AG, Schweiz (siehe Abb. 31). Dieses System übertrug die erfassten Daten mittels eines proprietären Funkprotokolls über Emitter drahtlos an eine Basisstation, welche direkt an das Vicon System angebunden wurde und somit die Daten direkt mittels Vicon Nexus erfasste. Da sich aufgrund der drahtlosen Übertragung eine zeitliche Verzögerung (Latenz) zwischen Signalerfassung und – Aufzeichnung von 16 ms ergab (Herstellerangabe), wurde die Latenz in den Synchronisierungseinstellungen in Vicon Nexus zwischen den kinematischen und elektromyografischen Datenströmen eingestellt, um eine synchrone Datenaufnahme zu gewährleisten. Die Applikation der EMG-Elektroden (Ambu®, Blue-Sensor N) erfolgte unter Befolgung der SENIAM Richtlinien (u.a. Befreiung von Haaren auf den Hautpartien vor Applikation der EMG Elektroden, Aufrauhung der Haut und Reinigung mit alkoholischem Hautdesinfektionsmittel; ASEPTODERM®, Dr. Schumacher GmbH, Malsfeld-Beiseförth, Deutschland).



Abb. 31 Ambu® Blue-Elektroden mit Myon 320 Wireless -Emitter

Für die Studie ausgewählte Ableitstellen der Muskelaktivität gemäß SENIAM-Richtlinien:

- **M. trapezius (pars descendens)** (dominante und nicht-dominante Seite):
an der 50 % Linie zwischen Wirbel C7 und dem Akromion.
- **M. deltoideus anterior (pars clavicularis)** (dominante und nicht-dominante Seite):
ca. 2 Fingerbreit distal vom Akromion sowie 2 Fingerbreit anterior vom Akromion auf der Mitte des Muskelbauches.
- **M. erector spinae (thorakale Region)** (dominante Seite):
ca. 2 Fingerbreit lateral von Wirbel L1.

Der Abstand der Elektroden zueinander betrug 2 cm. Zusätzlich mit den Elektroden erfolgte, zur Reduktion möglicher Bewegungsartefakte über Zugkräfte auf die Elektroden, eine Fixierung der Signalemitter mittels zugeschnittener Streifen aus elastischem Fixierfließ (MaiMed Medical 5cm Breite, MaiMed GmbH, Neuenkirchen, Deutschland).

Für die Elektroden auf dem M. trapezius pars descendens wurden oberhalb der Elektroden 3D-gedruckte Abdeckkappen platziert und ebenfalls mit Fixiertape befestigt (siehe Abb. 32). Die Abdeckkappen dienten der artefaktfreien Aufnahme der Muskelaktivität des M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe mit Exoskelett. Da das Gurtsystems des Exoskeletts hier direkt auf der zu untersuchenden Muskelregion auflag, zeigten Pilotmessungen deutliche Bewegungsartefakte im EMG-Signal, bedingt durch mechanische Krafteinwirkungen auf die Elektroden durch die Gurte im Bewegungsverlauf. Das gleiche Problem wurde auch in anderen EMG-Studien zu den Einflüssen von Exoskeletten berichtet und machte stellenweise die Auswertung spezifischer EMG-Ableitungen unmöglich (Glitsch, Bäuerle, Hertrich, Heinrich & Liedtke, 2019). Die Verwendung der Abdeckkappen half diese mechanische Beeinflussung bestmöglich zu minimieren. Die Abdeckkappen wurden aus einem zur Verfügung stehenden Pool an vorgefertigten Kappen für den M. trapezius pars descendens ausgesucht. Hierbei ist zu erwähnen, dass die Form und Größe der Kappen an reale Muskelformen angepasst waren.

Im Verlaufe des Forschungsprojekts smartASSIST sind diese Abdeckkappen anhand von 3D-Oberflächenscans mehrerer Testpersonen modelliert und die Höhe der Kappen so definiert worden, dass sie einerseits flach genug sind unterhalb der Trägersysteme eines Exoskeletts getragen werden zu können, andererseits hoch genug, um einen Kontakt zwischen Trägersystem und darunterliegender EMG-Elektrode zu vermeiden.

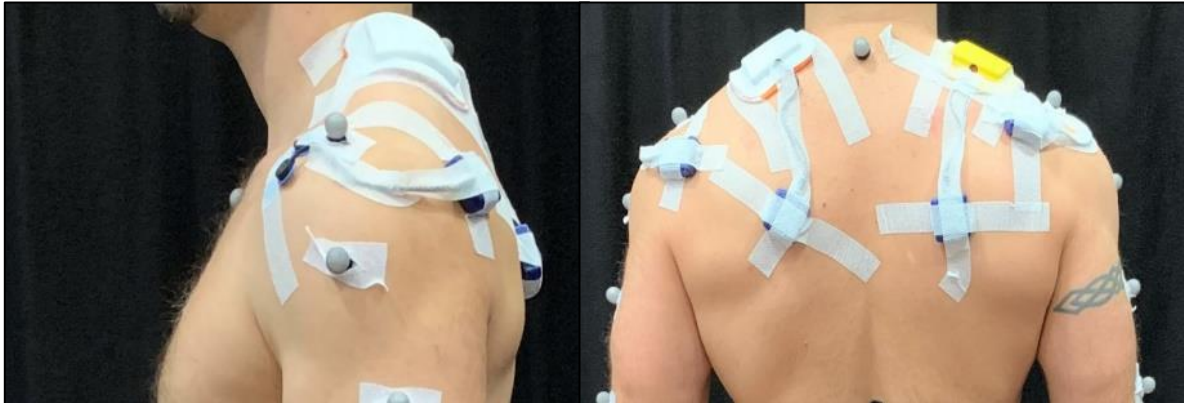


Abb. 32 3D-gedruckte, anthropomorph gestaltete Abdeckkappen über den Ableitstellen des *M. trapezius pars descendens*

Die korrekte Position der Abdeckkappen wurde über eine visuelle Kontrolle des EMG-Signals am PC-Monitor kontrolliert. Hierzu führte der Messleiter mit der Hand festen Druck in mehrere Richtungen auf die fixierte Abdeckkappe aus (bei ruhig sitzendem Probanden). Dabei durfte das EMG-Signal keine sichtbare Veränderung über die Dauer der Krafteinwirkungen erfahren. Sollte dies trotzdem der Fall sein, so wurde eine andere Abdeckkappe ausgesucht, mit der sich das gewünschte Resultat des artefaktfreien EMG-Signals einstellte. Die Sicherung der korrekten Ableitung des Signals erfolgte über eine Überprüfung des Grundrauschens auf einen Wert unterhalb des Schwellenwertes von 0,05 mV.

5.5.3 Posturografie

Eine Kraftmessplatte (AMTI OPT 464508, Advanced Mechanical Technology Inc., USA) diente zur Erfassung der Verschiebungen des COP als Gradmesser der posturalen Stabilität im bipedalen Stand. Die Kraftmessplatte besaß folgende Dimensionen: 46,4 cm x 50,8 cm x 11 cm und wurde in einem Abstand von 35 cm von ihrer vorderen Kante bis zum aufgebauten item®-Profi Messstand mittig zwischen die Rahmen aufgebaut. Die horizontale Ausrichtung der Kraftmessplatte ermittelte der Messleiter über eine Wasserwaage. Die Befestigung auf dem Boden erfolgte über eine Verschraubung des Rahmens im Boden mit indirekter Entkopplung zu den umgebenden Bodenpanelen. Vibrationseinflüsse durch die Umgebung wurden im Vorfeld der Untersuchung ausgeschlossen. Die Höhe der Kraftmessplatte von 11 cm wurde dadurch mitberücksichtigt, dass die Kalibrierung des Raumkoordinatensystems ausgehend von der Oberfläche der Kraftmessplatte erfolgte. Alle Höhenangaben bzw. z-Achsendimensionen beziehen sich demnach auf die Oberfläche der Kraftmessplatte als $z = 0$. Der Messfehler der Platte liegt laut Herstellerangaben für den COP bei ($< 0,2$ mm) sowie die Messgenauigkeit bei ($\pm 0,1$ %) der zugeführten Last.

Die Abtastrate zur Aufzeichnung der Daten betrug 1000 Hz. Die Kraftmessplatte lieferte eine Berechnung der COP-Daten, die sich aus den jeweils drei resultierenden Kraft- und Momentkomponenten in vertikaler und horizontaler Ausrichtung (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z) sowie der Oberfläche der Kraftmessplatte ergibt. Vor jeder Aufnahme erhielt die Kraftmessplatte hardwareseitig über das der Vicon Nexus Software vorgeschaltete AMTI-Hardwaremodul eine neue Kalibrierung ohne Proband um eine mögliche Drift des Nullpunktes über eine Spannungsänderung der zugrundeliegenden Dehnungsmessstreifen der Kraftmessplatte zu unterbinden.

5.5.4 Handgriffkraft

Die Untersuchung startete mit der Erfassung der Handgriffkraft der präferierten Hand vor Beginn der Arbeitsvorgänge. Die Bestimmung der präferierten Hand erfolgte über eine Befragung des Probanden. Die Erfassung der Handgriffkraft der Probanden als Maß des allgemeinen Kraftniveaus erfolgte über drei Messdurchgänge mit einem hydraulischen Hand-Dynamometer (SH5001, Saehan Corporation, Süd-Korea, Kalibrierungsdatum: 04.10.2014 (siehe Abb. 33). Dieses wurde in der Größe (Spreizweite des Griffs) an die Handgröße des Probanden so angepasst, dass der Proband nach subjektivem Befinden die größtmögliche Griffkraft zu leisten imstande war. Für den Test drückte der stehende Proband den Griff mit der präferierten Hand so fest zusammen wie möglich (Ellenbogen am Rumpf angelegt, Ellenbogenflexion von ca. 90°). Der resultierende größtmögliche Wert der Handgriffkraft aus den drei Versuchen ging in die Auswertung ein.



Abb. 33 Hand-Dynamometer SH5001, Saehan Corporation)

5.5.5 Subjektives Belastungsempfinden

Daten zum subjektiven Belastungsempfinden lieferte eine Borg-Skala (Skalenniveau 6-20) (Borg, 1990). Den Probanden wurde vor Beginn der Untersuchung die Borg-Skala erläutert sowie deren Verständnis zur korrekten Beantwortung abgesichert. Jedem Probanden sind vier einzelne Kopien (eine für jede

Testaufgabe) zur Verfügung gestellt und direkt nach Beendigung der jeweiligen Arbeits-/Testaufgabe für die bewältigte Aufgabe zum Ausfüllen vorgelegt worden. Nach erfolgtem Ausfüllen der Skala wurde diese zur Seite gelegt und umgedreht. Den Probanden lag demnach bei späteren Testaufgaben die Borg-Skala der vorhergehenden Aufgaben nicht mehr vor.

5.5.6 Qualitative Befragung

Die qualitative Befragung erfolgte nach Beendigung aller Arbeitsaufgaben und der Entfernung von Markern, EMG-Elektroden sowie Rückständen der Tapes, so dass in etwa 10 Minuten zwischen der Beendigung der letzten Testaufgabe und der Befragung lagen. Die offene, qualitative Befragung beinhaltete eine Rückmeldung der Probanden zu Auffälligkeiten beim Durchführen der Testaufgaben mit dem Exoskelett. Die Aussagen der Probanden wurden vom Messleiter in Form von Stichworten auf den Testprotokollen vermerkt. Abschließend wurden diese den Probanden noch einmal vorgelesen und sie befragt, ob sie den Stichworten noch etwas hinzufügen möchten und somit ggf. Ergänzungen vorgenommen.

5.5.7 Anthropometrische Datenerfassung

Die anthropometrischen Daten der Probanden ermittelte eine Abfrage der Körperhöhe sowie die Messung der Körpermasse mittels einer Körperwaage vom Typ: Active Era, Model: BS-03B.

5.6 Messaufbau

Für die experimentelle Situation wurde in den Labor-Räumlichkeiten des Laboratorium Fertigungstechnik (LaFT) an der Helmut-Schmidt-Universität eine feststehende Rahmenkonstruktion mittels item[®]-Profilen (40 x 40 mm) aufgebaut. Die Profile bildeten zwei senkrechte Ständer, die im Abstand von 128 cm zueinander in der Mitte des vom Vicon-Kamera-System erfassten Messraums standen. Zwischen den Ständern war ebenfalls mittels item[®]-Profil eine Querstrebe verbaut und so eingesetzt, dass sie mittels des LöSENS zweier Verschraubungen stufenlos in der Höhe (150 cm – 309 cm) verstellbar war. Die Verschraubung der Ständer und der Querstrebe ermöglichte einen stufenlosen Übergang zwischen Ständern und Querstrebe.

In der Querverstrebung wurde mittels item[®]-Winkel-Profilen eine Holzplatte (1,5 x 49 x 35 cm) so eingesetzt, dass diese mit ihrer größten Fläche horizontal über dem Boden verlief. Die Platte war mittig zwischen den item-Ständern platziert, so dass zum rechten und linken Ständer derselbe Abstand vorlag. Über das LöSEN der Winkel von der Querverstrebung konnte die Holzplatte entfernt werden. Hierüber konnte der Messaufbau für die beiden unterschiedlichen Arbeitsaufgaben schnellstmöglich (< 1 min) angepasst werden.

5.7 Datenverarbeitung

Für die Datenauswertung gingen die kinematischen und elektromyografischen Variablen pro Arbeitsaufgabe unterteilt nach dominanter sowie nicht-dominanter Schulter ein. Die werkzeugführende Hand bestimmte hierbei für die Arbeitsaufgabe die dominante Seite. Somit war für die Arbeitsaufgabe „Nieten“ die Seite, auf der der Akkuschrauber geführt wurde, die dominante Seite. In der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ ist die werkzeugführende Hand diejenige, welche neben dem Schleifkopf liegt. Die werkzeugführende Seite wechselte demnach zwischen den beiden getesteten Arbeitsaufgaben. Somit ist zu beachten, dass auch die Unterteilung zwischen dominanter und nicht-dominanter Schulter zwischen den Arbeitsaufgaben einen Seitenwechsel erfuhr.

Datenverarbeitung kinematischer Daten

Die Prozessierung der aufgenommenen kinematischen Daten der Referenzmessungen sowie der jeweils zweiten Sätze pro Arbeitsaufgabe erfolgte in der Aufnahme- und Auswertesoftware Vicon Nexus 2.8.1 auf Basis des hinterlegten MoTrack-Markermodells. Eventuelle Lücken (Gaps) in den Markerpositionen wurden innerhalb von Nexus mittels einer Spline-Funktion oder einer Rigid-Body-Fill-Funktion gefüllt und das Ergebnis jeweils visuell auf Korrektheit überprüft. Eine Glättung der Markertrajektorien erfolgte mittels eines Woltring-Filters (MSE, smoothing-Level 20). Die Aufnahmen der Arbeitsaufgaben erforderte eine Detektionserkennung der Start- und End-Events der jeweiligen Arbeitszyklen in Vicon Nexus. Die nachfolgenden Beschreibungen umfassen die definierten Events anhand der äußerlich beobachtbaren Tätigkeit des Probanden sowie ihrer Entsprechung in der Markerposition des in Vicon erfassten Abbildes. Die Markerposition bildete die Grundlage der automatischen Eventdetektion in Vicon Nexus.

Position der Events der Arbeitsaufgabe „Nieten“:

Startposition (t1):

- (real): Endzeitpunkt des Drückens der Bohrspitze in die Handfläche der nicht-dominanten Hand vor dem Körper (Simulation des Nietenaufsteckens)
- (Markerposition): minimaler Abstand der Handrückenmarker der linken und rechten Hand zueinander in der Y-Achse
(aufgrund der zyklischen Bewegungsausführung ohne Pause und des Widerstands der Bohrspitze markiert der minimale Abstand der Handrückenmarker einen spezifischen Zeitpunkt, der eine Bewegungsumkehr einleitet)

Oberer Totpunkt (t2):

- (real): Endzeitpunkt des Drückens der Bohrspitze in die Zielmarkierung an der Deckenkonstruktion (Simulation des Einsetzens der Niete)
- (Markerposition): maximale Höhe des Handrückenmarkers der werkzeugführenden Hand in der Z-Achse
(aufgrund der zyklischen Bewegungsausführung ohne Pause und des Widerstands der Bohrspitze markiert die maximale Höhe des Handrückenmarkers einen spezifischen Zeitpunkt, der eine Bewegungsumkehr einleitet)

Endposition (t3): Analog zum Start-Event nach Ablauf des Zyklus. Damit dient das End-Event des Zyklus gleichzeitig als Start-Event für den anschließenden Zyklus.

Position der Events der Arbeitsaufgabe „Schleifen“:

Startposition (t1):

- (real): Erreichen der untersten Position des vorgegebenen Schleifrahmens mit dem Schleifkopf auf der Seite der führenden Hand (dominante Seite des Arbeitsvorganges)
- (Markerposition): minimaler Wert der Z-Trajektorie des Handflächenmarkers der führenden Hand auf der Seite der führenden Hand (dominante Seite des Arbeitsvorganges) (aufgrund der zyklischen Bewegungsausführung ohne Pause markiert der minimale Wert der Z-Trajektorie des Handflächenmarkers einen spezifischen Zeitpunkt, der eine Bewegungsumkehr einleitet)

Wendepunkte (t2,t6)

- (real): Erreichen der oberen Ecken des vorgegebenen Schleifrahmens mit dem Schleifkopf auf der Seite der führenden Hand (dominante Seite des Arbeitsvorganges)
- (Markerposition): (optisch erfasst) Bewegungsumkehr des Markers von primär vertikaler zu primär horizontaler Bewegungsrichtung (t2); Bewegungsumkehr des Markers von primär horizontaler zu primär vertikaler Bewegungsrichtung (t6)

Wendepunkte (t3,t5)

- (real): Erreichen der oberen Ecken des vorgegebenen Schleifrahmens mit dem Schleifkopf auf der Seite der führenden Hand (nicht-dominante Seite des Arbeitsvorganges)
- (Markerposition): (optisch erfasst) Bewegungsumkehr des Markers von primär horizontaler zu primär vertikaler Bewegungsrichtung (t3); Bewegungsumkehr des Markers von primär vertikaler zu primär horizontaler Bewegungsrichtung (t6)

Umkehrpunkt (t4):

- (real): Erreichen der untersten Position des vorgegebenen Schleifrahmens mit dem Schleifkopf auf der Seite der führenden Hand (nicht-dominante Seite des Arbeitsvorganges)
- (Markerposition): minimaler Wert der Z-Trajektorie des Handflächenmarkers der führenden Hand auf der Seite der führenden Hand (nicht-dominante Seite des Arbeitsvorganges) (aufgrund der zyklischen Bewegungsausführung ohne Pause markiert der minimale Wert der Z-Trajektorie des Handflächenmarkers einen spezifischen Zeitpunkt, der eine Bewegungsumkehr einleitet)

Endposition (t7): Analog zum Start-Event nach Ablauf des Zyklus. Damit dient das End-Event des Zyklus gleichzeitig als Start-Event für den anschließenden Zyklus.

Aufgrund von Unregelmäßigkeiten zwischen den Probanden in den Markerverläufen zu den Wendepunkten in der Schleifaufgabe sind die Events (t2), (t3), (t5) sowie (t6) anstelle einer automatischen Detektion einer nachträglichen optischen Detektion auf Basis der Winkelverläufe der Flexion unterzogen worden (s.u).

Die kinematischen Daten der Referenzaufnahmen sowie der Aufnahmen der Arbeitsaufgaben inklusive der Events wurden anschließend aus Nexus als C3D-Datensätze exportiert.

Die Berechnung der Gelenkwinkel erfolgte aus den aus Nexus exportierten C3D-Dateien in Matlab mittels eines Matlab-Skripts (MoTrack). Grundlage für die Berechnung der Gelenkwinkel bildete die Referenzaufnahme des Probanden in Normal-Null-Gelenkstellung. Die ausgegebenen und weiterverarbeiteten Gelenkwinkel waren: 1. der Schulterflexionswinkel sowie 2. der Abduktionswinkel

des Oberarms/der Schulter. Auf Basis der Events konnte das MoTrack-Skript die Daten der Gelenkwinkel in ihre Zyklen unterteilen:

Nietzyklus: Startposition (t1) bis Endposition (t3)
(Oberer Totpunkt (t2) liegt zwischen Start- und Endposition)

Schleifzyklus: Startposition (t1) bis Endposition (t7)
(Wendepunkte (t2,t3,t5,t6) und Umkehrpunkt (t4) liegen zwischen Start- und Endposition)

Daten, die außerhalb der Zyklen lagen, wurden gelöscht. Die durch das MoTrack-Skript ausgegebenen Daten der Zyklen lagen anschließend in Form von CSV-Datensätzen vor. Die automatisierte Detektion und Löschung der zwei am stärksten abweichenden Zyklen pro Aufnahme (z.B. als Ergebnis einer technischen Störung oder Fehlern in der Bewegungsausführung wie abgleiten des Schleifers vom Mockup-Rahmen etc.) stellte einen weiteren Schritt im Matlab-Skript dar. Die Identifizierung dieser Extremzyklen basierte auf dem Grad der Abweichung von der berechneten Mittelwertkurve aller Zyklen des Schulterflexionswinkels (siehe Abb. 34).

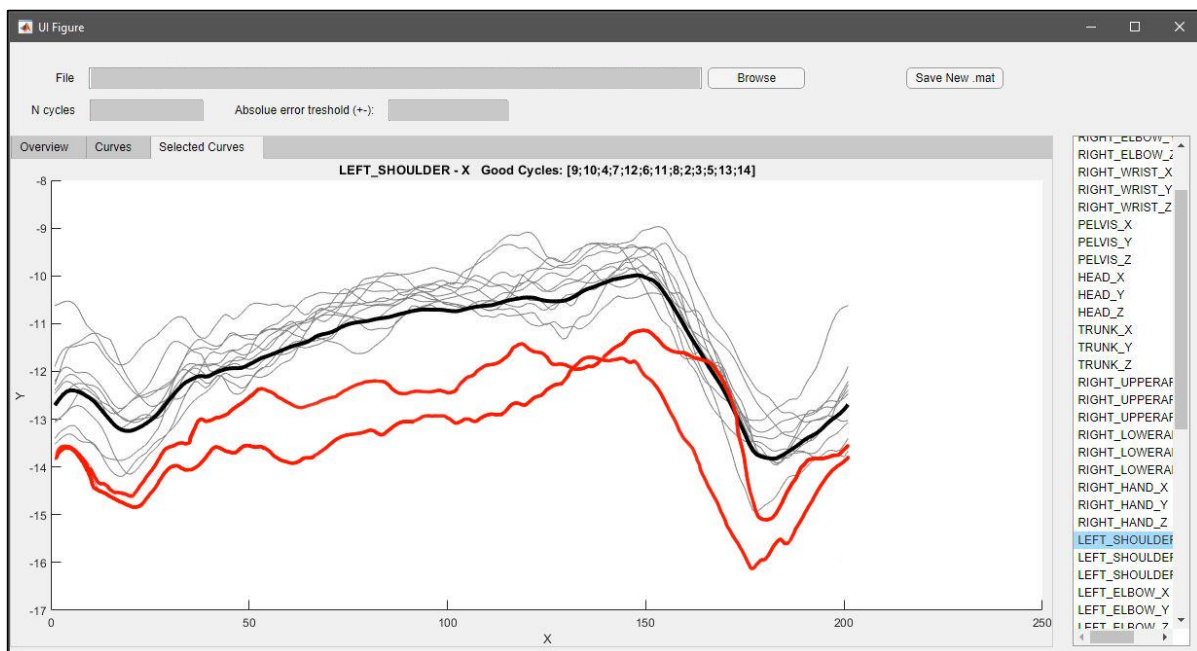


Abb. 34 Detektion von abweichenden Zyklen in Matlab (exemplarische Darstellung; Mittelwertskurve schwarz, abweichende Zyklen rot markiert)

Für die Ermittlung der maximalen Schultererelevation wurde aus Vicon Nexus die Trajektorie der Akromion-Marker sowie die Events als CSV-Datei exportiert. Nach Import in Matlab konnte aus den Daten die Z-Komponente der Trajektorie des Akromion-Markers isoliert und anhand der Events geschnitten und in Zyklen überführt werden. Aus den jetzt in Zyklen vorliegenden Trajektorien berechnete Matlab die maximale Schultererelevation pro Zyklus und überführte die Ergebnisse nach dominanter und nicht-dominanter Seite unterteilt in eine Excel-Urliste.

Zur Überführung der Winkelverläufe an die statistische Auswertung wurde in Matlab eine Interpolation der aufgenommenen Datenpunkte pro Zyklus auf 101 Datenpunkte (0-100 %

Arbeitszyklus) und somit eine zeitliche Normierung der Zyklen vorgenommen. Für die abschließende statistische Auswertung der Gelenkwinkel gingen demnach 8 Zyklen pro Aufnahme für den Nietvorgang und 13 Zyklen für den Schleifvorgang, jeweils unterteilt in dominante und nicht-dominante Seite, in die Statistik ein. Die verbliebenen Zyklen des Flexionswinkels der dominanten Schulter beider Bedingungen (Baseline und Lucy) dienen der nachträglichen optischen Bestimmung der Events der Wendepunkte in der Schleifaufgabe (s.o).

Datenverarbeitung elektromyografischer Daten

Der Export der elektromyografischen Daten der Aufnahmen der MVC-Messungen sowie der Arbeitsaufgaben als C3D-Dateien aus Vicon Nexus diente der Überführung in die Software ProEMG. Die Verarbeitung in ProEMG umfasste die Filterung der Rohdaten (20-400 Hz Butterworth Bandpass Filter 2. Ordnung), die Gleichrichtung, Glättung (100 ms gleitender Root Mean Square) und der Normalisierung der Signalamplituden anhand der MVC-Aufnahmen in [% MVC]. Zur Bestimmung des individuellen MVC pro Muskel diente die höchste Signalamplitude aus den jeweiligen drei MVC-Testdurchgängen nach visueller Überprüfung auf potentielle Artefaktbildung. Die aus den kinematischen Daten abgeleiteten Events bildeten hierbei die Basis zur Unterteilung der Daten zu Zyklen innerhalb von ProEMG. Die geschnittenen und prozessierten Daten wurden daraufhin in CSV-Dateien exportiert. Diese Daten konnten folgend in Matlab eingelesen und über ein Skript die Datenpunkte pro Zyklus auf 101 Datenpunkte (0-100 % Arbeitszyklus) zeitnormalisiert werden (siehe Abb. 35). Die EMG-Daten wurden anschließend um die Ausreißerzyklen bereinigt, die sich aus der kinematischen Überprüfung der Mittelwertkurven der Schulterflexion ergeben haben.

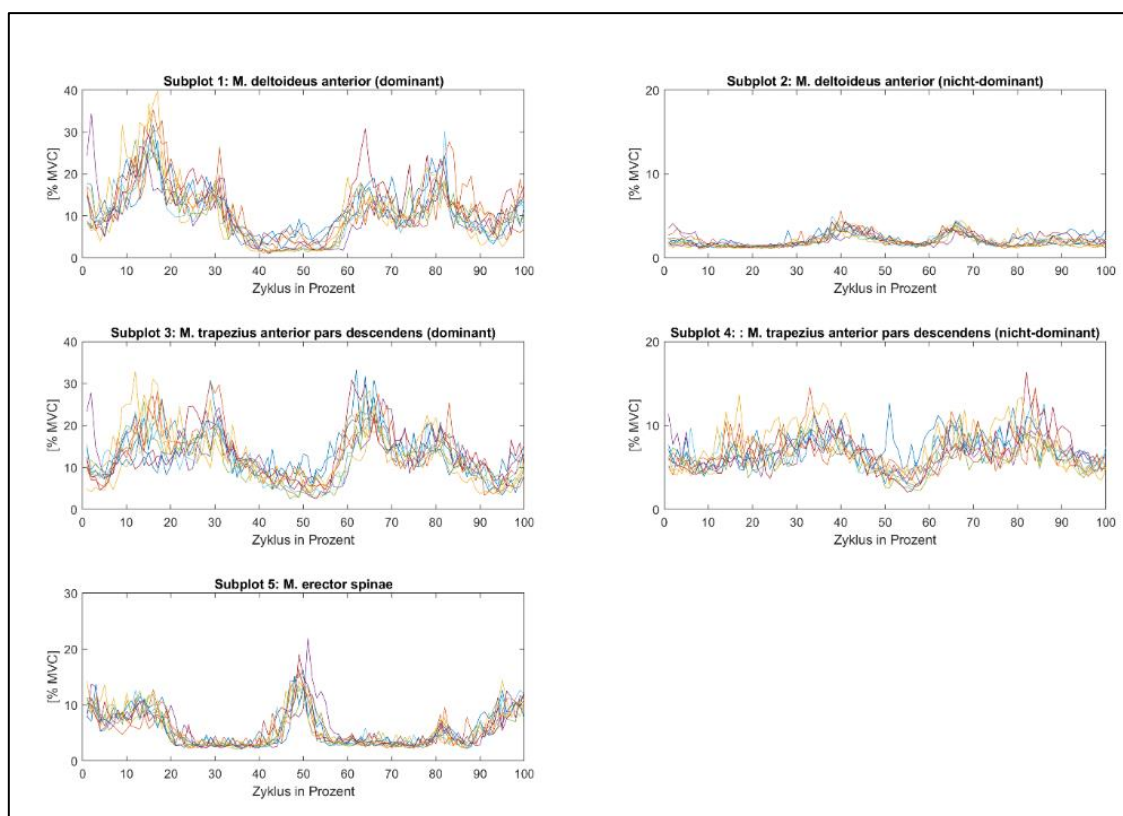


Abb. 35 Zeitnormalisierung der EMG-Daten in Matlab (exemplarische Darstellung)

Analog zu den kontinuierlichen kinematischen Daten der Schulterflexions- und Schulterabduktionswinkel gingen damit die identischen acht Zyklen pro Aufnahme für den Nietvorgang und dreizehn Zyklen für den Schleifvorgang, jeweils unterteilt für dominante und nicht-dominante Seite, in die abschließende statistische Auswertung ein.

Datenverarbeitung posturografischer Daten

Die Verlagerungen des auf die Kraftmessplatte projizierten Kraftangriffspunktes (COP) wurden im Gesamtverlauf über alle Bewegungszyklen hinweg erfasst und auf Basis der Daten eine 95%-Konfidenzellipse berechnet, deren Fläche als Gradmesser für das Schwankungsverhalten diente, wie sie u.a. auch bei Schubert, Kirchner, Schmidbleicher und Haas (2012) beschrieben wurde. Aufgrund der Einflüsse der Bewegungsumkehr in den Arbeitsabläufen auf die Schwankungswege des COP (bspw. von unten nach oben bzw. von links nach rechts) umfasste die Auswertung und Analyse im Gegensatz zu den kinematischen oder elektromyografischen Daten die erfassten Zyklen pro Aufnahme als eine Einheit. Der untersuchte Schwankungsweg des COP in x-/y- Richtung (anterior-posterior/medial-lateral) beinhaltete daher die gesamte Aufnahme von Beginn des 1. Zyklus bis Ende des jeweils letzten Zyklus. Basis für die Bestimmung des Anfangs- und Endpunktes der zu untersuchenden Sequenzen waren die in Vicon Nexus erfassten Eventpositionen (Startevent des ersten Zyklus bis Endevent des letzten Zyklus).

Die Erstbearbeitung der Messdaten erfolgte in Vicon Nexus und in einem zweiten Bearbeitungsschritt in Matlab. Die Berechnungen des COP in X- und Y-Ausrichtung aus den Messdaten erfolgte intern über die Software des AMTI-Hardwaremoduls unter Speicherung der berechneten Messwerte in Vicon Nexus als Kanäle. Analog zu den bisherigen Berechnungen folgte ein Datenexport der CSV-Dateien aus Vicon Nexus nach Matlab. Das Matlab-Skript integrierte die Filterung mittels eines Butterworth-Filters der 4. Ordnung sowie ein Downsampling um den Faktor 10. Für die anschließende Bestimmung des Schwankungsweges über die 95%-Konfidenzfläche des vom COP über alle Zyklen hinweg beschriebenen Verlaufs erfolgte die Datenauswertung über eine Matlab-Routine auf Basis des bei Duarte und Freitas (2010) beschriebenen Berechnungswegs:

[1]

$$[vec, val] = eig(cov(CPap, CPml))$$

$$area = pi * prod(2.4478 * sqrt(svd(val)))$$

Hierbei steht *vec* für die Matrix der Eigenvektoren, *val* für die Matrix der Eigenwerte, *eig* für die Berechnung der Eigenvektoren und Eigenwerte, *cov* für die Berechnung der Kovarianzmatrix, *CPap* für den Center of Pressure in anterior-posterior Ausrichtung, *CPml* für den Center of Pressure in medial-lateraler Ausrichtung, *pi* für π , *prod* für die Berechnung des Produkts, *sqrt* für die Berechnung der Quadratwurzel und *svd* für die Singulärwertzerlegung. Der Arbeitsschritt endete mit der Überführung der berechneten Flächenwerte in mm^2 pro Aufnahme in eine Excel-Urliste.

Datenverarbeitung der Zyklusdauer

Die Berechnung der individuellen mittleren Zyklusdauer für die Arbeitsaufgaben „Nieten“ und „Schleifen“ erfolgte anhand der für die kinematischen Analysen geschnittenen Zyklen. Ein Matlab-Skript zur Auswertung der ausgewählten acht (Arbeitsaufgabe „Nieten“) bzw. dreizehn (Arbeitsaufgabe „Schleifen“) geschnittenen Zyklen vor ihrer Zeitnormalisierung überprüfte jeweils die Anzahl ihrer Messwerte und teilte den jeweilige Wert durch die Aufnahme Frequenz (100 Hz), um die Zyklusdauer in Sekunden zu erhalten. So entstand aus den Einzelwerten pro Aufnahme die mittlere Zyklusdauer und es erfolgte deren Übertragung in eine Excel-Urliste.

Datenverarbeitung der Handgriffkraftdaten und des subjektiven Belastungsempfindens

Es folgte eine Erweiterung der Excel-Urliste um die Handgriffkraftdaten aus den Messprotokollen sowie die Werte der an die Probanden ausgehändigten Borg-Skalen.

Datenverarbeitung der Qualitativen Befragung

Die Aussagen der Teilnehmer bezüglich der Empfindungen zur Arbeit mit dem Exoskelett, die auf den Messprotokollen in Form von Stichworten eingefügt wurden, sind nach Abschluss der Untersuchungsphase in ein Word-Dokument übertragen worden. Die getroffenen Aussagen wurden anschließend mittels einer qualitativen Inhaltsanalyse in Anlehnung an Mayring (2010) zusammengefasst und in eine Bewertungsmatrix eingeordnet. Die Ergebnisse dienen dann der Ableitung weiterer Entwicklungsziele zum Exoskelett.

5.8 Statistik

Die Verarbeitung und statistische Auswertung der Daten des jeweils zweiten Satzes integrierte in allen vier Bedingungen (Baseline/Intervention * Nietvorgang/Schleifvorgang) die Bereiche der Bewegung (Kinemetrie) und der muskulären Aktivität (Elektromyografie), jeweils für die dominante Seite (Nietvorgang) oder beide Seiten (Schleifvorgang), als auch die posturale Stabilität (Posturografie).

Die statistische Analyse des subjektiven Belastungsempfindens (Borg Skala) umfasste alle vier Borg-Skalen der Einzelvorgänge (Baseline/Intervention * Nietvorgang/Schleifvorgang). Ergänzt wurde die statistische Analyse um eine qualitative Auswertung der Probanden-Befragung zu Auffälligkeiten im Umgang mit dem Exoskelett.

Unterteilung in diskrete und kontinuierliche Messvariablen

Gemäß der Datengrundlage der erhobenen Messvariablen erfolgte für die statistische Überprüfung eine Unterteilung in diskrete und kontinuierliche Variablen, aus denen sich die Auswahl der statistischen Prüfverfahren ergab. Diskrete Variablen wiesen einen einzelnen Wert auf, der stellvertretend für den zu untersuchenden Gegenstand (Handgriffkraft, maximale Schultererelevation etc.) stand bzw. die erhobene 0-dimensionale Messgröße darstellte (Pataky, Robinson & Vanrenterghem, 2016).

Im Gegensatz hierzu bildeten die kontinuierlichen Messvariablen (Schulterflexionswinkel, Schulterabduktionswinkel, muskuläre Aktivität) 1-dimensionale Messgrößen (Pataky, Robinson & Vanrenterghem, 2013), deren Verlauf innerhalb der Bewegungszyklen im Zentrum der Auswertung stand. Der folgenden Tabelle 3 ist zu entnehmen, welche Messvariable den diskreten bzw. den kontinuierlichen Messvariablen zugeordnet wurden.

Tab. 3 Unterteilung der erhobenen und berechneten Messvariablen in diskrete und kontinuierliche Variablen

Messvariable	Diskrete Variable	Kontinuierliche Variable
Handgriffkraft [N]	X	
Maximale Schultererelevation [mm]	X	
Flexionswinkel [°]		X
Abduktionswinkel [°]		X
Muskuläre Aktivität [% MVC]		X
95-%-Konfidenzfläche des COP [mm ²]	X	
Subjektives Belastungsempfinden [Borg-Skala Zahlenwert]	X	

Sämtliche statistischen Auswertungen diskreter Variablen erfolgten in SPSS 25 für Windows. Die kontinuierlichen Variablen berechnete die Matlab-Software 2019a.

Statistisches Prüfverfahren der diskreten Messvariablen

Eine Kovarianzanalyse mit Messwiederholung (rmANCOVA) mit dem Haupteffekt „Exoskelett/Lucy“, nach dem allgemeinen linearen Modell berechnet, diente der Überprüfung des Einflusses des Tragens des Exoskeletts auf die diskreten Messvariablen (siehe Tab. 3). Ein Shapiro-Wilk Test prüfte zuvor die Normalverteilung der Daten der Ausgangsbedingungen von Alter, Körpermasse, Körperhöhe, Handgriffkraft, 95-%-Konfidenzellipse des COP, Schultererelevation sowie des subjektiven Belastungsempfindens. Eine Bonferroni-Korrektur kontrollierte die Ergebnisse der Kovarianzanalyse auf die Kovariaten „Alter“, „Körpermasse“, „Körperhöhe“ sowie „Handgriffkraft“ für multiples Testen:

[2]

$$\frac{\alpha (0,05)}{\text{Anzahl der Tests}}$$

Für die Kovarianzanalysen diente das partielle Eta-Quadrat (η_p^2) als Kennwert der Effektstärke. Die Effektstärke verweist darauf, wie stark ein Faktor oder eine Faktorenkombination auf die jeweils abhängige Variable einwirkt. Nach Cohen (2013) beschreibt das partielle Eta-Quadrat den durch den Faktor aufgeklärten Varianzanteil an der Gesamtvarianz. In Anlehnung an Cohen klassifiziert diese Arbeit die ermittelten partiellen Eta-Quadrate wie folgt: $\eta_p^2 \geq 0,08$: kleiner Effekt; $\eta_p^2 \geq 0,20$: mittlerer Effekt sowie $\eta_p^2 \geq 0,32$: großer Effekt. Als allgemeines Signifikanzniveau wurde ein α -Level von 0,05 festgelegt:

Die Kovarianzanalysen dienten der Überprüfung nachstehender Hypothesen:

- Hypothesen zur maximalen Schultererelevation (1b und 5b).
- Hypothesen zur posturalen Stabilität (3 und 7)
- Hypothesen zum subjektiven Belastungsempfinden (4 und 8).

Zudem erfolgte eine Kovarianzanalyse zur Überprüfung der Unterschiede der Varianzen der mittleren Zyklusdauer für die Bedingungen mit und ohne Exoskelett.

Statistisches Prüfverfahren der kontinuierlichen Messvariablen

Der statistische Vergleich der erfassten Gelenkwinkel sowie der muskulären Aktivität erfolgte über ein statistical parametric mapping (SPM) in Matlab. Hierüber ließen sich Aussagen über mögliche statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Bedingungen „Lucy“ und „Baseline“ im Bewegungsverlauf für die einzelnen Gelenkwinkel als auch für die muskuläre Aktivität treffen. SPM ist ein statistisches Verfahren, welches auf eine längere Tradition in der Analyse bildgebender Analysemethoden bspw. in der EEG-Analyse zurückblickt. In den zurückliegenden 8-10 Jahren hat sich SPM, bedingt durch die Vorarbeiten von Pataky et al. (2013) für den Bereich der biomechanischen Analysen qualifiziert und vermehrt Verbreitung gefunden (Papi, Bull & McGregor, 2020; Pickle, Silverman, Wilken & Fey, 2019; Serrien, Goossens & Baeyens, 2019). Die Darstellung von Messungen biomechanischer Variablen wie Kraftvektoren oder Gelenkwinkel mündet zumeist in eindimensionalen, skalaren Trajektorien. Diese können sich aus der Bewegung des zu untersuchenden Körpers im dreidimensionalen Raum über die Zeit zusammensetzen oder aber auch über Veränderungen einer Krafttrajektorie über die Zeit. Diese lassen sich als eindimensionale (1D) skalare Trajektorien $y_i(q)$ verstehen, wobei „y“ den Wert der zu untersuchenden Variable „i“ beschreibt und „q“ den 1D Raum- oder Zeitvektor (Pataky et al., 2013; Donnelly et al., 2017). Darüber hinaus haben sich Überprüfungen der muskulären Aktivität als weiteres Feld ergeben, in denen das statistical parametric mapping (SPM) erfolgreich einsetzbar ist und Vergleiche muskulärer Aktivität im Zyklusverlauf ermöglichen (Ballmer et al., 2020; Nüesch, Roos, Egloff, Pagenstert & Mündermann, 2019; Robinson, Vanrenterghem & Pataky, 2015; Zoffoli, Ditroilo, Federici & Lucertini, 2017).

Gegenstand der SPM-Analyse in der vorliegenden Arbeit ist der Vergleich der Winkelverläufe der Schulterflexion bzw. der Schulterabduktion sowie der muskulären Aktivität zwischen den Bedingungen mit und ohne Unterstützung über den Zeitraum des spezifizierten Zyklus von Beginn der Bewegung bis zu ihrem Abschluss. In der Aufnahme mehrerer Arbeitszyklen wurde dieser Zyklus als Rahmen definiert, der als abgeschlossener Fokusbereich im Erkenntnisinteresse stand. Mittels einer Eventdetektierung von Beginn der Bewegung bis zum Abschluss der Bewegung standen zwei Events zur Verfügung, mittels derer die einzelnen Aufnahmen zeitlich normalisiert werden konnten. Ergebnis der Zeitnormalisierung waren kontinuierliche Kurven der zu untersuchenden kinematischen und elektromyografischen Variablen aufgespannt vor der zeitlichen Domäne.

Verwendung fand das von Pataky, Vanrenterghem und Robinson (2015) entwickelte und herausgegebene Matlab-Skript `spm1d` in der Version 0.4, welches unter www.spm1d.org frei zugänglich ist. Die Version ist mit der hier genutzten Matlab Version 2019a kompatibel. Für die statistische Analyse der Gelenkwinkelverläufe als auch der muskulären Aktivität wurde durch das Skript ein zweiseitiger t-Test für verbundene Stichproben berechnet:

[3]

$$t(q) = \frac{\overline{A}_y(q)}{S_p(q)/\sqrt{J}}$$

Hierbei steht q für den Messzeitpunkt, y für den Messwert, S_p für die Standardabweichung der Differenzen und J für den Stichprobenumfang. Das Skript berechnet für jeden Zeitpunkt q einen t-Test, analog einem herkömmlichen 0-dimensionalen t-Test. Über die aufeinanderfolgenden Werte ergibt sich die über den Zyklus verlaufende 1-dimensionale t-Trajektorie $SPM\{t\}$, die dementsprechend als „Statistical Parametric Map“ bezeichnet wird. Auf Basis der Random Field Theory wird ein singulärer t^* Schwellenwert (Threshold) berechnet (bei zweiseitigen Tests ergeben sich zwei identische Schwellenwerte mit jeweils gegensätzlichen Vorzeichen). Die Höhe dieses Schwellenwertes ergibt sich aus dem definierten α -Level sowie der „smoothness“ des Datensatzes, d.h. der Abhängigkeiten der Datenpunkte zueinander, deren Fluktuationen über den Zyklusverlauf hinweg mittels eines FWHM-Wertes (Full Width at Half Maximum/Halbwertsbreite) beschrieben werden können. Aus diesem Grunde sind für den Schwellenwert t^* keine Anpassungen für multiples Testen vonnöten. Der Schwellenwert kennzeichnet den Bereich, den nur ein spezifischer Prozentsatz an unendlich vielen randomisierten Gaußschen (Kurven-) Verteilungen mit gleichem FWHM-Wert durchkreuzen würde. Spezifiziert wird dieser Prozentsatz über das gewählte α -Level, d.h. bei einem $\alpha = 0,05$ würde der Schwellenwert den Bereich markieren, den nur 5 % an unendlich vielen Kurven mit gleichem FWHM-Wert durchkreuzen würden.

Überschreitet (oder unterschreitet, im Falle des zweiseitigen Tests) die statistische Kurve $SPM\{t\}$ den statistischen Schwellenwert t^* für mehrere aufeinanderfolgende Datenpunkte, so wird damit ein zusammenhängender Cluster identifiziert. Start- und Endpunkte der Cluster werden markiert und begrenzen die Zeitpunkte, zu denen sich die Datenverläufe zwischen den Bedingungen signifikant voneinander unterscheiden. Gängiger Ausdruck für einen solchen Cluster ist die englische Bezeichnung „Supra-Threshold Cluster“, welche auch im weiteren Verlaufe dieser Arbeit Anwendung findet.

Des Weiteren wird dem Cluster ein singulärer p -Signifikanzwert zugeschrieben. Der p -Signifikanzwert errechnet sich aus der Wahrscheinlichkeit einen Cluster mit denselben Ausmaßen in Höhe und Breite unter dem gegebenen α -Level zu erhalten.

Vor dem Testen der Unterschiede zwischen den Bedingungen mittels einer $SPM\{t\}$ Statistik erfolgte eine Prüfung der Normalverteilung der Datensätze mittels des im Matlab-Skript integrierten D’Agostino-Pearson K^2 Tests. Der Test prüft anhand der Schiefe und Kurtosis des Datensamples inwieweit dieses von einer Gaußschen Normalverteilung abweicht und berechnet einen χ^2 -Schwellenwert. Bei Überschreiten der Teststatistik über diesen Wert ist die Annahme der Normalverteilung verletzt. Datengrundlage für die Tests auf Normalverteilung als auch die $SPM\{t\}$ Statistik sind die gemittelten Winkel- und Muskelaktivitätsverläufe in beiden Bedingungen. Hierzu wurden die einzelnen integrierten Zyklen pro Proband (jeweils 8 Zyklen in beiden Bedingungen des Arbeitsvorgangs „Nieten“ sowie jeweils 13 Zyklen in beiden Bedingungen des Arbeitsvorgangs „Schleifen“) in Matlab gemittelt und auf eine einzelne Mittelwertkurve pro Proband reduziert. Die Mittelwertkurven für alle Probanden pro Bedingung gingen nachfolgend in die Berechnung der Normalverteilung mit einem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ ein. Der folgende Code lieferte die Berechnungen der Normalverteilung mittels des SPM-Skripts:

```
alpha      = 0.05;
spm        = spm1d.stats.normality.ttest_paired(BASELINE, INTERVENTION);
spm_i     = spm.inference(0.05);
disp(spm_i)
```

Bei vorliegender Normalverteilung prüfte ein parametrischer, zweiseitiger t-Test für abhängige Stichproben mittels folgenden Codes innerhalb des SPM-Skripts die Unterschiede der Bedingungen. Zudem erfolgte eine Bonferroni-Korrektur für multiples Testen für die zusammenhängenden

statistischen Analysen über eine Reduktion des Alpha-Fehlers. Im Falle einer Verletzung der Normalverteilung wurde das nicht-parametrische Äquivalent des zweiseitigen t-Tests für abhängige Stichproben berechnet:

```
rng(0)
alpha      = 0.0167 % Bei Tests=3
two_tailed = true;

spm        = spm1d.stats.ttest_paired(BASELINE, INTERVENTION);
spm1       = spm.inference(alpha, 'two_tailed', two_tailed);
disp('Parametric results')
disp( spm1 )
```

Im Gegensatz zum parametrischen SPM basieren die Berechnungen des t^* -Schwellenwertes für das nicht-parametrische Äquivalent SnPM (non-parametric SPM) nicht auf dem Verhalten unendlich vieler, randomisierter Gaußschen (Kurven-)Verteilungen gleichen FWHM-Wertes, sondern auf Permutationen des bestehenden Datensatzes, vor deren Hintergrund die Berechnung des Schwellenwert inklusive des Signifikanzwertes erfolgt (hierin ähnelt das SnPM dem Bootstrapping). Das Verfahren entspricht darüber hinaus der oben beschriebenen Methodik zum parametrischen SPM und kann identisch interpretiert werden. Pataky et al. (2015) legten die Anwendbarkeit von SnPM für 1-dimensionale, biomechanische Daten dar und wiesen nach, dass SPM und SnPM zu qualitativ identischen Hypothesenüberprüfungen 1-dimensionaler Datenverläufe führen

Im Rahmen dieser Arbeit erfolgte die Bestimmung der notwendigen Anzahl von Permutationen für den nicht-parametrischen Test (SnPM) über eine Steigerung ihrer Ausgangszahl von 10.000 Permutationen in Stufen von 20.000 Permutationen. Die erforderliche Anzahl wurde damit festgelegt, dass sich bei einer Steigerung keine Veränderung in der zweiten Nachkommastelle des t^* Schwellenwertes mehr ergaben. Dies war über alle SnPM{t} Statistiken bei 100.000 Permutationen gegeben. Der Empfehlung von Pataky et al. (2015) folgend, wurde das nicht-parametrische Testergebnis dem parametrischen Testergebnis mittels folgenden Codes gegenübergestellt um visuell die nicht-parametrische Variante mit der parametrischen vergleichen zu können und dessen Validität beurteilen zu können (Gegenüberstellungen der parametrischen mit den nicht-parametrischen Statistiken finden sich im Anhang der Arbeit).

```
%(1) Berechnen des nicht-parametrischen Test:
rng(0)
alpha      = 0.05;
two_tailed = true;
iterations = 100000
snpm       = spm1d.stats.nonparam.ttest_paired(BASELINE, INTERVENTION);
snpm1      = snpm.inference(alpha, 'two_tailed', two_tailed, 'iterations',
iterations);
disp('Non-Parametric results')
disp( snpm1 )
```

```
% (2) Grafische Darstellung der Ergebnisse:
close all
figure('position', [0 0 1000 300])
subplot(121); spmi.plot(); spmi.plot_threshold_label(); spmi.plot_p_values();
subplot(122); snpmi.plot(); snpmi.plot_threshold_label(); snpmi.plot_p_values();
```

Die Durchführung der genannten SPM- sowie SnPM-Statistiken diente folgender Hypothesenprüfungen:

- Hypothesen zur Kinematik der Schulter (1a und 5a).
- Hypothesen zur muskulären Aktivität (2 und 6).

5.9 Abschätzung der Messfehler und Fehlerkritik

In der vorliegenden Untersuchung zu den Einflussgrößen des Exoskeletts Lucy stehen die kinematischen, elektromyografischen sowie posturografischen Ergebnisse im Mittelpunkt der Analyse.

Messbedingung

Über die Standardisierung der Messbedingungen sowie der Einbettung von zwei Arbeitsvorgängen aus unterschiedlichen professionellen Bereichen (industrielle Produktion und Trockenbau) wurde bereits eine Veränderung von Feldbedingungen vorgenommen. Dadurch war eine Verwendung von professionellen Mitarbeitern aus den adressierten Arbeitsfeldern für den speziellen Bereich der Labortestung in diesem Falle nicht zielführend. Um trotzdem einen aussagekräftigen Transfer der zu erhebenden Daten auf die Bedingungen im Feld zu ermöglichen, wurden Probanden herangezogen, die einem Großteil der Mitarbeiter aus den adressierten Bereichen zumindest in den Faktoren Geschlecht und Alter entsprachen.

Die Zeiträume der Interventionen, 13 Zyklen in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ sowie 8 Zyklen in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ waren dazu geeignet, schnell auftretende ad hoc Entlastungen der Schultermuskulatur zu erfassen. In vergleichbaren Laborstudien zu den Effekten von exoskelettalen Systemen auf ihre Nutzer wurden ähnlich kurze Intervalle getestet (Hessinger et al., 2018; Schmalz et al., 2019; Kim & Nussbaum, 2019; Vries et al., 2019). Bei Vries et al. (2019) betragen die für einzelne Bewegungsabschnitte ausgewählten Zyklen beispielsweise 10 Sekunden. Studien, die sich mehr der Frage widmen, wie sehr die Verwendung des Exoskeletts die muskuläre Ermüdung über eine dauerhafte Verwendung beeinflusst, weisen häufig längere Interventionsdauern auf, wenngleich sich hier große Unterschiede in den Zeiträumen auftun. So testeten Schmalz et al. (2019) das Exoskelett Paexo in Zeitabschnitten von 5 Minuten bei dynamischen, sich verändernden Tätigkeiten. Andere Autoren ließen ihre Probanden 15 Minuten lang eine quasi statische Halteaufgabe durchführen (Liu et al., 2018). Vries und Looze (2019) weisen aber in ihrem Review zu bisherigen Studien darauf hin, dass es bislang noch keine Studien zu den physiologischen Effekten von industriellen Exoskeletten gibt, die längere Zeiträume über mehrere Stunden oder gar mehrere Werkzeuge betrachten. Abschließend lässt sich festhalten, dass die in dieser Studie gewählten Zeiträume der Arbeitszyklen eine Übertragung auf

reale Arbeitskontexte gut ermöglichen und die Grundvoraussetzung bieten, aus den kumulierten Zyklen Rückschlüsse auf muskuläre Beanspruchungen in der Praxis abzuleiten.

Fehlerkritik

Wie in jeder apparativen, biomechanischen Analyse sind die Messsysteme als auch die Auswertemethoden speziellen Messfehlern unterworfen (siehe Tab. 4). Der Einsatz standardisierter, geeichter Messgeräte für die Handgriffkraft (Ablesefehler: ± 1 kg) und die Körpermasse (Messgenauigkeit: $\pm 0,1$ kg (Herstellerangaben) dienen der Kontrolle dieser Messfehler. Zur Reduktion von Messfehlern durch Latenzzeiten erfolgte eine direkte Anbindung der elektromyografischen und der posturografischen Daten an das Vicon-Messsystem. Die Software passte die Latenz zwischen EMG-Signal und optischem System von 16 Millisekunden an (Herstellerangaben), so dass von einer hohen zeitlichen Genauigkeit der Überlagerung der Daten für alle drei Messsysteme auszugehen ist.

Tab. 4 Übersicht aller Messvariablen sowie Angaben der Messgenauigkeit

Testmerkmal / Variable	Kürzel	Maßeinheit (SI-Maße)	Messinstrument	Messgenauigkeit
Markerposition	MP	mm	Vicon	± 2 mm
Muskuläre Aktivität	EMG	mV	Myon 320 Wireless	k. A.
Center of Pressure	COP	mm	AMTI OPT 464508	$< 0,02$ mm
Körperhöhe	K_H	cm	Zentimetermaß	± 1 cm
Körpermasse	K_M	kg	Körperwaage	$\pm 0,1$ kg
Gelenkwinkel	φ	$^\circ$	Vicon	k.A.
Handgriffkraft	F_H	N	Handdynamometer	Halbe Skaleneinteilung

Die EMG-Signale sind Störungen durch das Exoskelett potentiell in zweifacher Weise ausgesetzt: 1) über elektromagnetische Störungen (Willigenburg, Daffertshofer, Kingma & van Dieën, 2012) sowie 2) über mechanischen Druck auf die Elektroden (Cömert & Hyttinen, 2015). Zur Behebung dieser Einflüsse überprüften die Versuchsleiter zunächst die möglichen Auswirkungen der Elektrik auf das Signal. Es konnten hierbei keinerlei elektrische Störeinflüsse festgestellt werden. Die Reduktion mechanischer Einwirkungen auf das Signal an den Ableitpositionen sicherten spezielle, für diese Untersuchungen, entwickelte Abdeckkappen. Weitere eventuell noch vorhandene mechanische Störungen wurden über die Filterung der EMG-Signale nachträglich herausgefiltert. Die Messgenauigkeit der posturografischen Daten des Center of Pressure (COP), die für die anschließenden Berechnungen der 95%-Konfidenzellipse herangezogen wurden, betrug laut Herstellerangaben $\pm 0,02$ mm.

Die indirekte Videokinematik mittels des Vicon-Systems ist mit einer Reihe von potentiellen Fehlerquellen versehen. Die Kalibrierung des Systems spielt eine bedeutende Rolle in der Minimierung systematischer Messfehler wie Bildverzerrungen, die sich bspw. aus der Linsenkrümmung ergeben (Chiari, Della Croce, Leardini & Cappozzo, 2005). Eine Kalibrierung des Systems minimiert diesen systematischen Messfehler bestmöglich. Darüber hinaus wurde der individuelle Kameraabstand zum Messobjekt über eine manuelle Anpassung der Linseneinstellungen mittels optischer Überprüfung der Darstellung der Markerauflösung am PC-Monitor integriert.

Die Berechnungen der aus den Vicon-Daten erhobenen Gelenkwinkel erfolgten mittels des MoTrack-Markermodells. Eine genaue Angabe der Berechnungsfehler der Gelenkwinkel im Sinne einer externen

Validität ist für solche kinematischen Modelle nicht angebar. Neben der Qualität des Berechnungsmodells (Duprey, Naaim, Moissenet, Begon & Chèze, 2017) sind diese von den anthropometrischen Voraussetzungen der Probanden (Weichteilproblematik) (Lamberto, Martelli, Cappozzo & Mazzà, 2017), der Lokalisationsgenauigkeit der (palpierten) Markerpositionen an den Probanden (Della Croce, Leardini, Chiari & Cappozzo, 2005) als auch von deren gleichbleibenden Qualität im Untersuchungsverlauf abhängig. Zur Minimierung der zuletzt genannten Fehlerquellen wurden die Marker durchgängig nur vom Messleiter geklebt, wodurch sich zumindest eine erhöhte Absicherung der internen Validität der berechneten Gelenkwinkel ergab. In der Bedingung mit Exoskelett verhinderte allerdings die Gestaltung des Beckengurtes in Verbindung mit der Druckluftflasche eine korrekte Orientierung der rückwärtigen Hüftmarker in seitlicher Ausrichtung, so dass der Abstand beider Marker zueinander in der Regel größer war, als im Ursprungsmarkermodell ohne Exoskelett. Die veränderten Markerpositionen beeinflussten die für diese Studie aus dem Markermodell errechneten Gelenkwinkel nicht, da sie für deren Berechnung nicht herangezogen wurden. Zur Absicherung gegenüber evtl. nicht vorherzusehender Probleme mit dem veränderten Markersystem erhob der Messleiter vor den eigentlichen Aufnahmen auch mit diesem Markersystem eine statische Referenzposition in der gleichen Weise wie zuvor. Vor dem Hintergrund der Unterschiedlichkeit der ausgegebenen Gelenkwinkel bei verschiedenen Markermodellen (Valevicius, Jun, Hebert & Vette, 2018) ist allerdings von deren Übertragung auf Gelenkwinkel auf Basis anderer Markermodelle abzuraten.

6 Ergebnisse

Die Darstellung der Untersuchungsergebnisse erfolgt in der Reihenfolge der vorgestellten Messinstrumente bzw. Messverfahren.

6.1 Ergebnisse der kinematischen Analyse

Die folgenden Kapitel umfassen die Darstellung der Ergebnisse der kinematischen Analyse für beide Arbeitsaufgaben. Zunächst werden die aus der kinematischen Analyse gewonnenen Ergebnisse zur Zyklusdauer sowie der Phaseneinteilung präsentiert. Darauf erfolgt die Darstellung der gewonnenen Erkenntnisse zu potentiellen Veränderungen der maximalen Schultererelevation. Eine Präsentation der Vergleiche der Gelenkwinkelverläufe auf Basis eines statistical parametric mapping (SPM) schließt das Ergebniskapitel zur kinematischen Analyse.

6.1.1 Ableitung der Zyklusdauer aus der kinematischen Analyse

Die mittlere Zyklusdauer sowie die statistischen Angaben der zeitlichen Umfänge der Einzelzyklen der untersuchten Arbeitsaufgaben der Niet- und Schleifvorgänge in der Baseline (ohne Unterstützung) und mit Exoskelett Lucy sind in den folgenden beiden Tabellen 5 & 6 aufgeführt.

6.1.1.1 Mittlere Zyklusdauer in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Die multivariate Kovarianzanalyse offenbarte im paarweisen Vergleich einen signifikanten Unterschied der Zyklusdauer zwischen den Bedingungen in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ ($F_{(1,24)} = 34,059$; $p \leq ,001$; $\eta_p^2 = ,0587$). Das 95%- Konfidenzintervall für die Differenz betrug $-0,47 - 0,22$ s. Unter Berücksichtigung der Kovariaten Alter, Größe, Körpermasse und Handgriffkraft zeigte sich hingegen kein signifikanter Unterschied zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett (siehe Tab. 5).

Tab. 5 Zeitliche Dauer der Zyklen in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Zykluszeit	Nieten „Baseline“	Nieten „Lucy“	Statistik
t [s]	$3,48 \pm 0,32$	$3,83 \pm 0,43$	$F_{(1,24)} = ,259$; $p = ,615$; $\eta_p^2 = ,011$

6.1.1.2 Mittlere Zyklusdauer in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

In der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ zeigten sich in der multivariaten Kovarianzanalyse weder im paarweisen Vergleich, noch unter Einbeziehung der Kovariaten Alter, Größe, Körpermasse und Handgriffkraft signifikante Unterschiede in der Zyklusdauer zwischen den Bedingungen (siehe Tab. 6).

Tab. 6 Zeitliche Dauer der Zyklen in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"

Zykluszeit	Schleifen „Baseline“	Schleifen „Lucy“	Statistik
t [s]	11,07 ± 2,20	11,35 ± 2,33	$F_{(1,24)} = ,414; p = ,526; \eta_p^2 = ,017$

6.1.2. Phaseneinteilung der Bewegungszyklen

Anhand der Markerpositionen der werkzeugführenden Hand aus der kinematischen Analyse konnten die Events der Arbeitsaufgaben in ihrer zeitlichen Position im Bewegungszyklus bestimmt werden. In den folgenden Abbildungen ist die zeitliche Position der Events als Position im Bewegungszyklus von 0 % bis 100 % markiert (siehe Abb. 36 und 37).

6.1.2.1 Phaseneinteilung des Bewegungszyklus in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

In der Arbeitsaufgabe „Nieten“ markiert die Startpositionen (t1) den Beginn des Bewegungszyklus bei 0 %. Die Endposition (t3) kennzeichnet respektive das Ende des Bewegungszyklus bei 100 %. Die automatisierte Kennzeichnung des oberen Totpunkts (t2) erfolgte für die Baseline bei 54,3 ± 2,9 % des Bewegungszyklus. In der unterstützten Bedingung mit Exoskelett wurde diese Position bei 54,7 ± 3,1 % ermittelt. Für beide Bedingungen wurde die Trennung zwischen den Phasen 1 (Aufwärtsbewegung) sowie der Phase 2 somit bei 54 % des Bewegungszyklus festgelegt (siehe Abb. 36). Damit vollzog sich die Abwärtsbewegung geringfügig schneller als die Aufwärtsbewegung. Mit einer Abweichung von 4 % in der prozentualen Dauer bewegten sich beide Phasen jedoch in einem vergleichbaren zeitlichen Umfang.

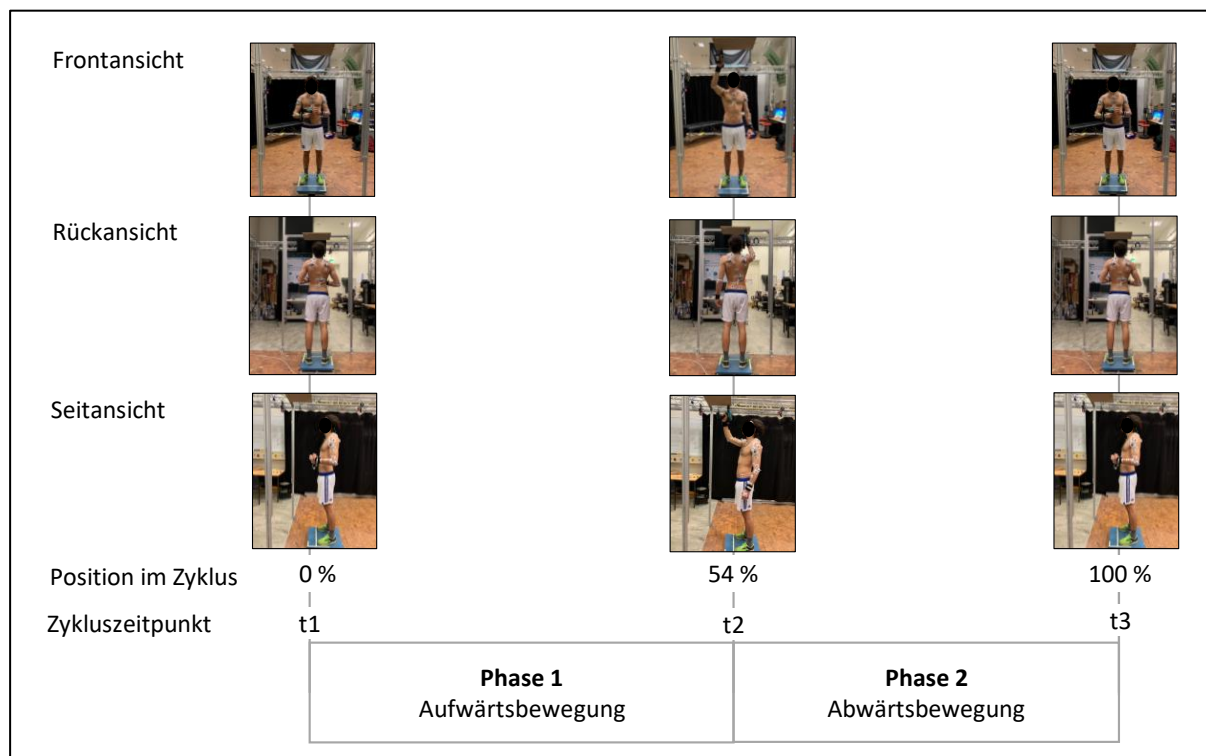


Abb. 36 Exemplarische Darstellung der beiden Bewegungsphasen im Nietvorgang inklusive prozentualer Phaseneinteilung

6.1.2.2 Phaseneinteilung des Bewegungszyklus in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Analog zu den Einteilungen in der Arbeitsaufgabe „Nieten“, markierte die Startposition (t1) den Zeitpunkt von 0 % des Bewegungszyklus in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. Die Endposition (t7) kennzeichnete die 100 % dieses Bewegungszyklus (siehe Abb. 37). Die automatisierte Detektion des Handmarkers der werkzeugführenden Hand ergab eine prozentuale Position des Umkehrpunkts (t4) bei $50,3 \pm 2,0$ % in der Baseline sowie $50,6 \pm 0,8$ % in der Bedingung mit dem Exoskelett Lucy. Für beide Bedingungen wurde die Trennung zwischen den Phasen 3 (Abwärtsbewegung) sowie der Phase 4 bei 51 % des Bewegungszyklus festgelegt (siehe Abb. 37). Mit einer mittleren prozentualen Differenz der Dauer von 1 % bestehen nur geringfügige zeitliche Differenzen zwischen den, aus jeweils drei Phasen bestehenden, Hin- und Rückbewegungen in der Schleifaufgabe.

Für die Events (t2), (t3), (t5) sowie (t6) erfolgte eine bedingungsübergreifende, visuelle Überprüfung der Wendepunkte anhand der gemittelten Flexionswinkel (siehe Abb. 47). Aufgrund der gegenüber der automatisierten Ableitung der Eventzeitpunkte für „t1“, „t4“ sowie „t7“ unpräziseren, optischen Ableitung sind diese Angaben diesbezüglich mit einem größeren Vorbehalt zu bewerten. Für beide Bedingungen wurden die Zeitpunkte im Bewegungszyklus wie folgt festgelegt: (t2) bei 17 %, (t3) bei 33 %, (t5) bei 68 % sowie (t6) bei 84 %.

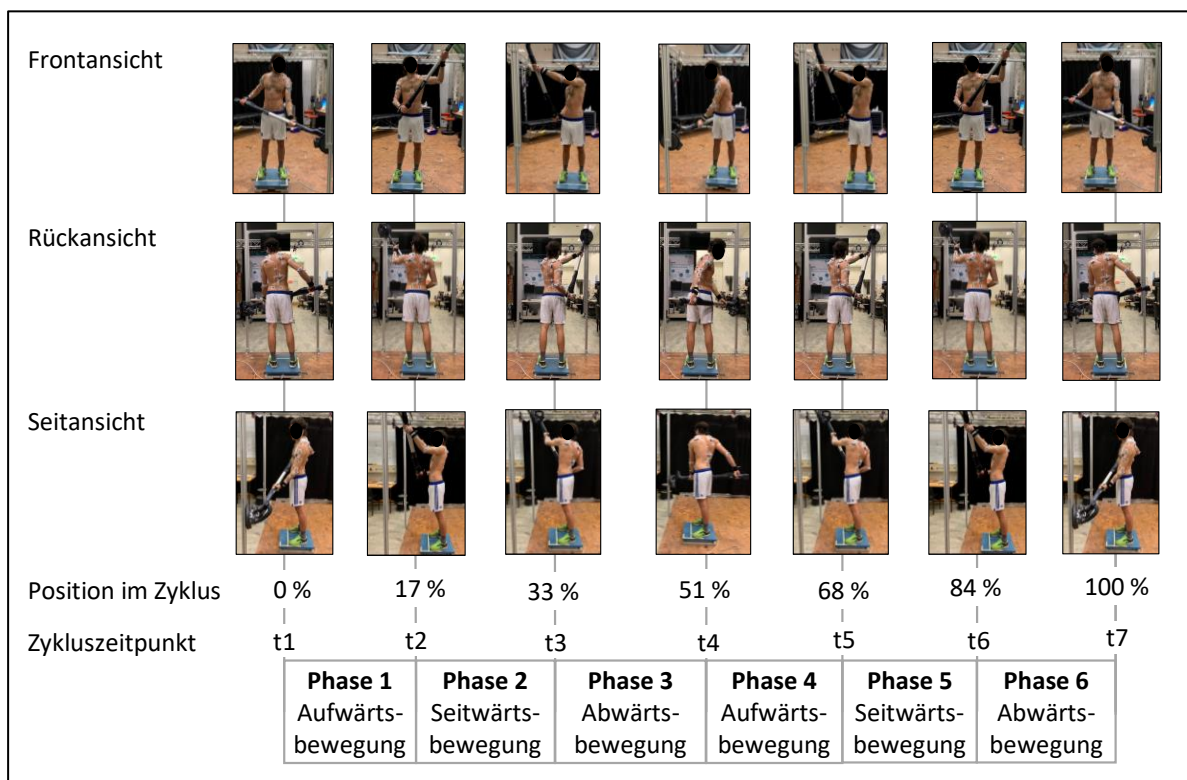


Abb. 37 Exemplarische Darstellung der sechs Bewegungsphasen im Schleifvorgang inklusive prozentualer Phaseneinteilung

6.1.3 Vergleich der maximalen Schultererelevation in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Die maximalen Schultererelevationen für beide Arbeitsaufgaben und jeweils beide Bedingungen basieren auf der Mittelung der maximalen Elevationswerte der Akromion-Marker aller Einzelzyklen in den insgesamt 4 Bedingungen. In der Arbeitsaufgabe „Nieten“ ergaben sich für die Probandenstichprobe für die maximale Schultererelevation der dominanten Schulter von der Baseline hin zur unterstützten Bedingung „Lucy“ nur geringe Veränderungen (siehe Abb. 38). Die mittlere maximale Schultererelevation reduzierte sich in der unterstützten Bedingung um 3 mm von 1559 ± 65 mm auf 1556 ± 64 mm über dem Boden. Die Kovarianzanalyse zeigte weder im paarweisen Vergleich noch unter Einbeziehung der Kovariaten Alter, Körperhöhe, Körpermasse sowie Handgriffkraft für die maximale Schultererelevation signifikante Veränderung von der Ausgangsbedingung hin zur unterstützten Bedingung mit Lucy.

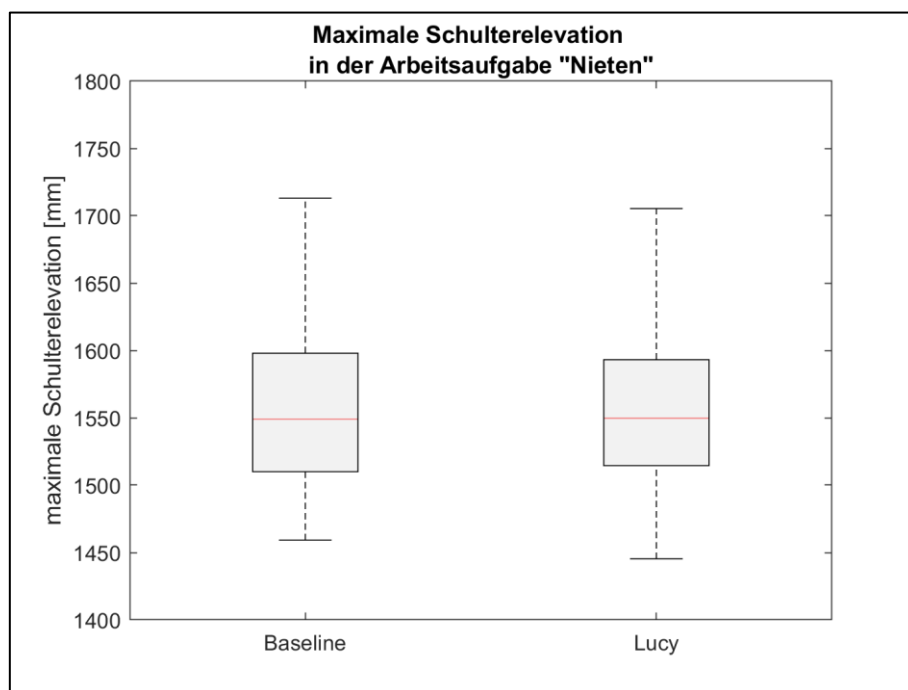


Abb. 38 Boxplot der mittleren maximalen Schultererelevation in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

6.1.4 Vergleich der maximalen Schultererelevation in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Die gemittelte maximale Schultererelevation der dominanten Schulter von der Baseline hin zur Bedingung „Lucy“ in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ (siehe Abb. 39) reduzierte sich im paarweisen Vergleich signifikant von 1581 ± 61 mm auf 1567 ± 60 mm um 14 mm ($F_{(1,24)} = 95,335$; $p \leq 0,001$; $\eta_p^2 = 0,799$). Das Konfidenzintervall für die Differenz betrug 11,6 – 17,5 mm. Unter Berücksichtigung der Kovariaten Alter, Körperhöhe, Körpermasse und Handgriffkraft konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett Lucy für die maximale Schultererelevation mehr festgestellt werden.

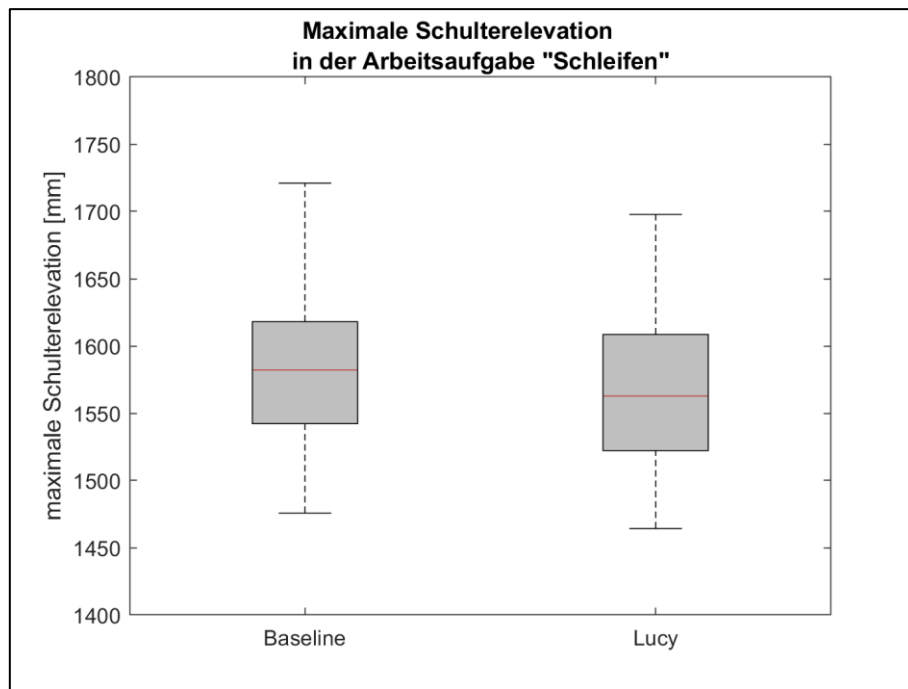


Abb. 39 Boxplot der mittleren maximalen Schultererelevation in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

6.1.5 Vergleich der Gelenkwinkelverläufe in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Für den Vergleich der kinematischen Daten zwischen der Arbeitsaufgabe in der Baseline und der Bedingung „Lucy“ wurden die gemittelten Gelenkwinkelverläufe der einzelnen Probanden mittels SPM einem Test der Normalverteilung unterzogen. Auf Basis der Ergebnisse der Verteilung erfolgte die parametrische oder nicht-parametrische Überprüfung der Differenzen der Winkelverläufe.

6.1.5.1 Überprüfung auf Normalverteilung der Schultergelenkwinkel in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Die Mittelwertkurven der Schulterflexion zeigten bei einem gesetzten Alpha-Fehler von 0,05 eine Verletzung der Normalverteilungsannahme (siehe Abb. 40 oben). Die Schulterabduktion hingegen war normalverteilt (siehe Abb. 40 unten). Ausgehend von den Ergebnissen der Überprüfung auf Normalverteilung erfolgte die statistische Überprüfung von Mittelwertdifferenzen des Schulterflexionswinkels mittels einer nicht-parametrischen $S_nPM\{t\}$ Statistik mit einem angepassten Signifikanzlevel von $\alpha = 0,025$. Für den statistischen Vergleich des Schulterabduktionswinkels wurde der Normalverteilung entsprechend eine parametrische $SPM\{t\}$ Statistik mit einem Signifikanzlevel von ebenfalls $\alpha = 0,025$ herangezogen.

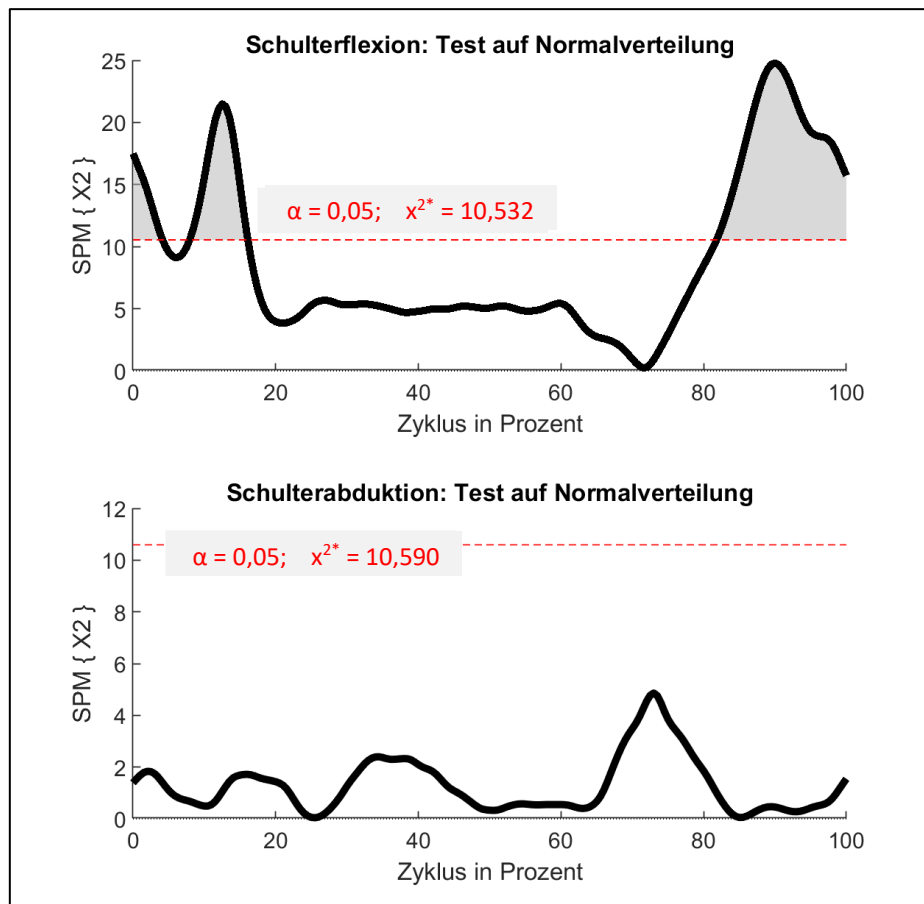


Abb. 40 Tests auf Normalverteilung der Gelenkwinkel der dominanten Seite beim Arbeitsvorgang „Nieten“.
Erklärung: Grau hinterlegte Bereiche markieren die Abschnitte, in denen die Verteilung bei einem α -Level von 0,05 signifikant von der Normalverteilung abweicht. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert.

6.1.5.2 Schulterflexion in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Der Vergleich des gemittelten Schulterflexionswinkelverlaufs in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ zeigte mehrere Abschnitte, in denen die $S_{nPM}\{t\}$ Statistik den kritischen Schwellenwert von $t^* = 2,955$ bei einem korrigierten α -Level von 0,025 überschritt (siehe Abb. 42). Insgesamt konnten drei Supra-Threshold Cluster identifiziert werden: 1. Cluster (0 – 5 %), $p = 0,005$; 2. Cluster (22 – 66 %), $p < 0,001$; 3. Cluster (89 – 100 %), $p = 0,001$. Die zu Beginn (0 – 5 %) und Ende (89 – 100 %) liegenden Cluster markieren Bereiche, in denen der Flexionswinkel in der Bedingung „Lucy“ statistisch signifikant unter dem Winkelverlauf der Baseline lag. Der mittlere Cluster (22 – 66%) verweist auf einen signifikant erhöhten Flexionswinkel in der Bedingung „Lucy“ gegenüber der Baseline. Aufgrund der zyklischen Tätigkeit bedingen sich die Werte des Flexionswinkel zu Beginn und Ende der Bewegungen gegenseitig. Der erste signifikante Cluster von 0 – 5 % des Bewegungszyklus muss daher mit dem dritten Cluster, welcher von 89 – 100 % verlief, ebenfalls als verbunden betrachtet werden. Beide Cluster zeigten eine signifikante Reduktion des Flexionswinkels außerhalb des aktuierten Bereichs zu Beginn der Aufwärtsbewegung sowie am Ende der Abwärtsbewegung (siehe Abb. 41). Diese Bewegungsphase umfasst den Aufsteckvorgang vor dem Körper. Der dritte Supra-Threshold-Cluster von 22 – 66 % verlief inmitten des aktuierten Bereichs des Bewegungszyklus. Innerhalb des Clusters trat mit dem Exoskelett eine signifikant höhere Flexion auf als in der Baseline. Die Erhöhung des Flexionswinkels mit Exoskelett gegenüber der Baseline setzte bereits kurz vor dem aktuierten Bereich bei 30° ein. Dieser Unterschied

wurde innerhalb des aktuierten Bereichs allerdings erst bei ca. 40° signifikant. Der Flexionswinkel blieb mit dem Exoskelett über den oberen Totpunkt (t2) des Nietvorganges hinaus auch mit Beginn der Abwärtsbewegung erhöht. Unterhalb von ca. 80° konnte in der Abwärtsbewegung bis kurz vor Erreichen des nächsten Clusters bei 89 % des Zyklus keine signifikante Differenz mehr festgestellt werden.

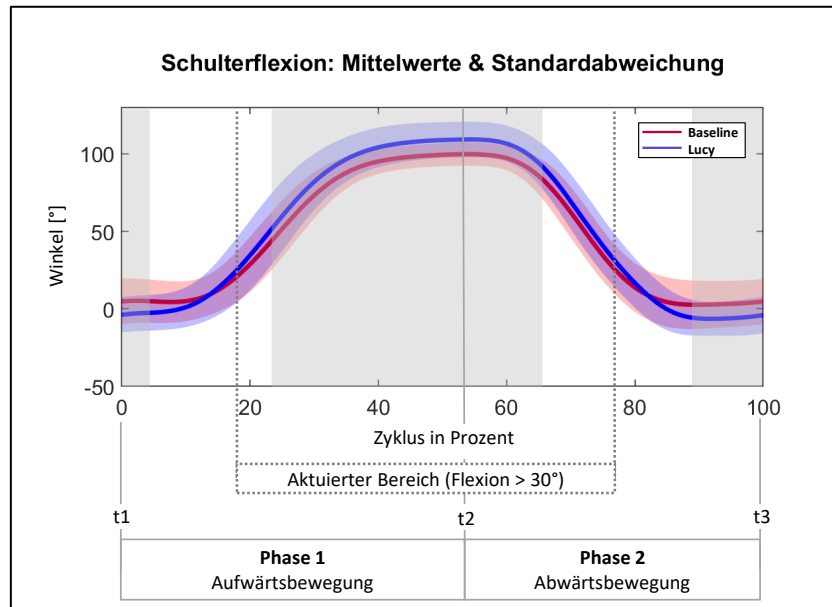


Abb. 41 Gemittelter Schulterflexionswinkel in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ für Baseline (rot) und Lucy (blau). Erklärung: Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die SnPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschritt.

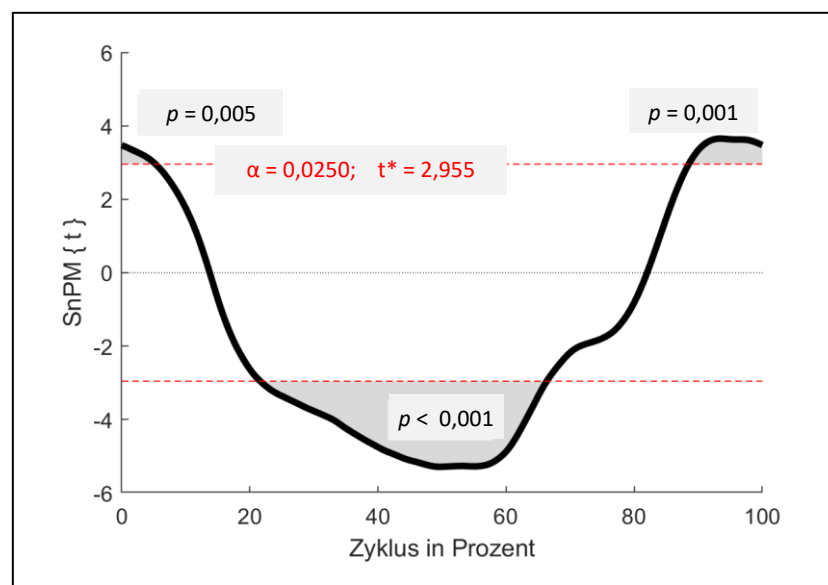


Abb. 42 Zweiseitiger, gepaarter t-Test SnPM{t} für den Schulterflexionswinkel in der Arbeitsaufgabe "Nieten". Erklärung: Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 2,955$.

6.1.5.3 Schulterabduktion in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

In der Arbeitsaufgabe „Nieten“ konnte für den gemittelten Schulterabduktionswinkel ebenfalls ein Zyklusabschnitt ermittelt werden, in dem die SPM{t} Statistik für ein korrigiertes α -Level von 0,025 den kritischen Schwellenwert von $t^* = 3,368$ überschritt (siehe Abb. 44). Zwischen den Bedingungen für den Abschnitt von 23 – 34 % des Bewegungszyklus zeigte sich eine Differenz über einen Supra-Threshold Cluster mit einem Signifikanzwert von $p = 0,008$. Für diesen Zyklusabschnitt lag damit der Schulterabduktionswinkel in der Bedingung „Lucy“ signifikant über denen aus der Baseline. Für einen Großteil des Bewegungszyklus (ca. 17 -75 %) war mit dem Exoskelett Lucy eine Erhöhung des Abduktionswinkels zu verzeichnen, die ihren Anfang kurz vor Erreichen des aktuierten Bereichs nahm und mit dem Verlassen des aktuierten Bereichs endete (siehe Abb. 43). Innerhalb des aktuierten Bereichs wurde diese Differenz hingegen nur zwischen 23 -34 % des Bewegungszyklus in der Mitte der Aufwärtsbewegung signifikant. Der zeitliche Beginn der signifikanten Erhöhung der Flexions- und Abduktionswinkel in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ mit Exoskelett erfolgte damit zeitlich synchron (Startpunkt der signifikanten Erhöhung des Flexionswinkels lag bei 22 % des Zyklus). Gleichwohl konnte die Erhöhung der Abduktion nur über eine kürzere Phase (Ende bei 34 % des Zyklus) statistisch untermauert werden.

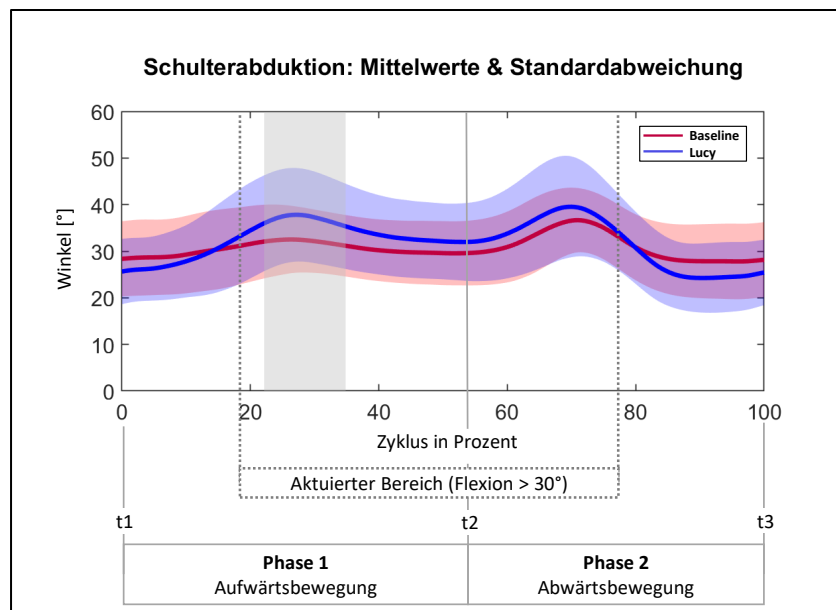


Abb. 43 Gemittelter Schulterabduktionswinkel in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ für Baseline (rot) und Lucy (blau). Erklärung: Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die SnPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschritt.

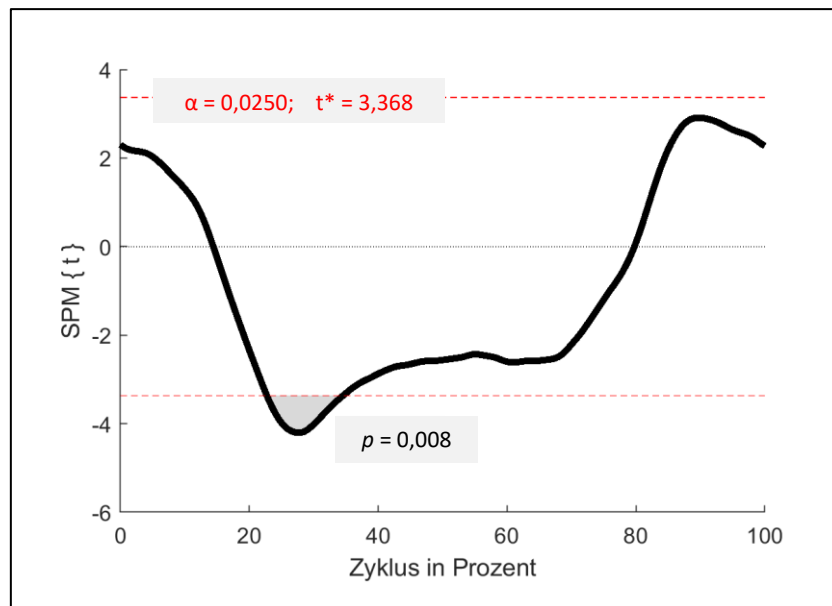


Abb. 44 Zweiseitiger, gepaarter t-Test SPM{t} für den Schulterabduktionswinkel in der Arbeitsaufgabe "Nieten".
Erklärung: Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,368$.

6.1.5.4 Zusammenfassende Betrachtung der Schultergelenkwinkel in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Der gemittelte Winkelverlauf der Flexion in beiden Bedingungen lässt erkennen, dass dieser sich zu Beginn der Bewegung bei etwa 0° befand (siehe Abb. 45 a). Der Oberarm verlief demnach in einer Linie mit der Oberkörpersekrechten bei einer leichten mittleren Abduktion von ca. 25-30° (siehe Abb. 45 b). Aufgrund der zyklischen Ausführung der Arbeitsaufgabe waren die Winkeldaten zum Ende der Bewegung (t3) mit denen zu Beginn (t1) identisch (Zeitpunkt der Bewegungsumkehr).

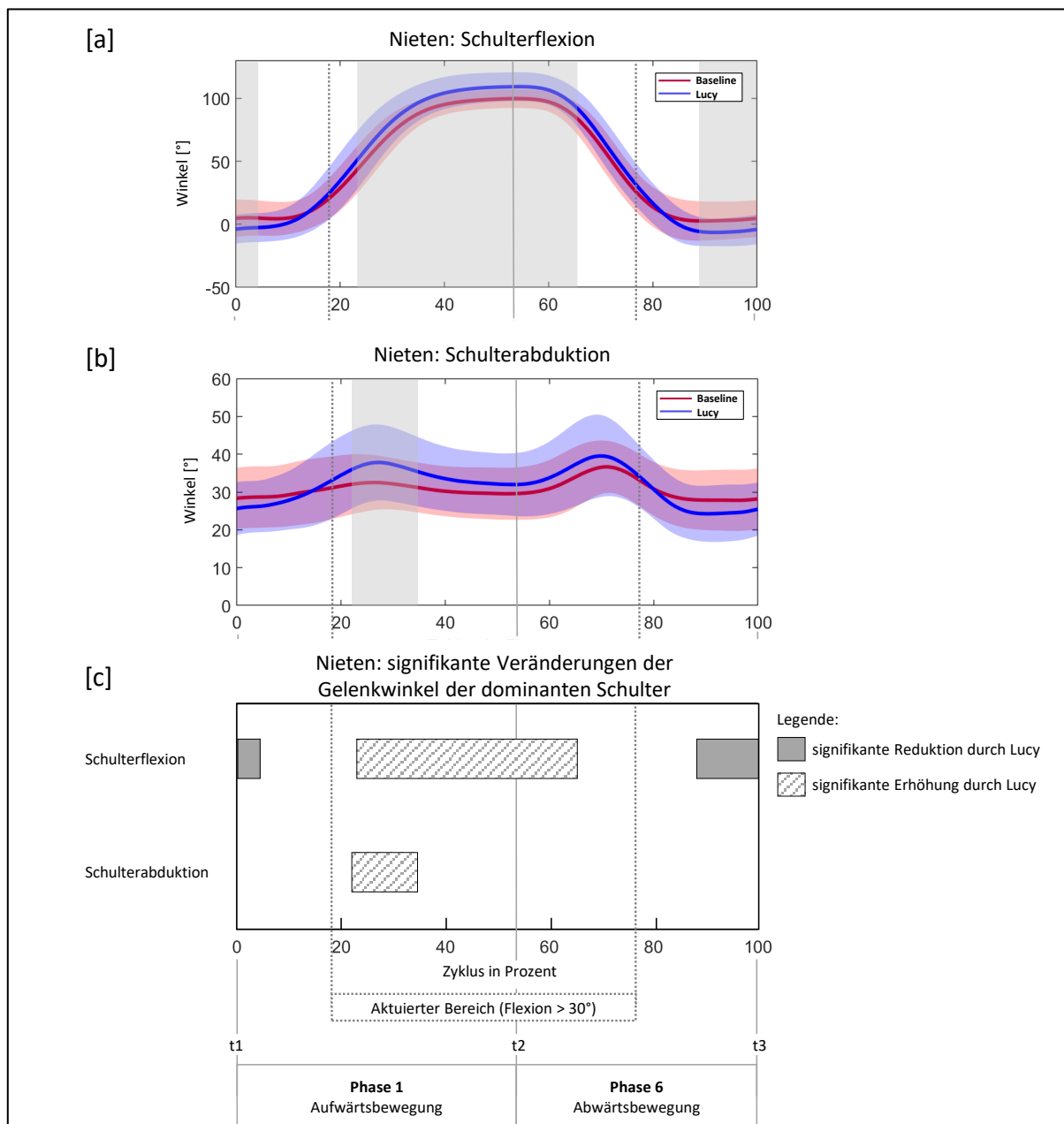


Abb. 45 Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der Schultergelenkwinkel in der Arbeitsaufgabe "Nieten"

Für die ersten und letzten 10 % des Bewegungszyklus ergaben sich innerhalb der Bedingungen kaum Veränderungen des Flexions- oder Abduktionswinkels. In dieser Phase, die das simulierte Aufsetzen der Niete auf die Bohrspitze (t1) beinhaltete, waren nur geringfügige Bewegungen des Oberarmes zu

beobachten (siehe Abb. 45 a). Die Aufwärtsbewegung in der Phase 1 des Nietvorgangs begann ab ca. 10 % des Bewegungszyklus und erreichte ihren Höhepunkt mit dem oberen Totpunkt (t2) bei 54 % (siehe Abb. 36). Im Prozess des Anhebens des Armes, um den Bohrer gegen die Decke auszurichten, erhöhte sich im ersten Drittel des Bewegungszyklus der Abduktionswinkel um mit steigendem Flexionswinkel des Oberarms wieder etwas abzufallen (siehe Abb. 45 b).

Der mittlere Flexionswinkel lag zum Zeitpunkt (t2), in welcher der Bohrer gegen die Deckenkonstruktion gedrückt wurde, in der Baseline bei etwa 100° und in der Bedingung „Lucy“ um ca. 10° höher (siehe Abb. 45 a). In der zweiten Hälfte der Bewegung (Phase 2), in der der Bohrer abgesetzt und zum Nieten aufstecken wieder Richtung Hand geführt wurde, verliefen beide Winkelverläufe in etwa spiegelbildlich zur vorausgehenden Bewegungsphase (siehe Abb. 45 a und b). Innerhalb des aktuierten Bereichs oberhalb einer Flexion von 30° erfolgte in etwa zum gleichen Zeitpunkt eine signifikante Erhöhung beider Gelenkwinkel (siehe Abb. 45 c). Während sich mit dem Exoskelett die signifikante Erhöhung der Abduktion nur in der Aufwärtsbewegung zeigte, blieb der vergrößerte Flexionswinkel über den oberen Totpunkt hinaus bis ins erste Drittel der Abwärtsbewegung bestehen. Eine Angleichung des Flexionswinkels zwischen den Bedingungen ereignete sich in zeitlicher Nähe des Wegfalls der Aktuierung in der Abwärtsbewegung. Mit deren Wegfall zeigte sich im weiteren Verlauf der Abwärtsbewegung mit Exoskelett eine Reduktion beider Gelenkwinkel gegenüber der Baseline, die jedoch nur für die Flexion signifikant ausfiel. Die signifikante Reduktion des Flexionswinkels zum Ende der Bewegungsausführung (t3) führte dementsprechend zu einem ebenfalls signifikant verringertem Flexionswinkel in der nachfolgenden Startposition (t1).

6.1.6 Vergleich der Gelenkwinkelverläufe in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Analog zur Arbeitsaufgabe „Nieten“ erfolgte zunächst eine Überprüfung der Normalverteilung der gemittelten Gelenkwinkel für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ in der Baseline und der Bedingung „Lucy“.

6.1.6.1 Überprüfung auf Normalverteilung der Schultergelenkwinkel in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Die Mittelwerte der Schulterflexionswinkel zeigten bei einem gesetzten Alpha-Fehler von 0,05 für die dominante, jedoch nicht für die nicht-dominante Seite, eine Verletzung der Normalverteilungsannahme (siehe Abb. 46 oben). Die Schulterabduktionswinkel waren hingegen normalverteilt (siehe Abb. 46 unten). Somit erfolgte die Überprüfung der Mittelwertdifferenzen des Schulterflexionswinkels für die dominante Schulter mittels einer nicht-parametrischen $S_nPM\{t\}$ Statistik. Die Mittelwertdifferenzen des Schulterflexionswinkels der nicht-dominanten Schulter sowie die Abduktionswinkel beider Schultern ermittelte jeweils eine parametrische $SPM\{t\}$ Statistik. Für alle vier Tests wurde ein angepasstes Signifikanzniveau von $\alpha = 0,0125$ festgelegt.

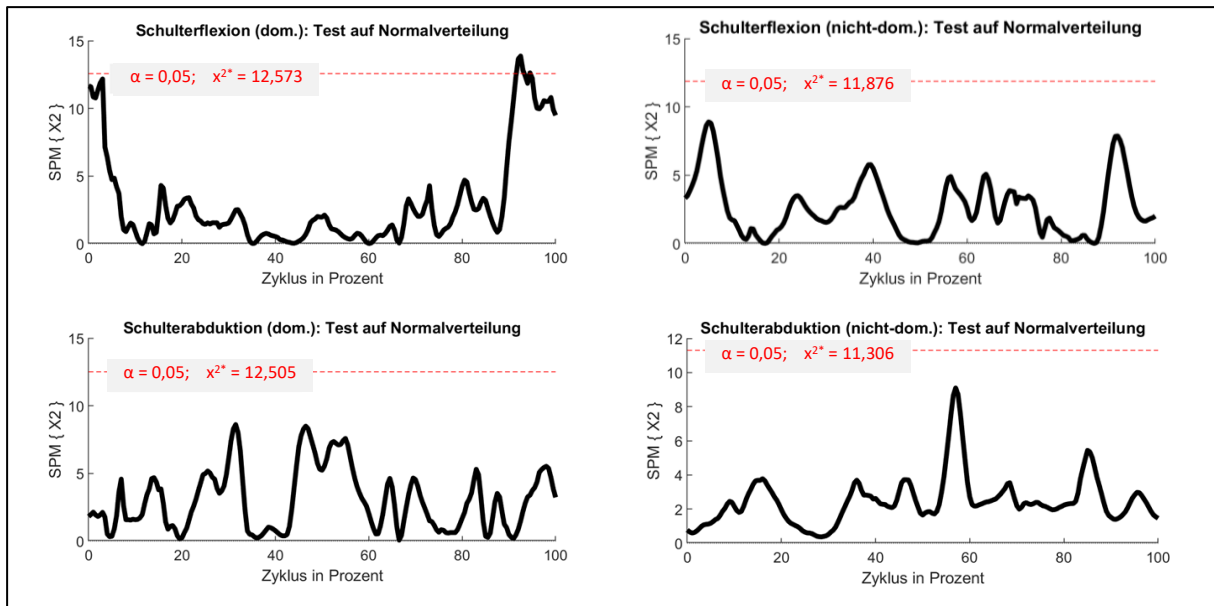


Abb. 46 Tests auf Normalverteilung der Gelenkwinkel der dominanten (links) und nicht-dominanten Seite (rechts) beim Arbeitsvorgang „Schleifen“.

6.1.6.2 Schulterflexion der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Innerhalb der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ zeigte der gemittelte Schulterflexionswinkel einen großen, zusammenhängenden Abschnitt, in der die SnPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert $t^* = 3,446$ bei einem korrigierten α -Level von 0,0125 überschritt (siehe Abb. 48). Innerhalb von 15 % bis 84 % zeigten die Mittelwerte der Schulterflexion in der Bedingung „Lucy“ signifikant höhere Werte als in der Baseline bei einem Signifikanzwert von $p < 0,001$. Der SnPM{t}-Statistik ist zu entnehmen, dass innerhalb des aktuierten Bereichs zwischen 15 – 84 % des Bewegungszyklus mit dem Exoskelett der Flexionswinkel durchgängig erhöht war. Ab Flexionsgraden von ca. 50° ergab sich somit eine signifikante Differenz zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett (siehe Abb. 47). Die Flexionserhöhung zeigte sich über alle Phasen der Bewegung: vom Ende der ersten Aufwärtsbewegung (kurz vor Erreichen von (t2)) über die Seitwärts- und Abwärtsbewegung auf der gegenüberliegenden Seite bis zum Anfang der finalen Abwärtsbewegung (kurz nach Durchlaufen von (t6)).

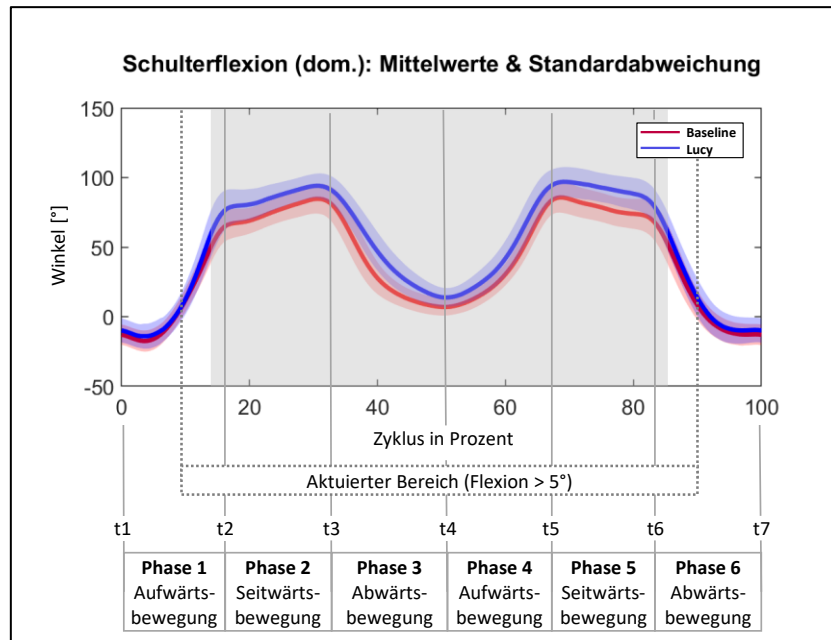


Abb. 47 Gemittelter Schulterflexionswinkel für die dominante Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ für Baseline (rot) und Lucy (blau). Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die SnPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschritt.

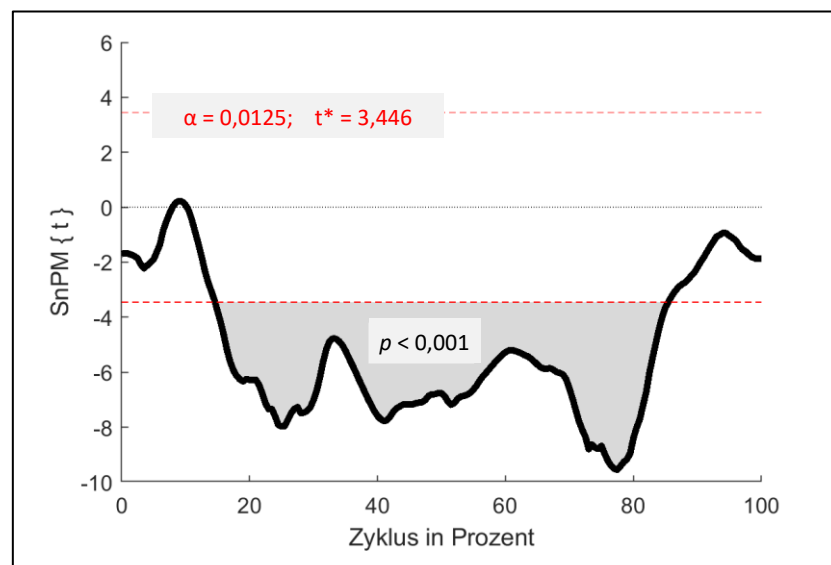


Abb. 48 Zweiseitiger, gepaarter t-Test SnPM{t} für den Schulterflexionswinkel der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen". Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,446$.

6.1.6.3 Schulterabduktion der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Der statistische Vergleich der Mittelwerte des Schulterabduktionswinkels mittels SPM errechnete bei einem korrigierten α -Level von 0,0125 einen Schwellenwert von $t^* = 4,048$ (siehe Abb. 50). Über den Zyklusverlauf zeigten sich drei Supra-Threshold Cluster, in denen die SPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschreitet: 1. Cluster (0 - 20 %), $p < 0,001$; 2. Cluster (39 – 61 %), $p < 0,001$; 3. Cluster (79 – 100 %), $p < 0,001$. In den beiden äußeren Zyklusbereichen von 0 – 20 % sowie 79 – 100 % war somit eine signifikante Erhöhung des Flexionswinkels in der Bedingung „Lucy“ zu verzeichnen. Aufgrund der zyklischen Tätigkeit bedingen sich die Werte des Abduktionswinkels zu Beginn und Ende der Bewegungen gegenseitig. Die Erhöhung des Abduktionswinkels erfolgte somit hauptsächlich in der ersten Aufwärts- sowie der finalen Abwärtsbewegung, in welcher der Langhals Schleifer entlang der senkrechten Strebe auf- bzw. abwärts geführt wurde (siehe Abb. 49). Hervorgerufen wurde diese Reduktion zu Beginn der Bewegung vornehmlich dadurch, dass das Exoskelett bei gerade herunterhängenden Armen die Gelenkarme in 5° Abduktionswinkel bereitstellt. Hierdurch ließen sich die in der Start- bzw. Endposition (t_1, t_7) gemessenen negativen Abduktionswinkel aus der Baseline mit Exoskelett nicht reproduzieren. Im mittleren Abschnitt des Bewegungszyklus kam es indessen mit Exoskelett zwischen 39 – 61 % zu einer signifikanten Abnahme des Abduktionswinkels des dominanten Arms im Vergleich mit der Baseline. Dieser Bereich beschreibt die Abwärtsbewegung kurz vor und die Aufwärtsbewegung nach Durchlaufen des Umkehrpunkts (t_4)

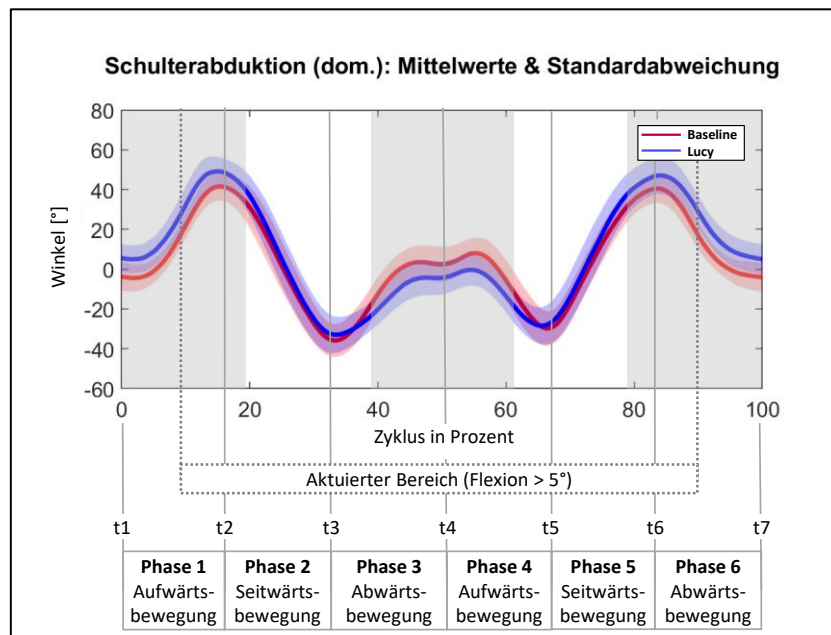


Abb. 49 Gemittelter Schulterabduktionswinkel für die dominante Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ für Baseline (rot) und Lucy (blau). Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die SPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschreitet

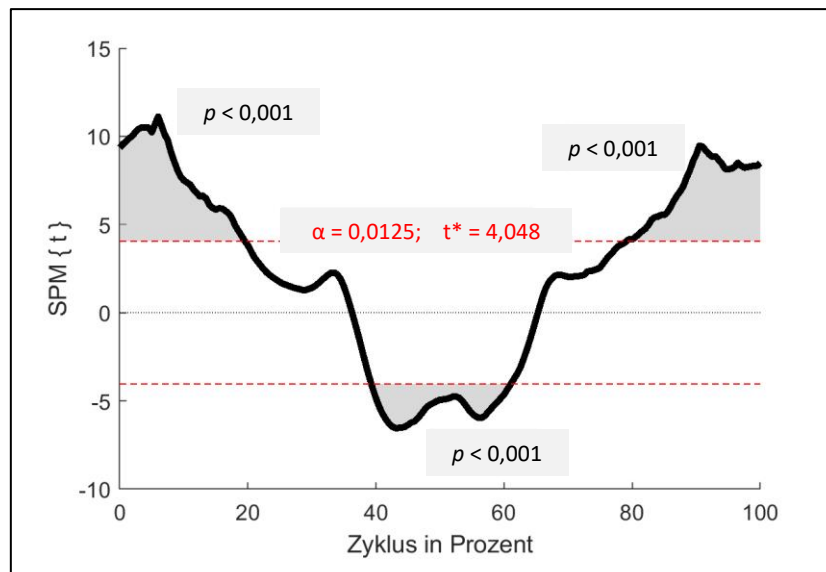


Abb. 50 Zweiseitiger, gepaarter t -Test $SPM\{t\}$ für den Schulterabduktionswinkel der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 4,048$.

6.1.6.4 Zusammenfassende Betrachtung der Gelenkwinkel der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Die Schulterflexion der werkzeugführenden Hand stieg in der ersten Bewegungsphase von einer leichten Extensionsposition des Oberarms (negative Flexionswerte unter 0° zu Beginn) zum Start der Bewegung steil an (siehe Abb. a). Der Flexionswinkel stieg nach Durchlaufen des 1. Wendepunkts (t_2) kontinuierlich weiter an und erreichte beim 2. Wendepunkt (t_3) sein erstes lokales Maximum. Dieser zweite Bewegungsabschnitt bildete das Entlangfahren des Schleifkopfs an der Querstrebe (Seitwärtsbewegung) ab und ging mit einem leichten aber kontinuierlichen Anstieg des Flexionswinkels einher (siehe Abb. 51 a).

Mit Beginn der Phase 3, dem abwärts gerichteten Schleifen der zweiten senkrechten Strebe hin zum Umkehrpunkt, verringerte sich der Flexionswinkel kontinuierlich und erzielte sein lokales Minimum zum Umkehrpunkt (t_4) bei 52 % (siehe Abb. 37). Die Abduktion erhöhte sich in der ersten Bewegungsphase von Ausgangswerten rund um 0° (Baseline unterhalb von 0° , mit Lucy oberhalb von 0° zu ihrem ersten Maximum kurz vor Erreichen des ersten Wendepunkts (t_2) (siehe Abb. 51 b). Im weiteren Verlauf (Phase 2) sank der Abduktionswinkel in der Seitwärtsbewegung zum zweiten Wendepunkt (t_3) kontinuierlich, so dass innerhalb dieser Bewegungsphase negative Abduktionswinkel (positive Adduktionswinkel) gemessen wurden. Im Verlauf des Herabführens des Schleifkopfs vom zweiten Wendepunkt (t_3) hin zum unteren Umkehrpunkt (t_4) stieg der Abduktionswinkel wieder auf Werte um 0° . Der sich ab diesem Zeitpunkt in umgekehrter Reihenfolge verlaufende Bewegungsverlauf resultierte in einem nahezu spiegelbildlichen kinematischen Verlauf des Flexions- und Abduktionswinkels bis zum Erreichen der Endposition (t_7) (siehe Abb. 51 a und b). Sowohl die Flexion als auch die Abduktion der dominanten Schulter wurden durch das Exoskelett signifikant beeinflusst (siehe Abb. 51 c). Seitwärts- als auch Ab- und Aufwärtsbewegung erfolgten innerhalb des aktuierten Bereichs kontinuierlich mit einem gegenüber der Baseline erhöhten Flexionswinkel. Die signifikante Erhöhung des Abduktionswinkels ergab sich allerdings außerhalb dieses Bereichs in den Phasen 1 und 6. Im Zeitraum der Aktuierung erfolgte hingegen eine signifikante Reduktion während der Phasen 3 und 4 rund um den Umkehrpunkt (t_4) (siehe Abb. 51 c).

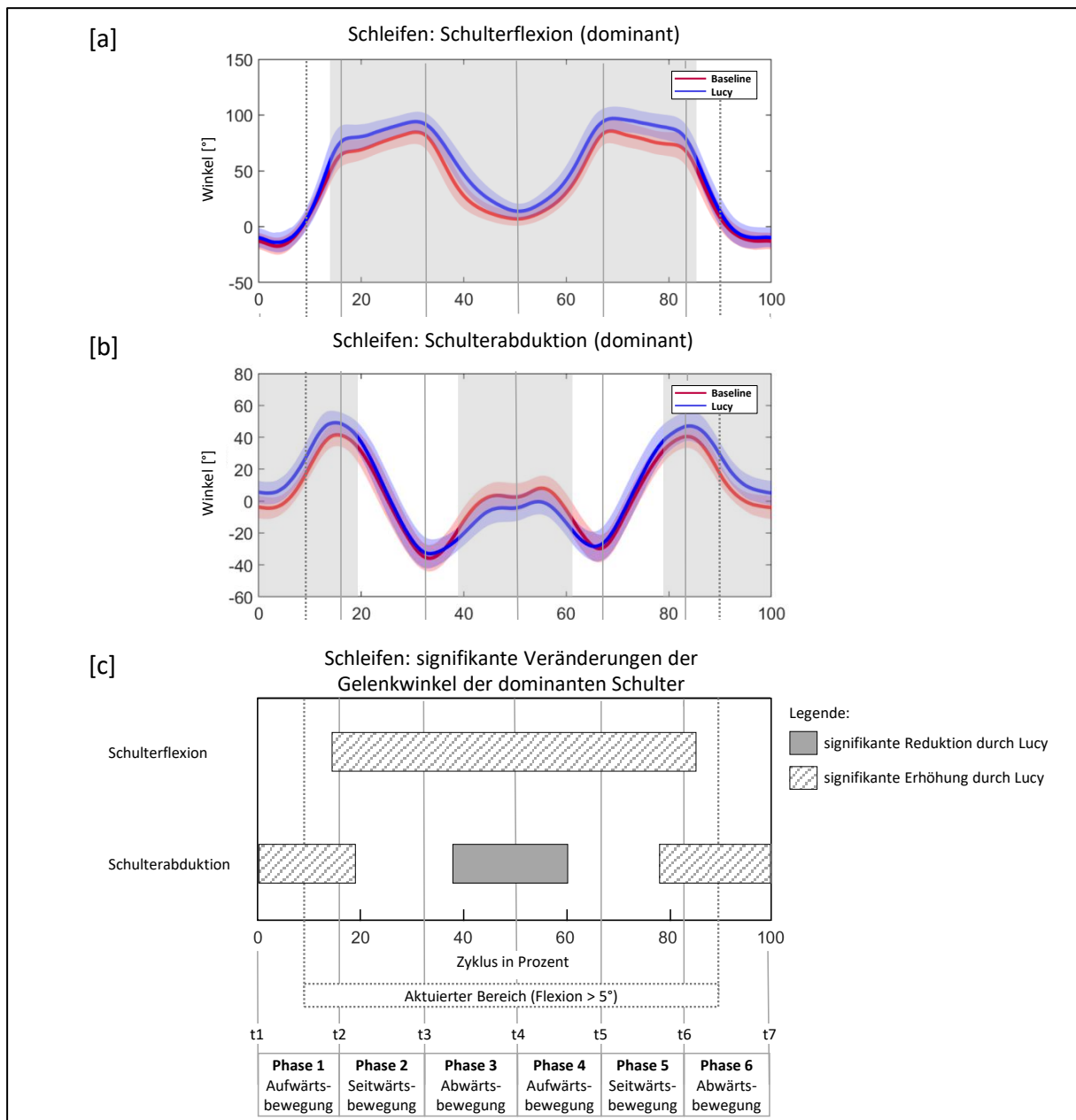


Abb. 51 Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der Gelenkwinkel der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

6.1.6.5 Schulterflexion der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Für die nicht-dominante Schulter konnten in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ im Vergleich des gemittelten Verlaufs des Schulterflexionswinkels zwei Supra-Threshold Cluster ermittelt werden, die bei einem korrigierten α -Level von 0,0125 den berechneten Schwellenwert der SPM $\{t\}$ Statistik von $t^* = 3,973$ signifikant überschritten (siehe Abb. 53). Der erste Cluster lag zwischen 28 % und 34 % des Zyklus ($p < 0,004$). Der zweite Cluster befand sich innerhalb von 58 % bis 76 % des Bewegungszyklus ($p < 0,001$). In beiden Abschnitten lag dementsprechend der Schulterflexionswinkel in der Bedingung „Lucy“ signifikant unter dem Flexionswinkel aus der Baseline (siehe Abb. 52). Der erste Cluster von 28 % bis 34 % ereignete sich im Übergang von der Seitwärtsbewegung des Schleifers zur Abwärtsbewegung um den zweiten Wendepunkt (t_3). Die zweite signifikante Differenz zwischen 58 % bis 76 % des Zyklus erfolgte in der Bewegungsrückführung des Schleifers kurz nach der Bewegungsumkehr (t_4) über den Bereich des zweiten Wendepunkts (t_5) hinaus. Es zeigte sich also, dass die Schulterkinematik vor allem um den zweiten Wendepunkt durch die Verwendung des Exoskeletts signifikant beeinflusst wurde. In diesem Übergangsbereich von einer Bewegungsrichtung in die andere wirkte sich demnach die Beeinflussung durch das Exoskelett verstärkt aus. Es war zu beobachten, dass die Flexionswinkel im gesamten Verlauf die 0° nicht überschritten, sondern stets unterhalb dieser Schwelle verblieben.

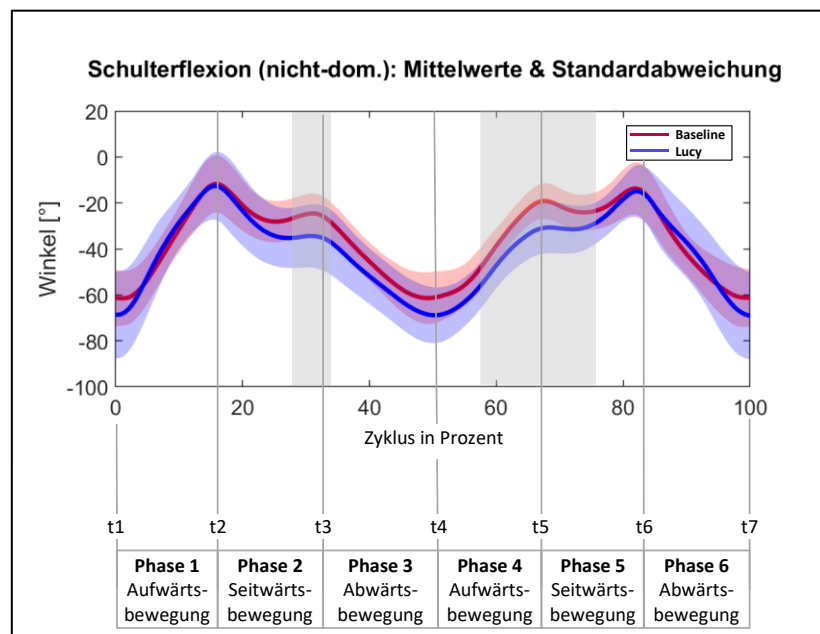


Abb. 52 Gemittelter Schulterflexionswinkel für die nicht-dominante Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau). Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die SPM $\{t\}$ Statistik den kritischen Schwellenwert überschritt.

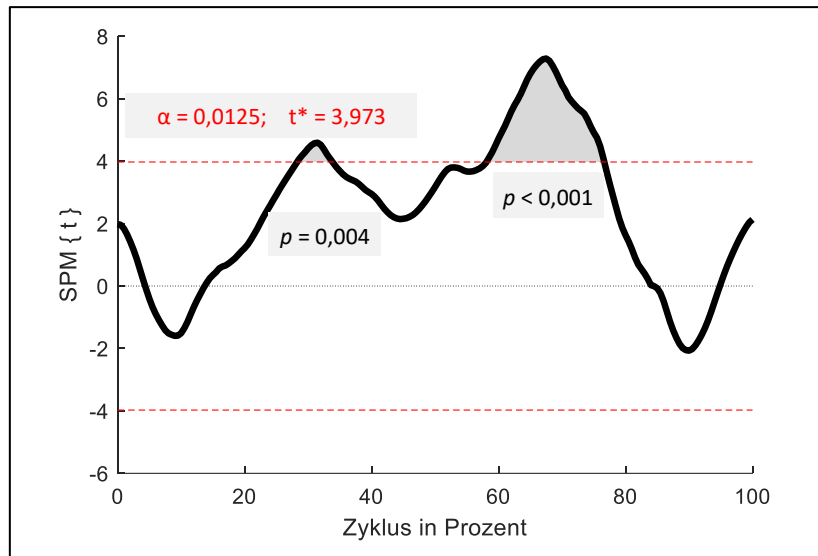


Abb. 53 Zweiseitiger, gepaarter t-Test SPM{t} für den Schulterflexionswinkel der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,973$.

6.1.6.6 Schulterabduktion der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Der gemittelte Schulterabduktionswinkel lag über den gesamten Bewegungszyklus in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ für die Bedingung „Lucy“ über der Baseline (siehe Abb. 55). Die SPM{t} Statistik berechnete für einen korrigierten α -Level von 0,0125 einen Schwellenwert von $t^* = 3,838$, der von der SPM{t} Statistik in zwei großen zusammenhängenden Supra-Threshold Clustern überschritten wurde: 1. Cluster (0 – 31 %), $p < 0,001$, 2. Cluster (33 – 100 %), $p < 0,001$.

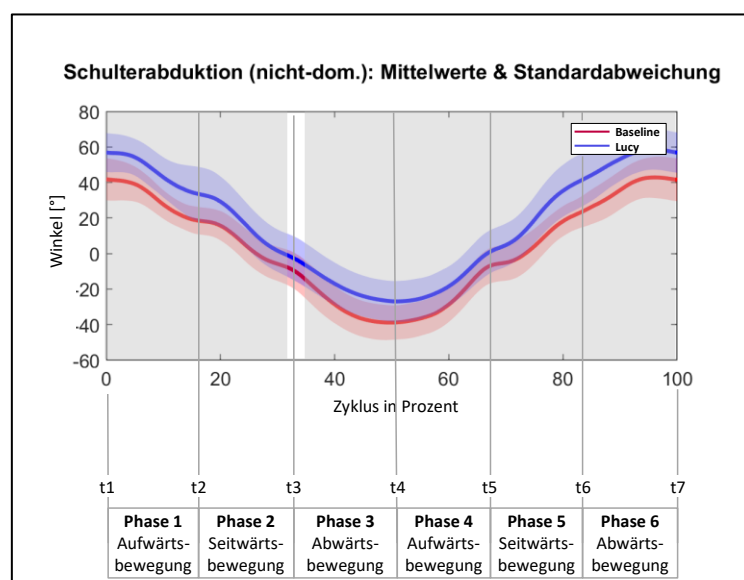


Abb. 54 Gemittelter Schulterabduktionswinkel für die nicht-dominante Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ für Baseline (rot) und Lucy (blau). Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die SPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschritt.

Einzig zwischen 31 -33 % konnte die SPM{t} Statistik einen signifikanten Unterschied der Winkelverläufe knapp nicht bestätigen. Dieser Abschnitt ist so kurz, dass für den gesamten Bewegungszyklus eine signifikante Differenz angenommen werden kann. Es ist daher zu schlussfolgern, dass das Exoskelett den Abduktionswinkel der nicht-dominanten Schulter über den gesamten Bewegungsverlauf erhöhte (siehe Abb. 54).

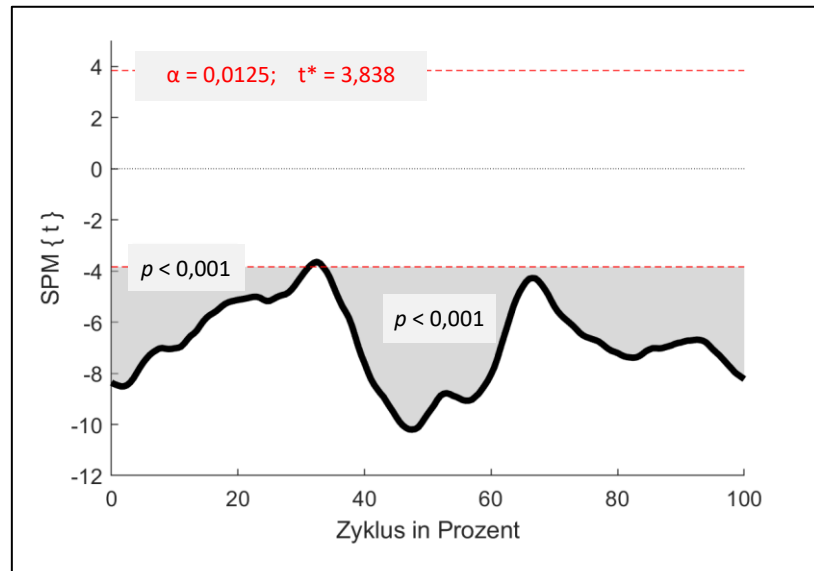


Abb. 55 Zweiseitiger, gepaarter t-Test SPM{t} für den Schulterabduktionswinkel der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,838$.

6.1.6.7 Zusammenfassende Betrachtung der Gelenkwinkel der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

In Startposition des Schleifzyklus (t1) befand sich der nicht-dominante Arm (bezogen auf die Gesamtbewegung) in minimaler Flexion und maximaler Abduktion (Ellenbogen zeigte nach hinten-außen) (siehe Abb. 56 a und b). Mit dem Entlangfahren des Schleifers in Richtung des ersten Wendepunkts (t2) begann der Flexionswinkel zu steigen (siehe Abb. 56 a). In dieser Phase wurde der Schleifer durch den Arm aktiv nach vorne gedrückt und der Schleifkopf befand sich zum Ende der ersten Bewegungsphase (t2) am weitesten vom Nutzer entfernt. Der Flexionswinkel erreichte hier sein erstes Maximum, knapp unterhalb von 0°. In der Phase des Schleifens der oberen Querstrebe zum zweiten Wendepunkt (t3) sank der Flexionswinkel wieder ab (siehe Abb. 56 a). Zurückzuführen ist dieser Verlauf dadurch, dass der Schleifer wieder dichter zum Körper geführt wurde und hierzu die untere Hand am Schleifer wieder nach hinten bewegt werden musste.

In der dritten Phase, der Abwärtsbewegung des Schleifers zum unteren Umkehrpunkt (t4), musste die Hand in einer starken Rückwärtsbewegung nach hinten-oben geführt werden. Hierdurch verringerte sich der Flexionswinkel noch stärker als in der zweiten Phase und erreichte sein zweites Minimum bei Erreichen des unteren Umkehrpunkts (t4) (siehe Abb. 56 a). In der gesamten Bewegungsabfolge von Beginn der Bewegung (t1) bis zum Umkehrpunkt (t4) verringerte sich der Abduktionswinkel kontinuierlich (siehe Abb. 56 b). Die Gelenkwinkel der Flexion und Abduktion verliefen nach erfolgter Bewegungsumkehr bei (t4) nahezu spiegelbildlich, bis die Ausgangswinkel wieder erreicht wurden. In weiten Teilen des aktuierten Bereichs von Phase 2 bis Phase 5 zeigte sich der Flexionswinkel der nicht-

dominanten Schulter mit Exoskelett gegenüber der Baseline reduziert (siehe Abb. 56 c). Diese Differenzen erreichten ein signifikantes Niveau allerdings nur in zwei Abschnitten: kurzfristig um den Wendepunkt (t3) sowie im Übergang der Aufwärtsbewegung in Phase 4 zur Seitwärtsbewegung in Phase 5. Demgegenüber zeigte sich eine durchgehend signifikante Erhöhung des Abduktionswinkels mit Exoskelett über den gesamten Bewegungsablauf, welche nur in einem kurzen Abschnitt im Übergang von der Seitwärts- in die Abwärtsbewegung bei (t3) nicht signifikant ausfiel (siehe Abb. 56 c).

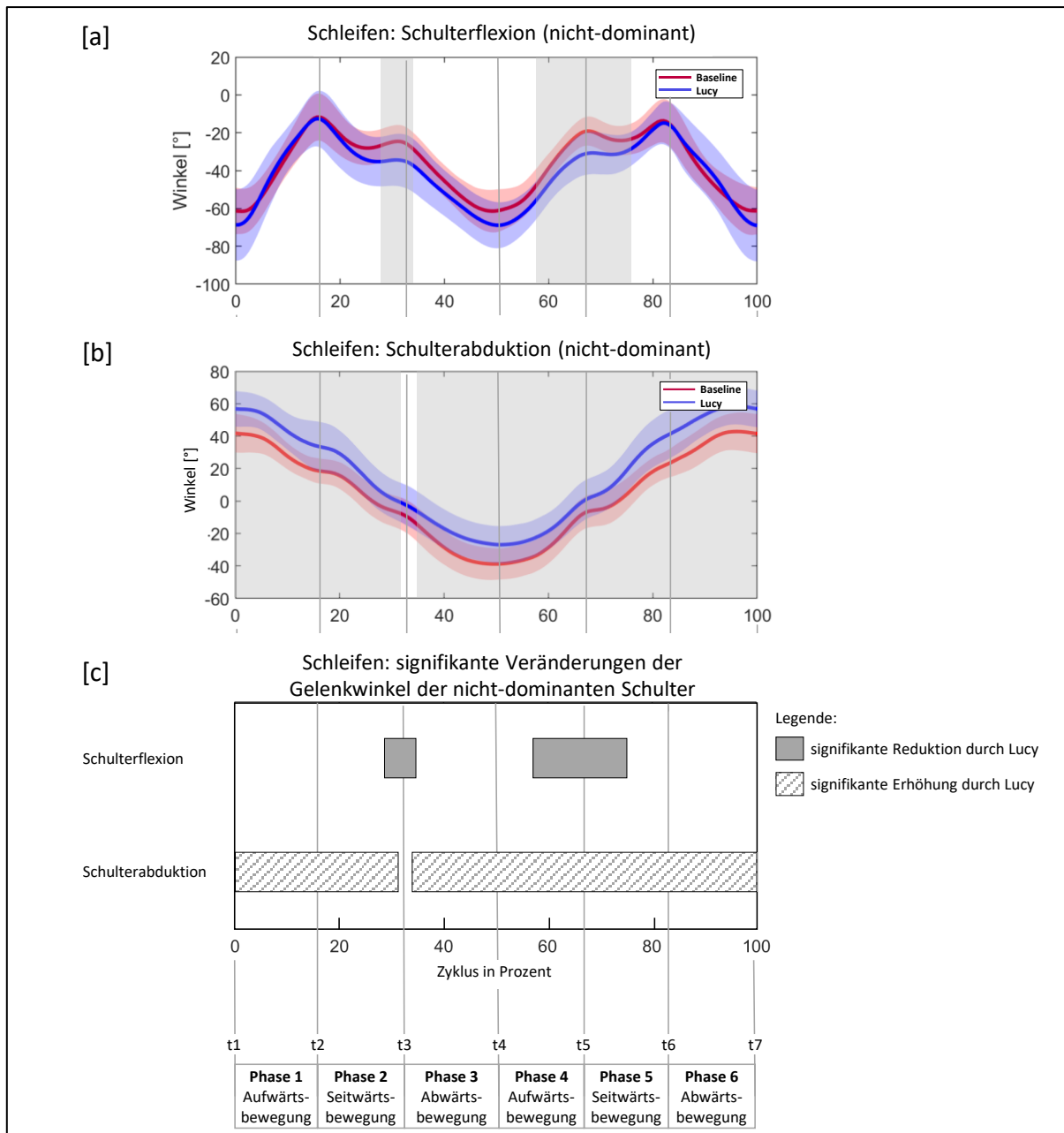


Abb. 56 Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der Gelenkwinkel der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"

6.2 Ergebnisse der elektromyografischen Analyse

Analog zum Vorgehen für die kinematischen Daten erfolgte die Analyse der EMG-Daten ebenfalls mit Hilfe eines Statistical Parametric Mappings. Die Überprüfung auf Normalverteilung ging der Entscheidung voraus, ob ein parametrisches oder nicht-parametrisches Verfahren zur Anwendung kam.

6.2.1 Vergleich der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Für den Vergleich der muskulären Aktivität zwischen der Arbeitsaufgabe in der Baseline und der Bedingung „Lucy“ in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ wurden die EMG-Daten mittels SPM einem Test der Normalverteilung unterzogen. Auf Basis der Ergebnisse der Verteilung erfolgte die parametrische oder nicht-parametrische Überprüfung der Differenzen der muskulären Aktivität.

6.2.1.1 Überprüfungen auf Normalverteilung der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Die durchgeführten Überprüfungen auf Normalverteilung der muskulären Aktivität in Prozent der maximum voluntary contraction [MVC] zeigten für alle drei untersuchten Muskeln der dominanten Seite in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ eine Verletzung der Normalverteilungsannahme bei einem α -Level von 0,05 (siehe Abb. 57). Aufgrund der nicht-normalverteilten Messwerte überprüften nicht-parametrische $S_nPM\{t\}$ Tests mit korrigiertem α -Level von 0,0167 die Mittelwertdifferenzen der jeweiligen Gelenkwinkelverläufe bei der Arbeitsaufgabe „Nieten“.

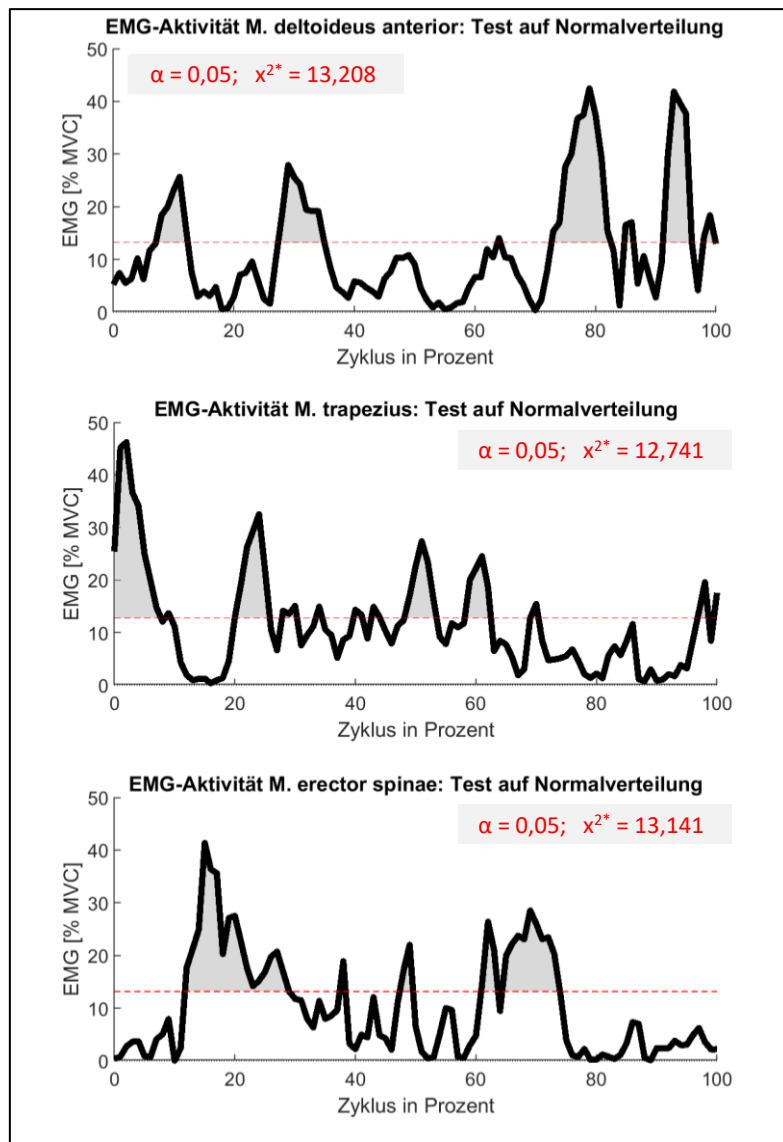


Abb. 57 Tests auf Normalverteilung der muskulären Aktivität [% MVC] für die Muskeln der dominanten Seite beim Arbeitsvorgang „Nieten“. Grau hinterlegte Bereiche markieren die Abschnitte, in denen die Verteilung bei einem α -Level von 0,05 signifikant von der Normalverteilung abweicht. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert.

6.2.1.2 Muskuläre Aktivität des M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Die SnPM{t} Statistik zum Vergleich der gemittelten muskulären Aktivität des M. deltoideus anterior [% MVC] innerhalb der Arbeitsaufgabe „Nieten“ errechnete einen Schwellenwert von $t^* = 3,381$ bei einem korrigierten α -Level von 0,0167 (siehe Abb. 59). Die Statistik deckte einen breiten, zusammenhängenden Supra-Threshold Cluster zwischen 19 % und 77 % des Bewegungsverlaufs mit einem Signifikanzwert von $p < 0,001$ auf. Damit bewegte sich die gemittelte muskuläre Aktivität für diesen Muskel in der unterstützten Bedingung „Lucy“ im Bereich von 19 – 77 % signifikant unterhalb des Aktivitätsniveaus aus der Baseline (siehe Abb. 58). Die Entlastung der Muskulatur zeigte sich somit über den gesamten, durch die Aktuatorik unterstützten Bewegungsabschnitt, beginnend und endend mit dem additiven Drehmoment bei einem Flexionswinkel oberhalb von 30° . Dieses additive Drehmoment resultierte über den gesamten Aktuierungszeitraum in einer Abnahme des Aktivierungsbedarfes des M. deltoideus anterior. Das Exoskelett führte im Bereich der Aktuierung

sowohl in der konzentrischen Phase (Bewegung von der Startposition (t1) bis zum oberen Totpunkt (t2)) als auch in der exzentrischen Phase (Bewegung vom oberen Totpunkt (t2) bis zur Endposition (t3)) zu einer signifikanten Entlastung des Muskels.

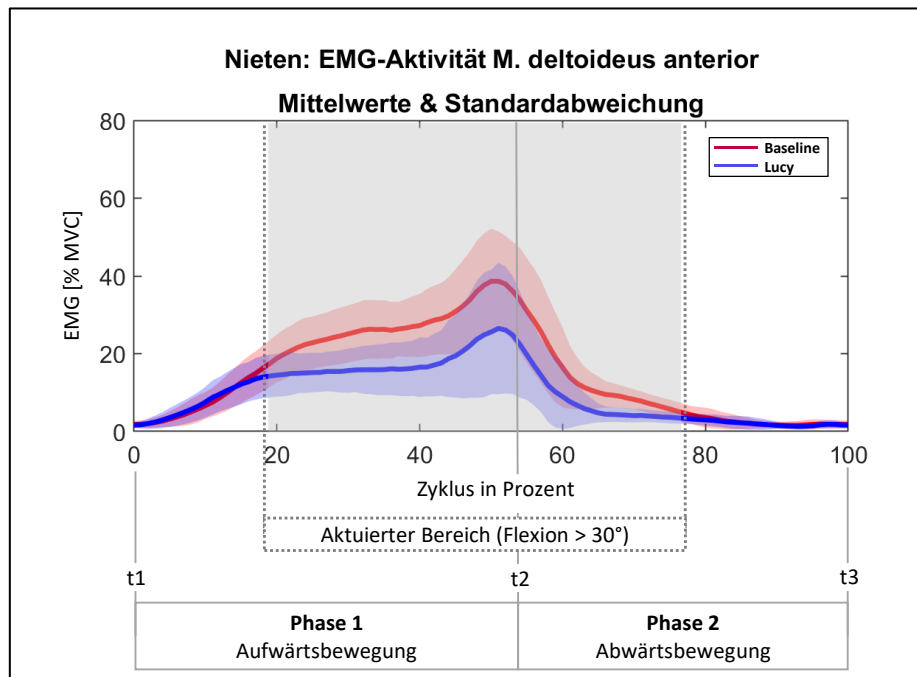


Abb. 58 Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ für Baseline (rot) und Lucy (blau). Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die SnPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschritt.

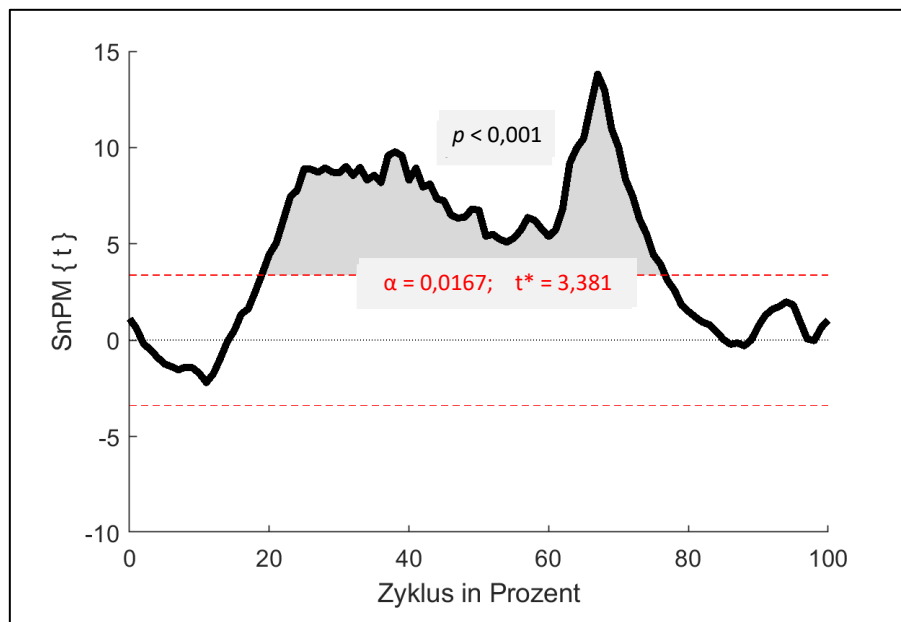


Abb. 59 Zweiseitiger, gepaarter t-Test SnPM{t} der EMG-Aktivität des M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Nieten“. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,381$.

6.2.1.3 Muskuläre Aktivität des M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Für den Vergleich der gemittelten Aktivität des M. trapezius pars descendens [% MVC] konnte die SnPM{t} Statistik einen Schwellenwert von $t^* = 3,600$ bei einem korrigierten α -Level von 0,0167 errechnen. Die SnPM{t} Teststatistik überschritt zu keinem Zeitpunkt im Bewegungszyklus den Schwellenwert (siehe Abb. 60 & 61). Daraus ist abzuleiten, dass für den M. trapezius pars descendens zwischen den untersuchten Bedingungen keine signifikanten Differenzen zu beobachten waren.

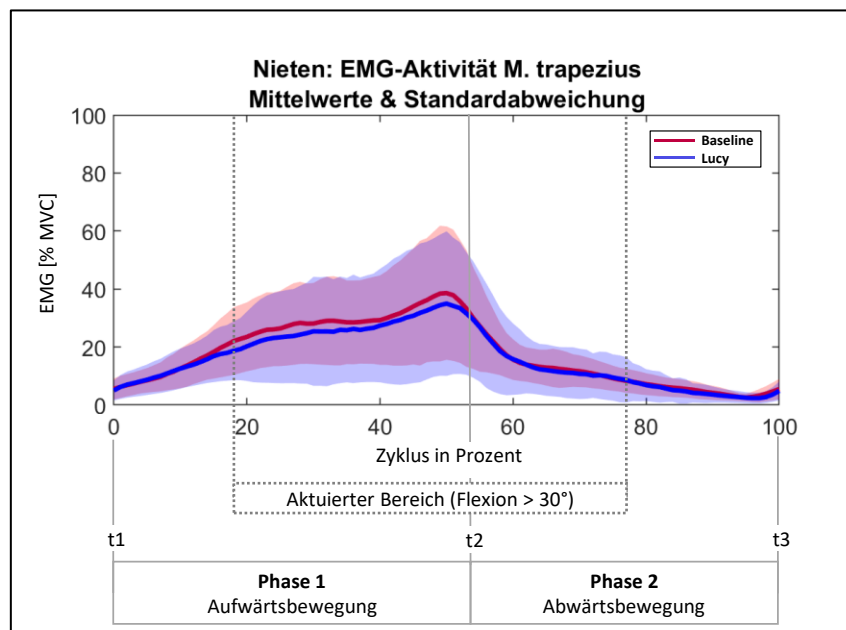


Abb. 60 Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ für Baseline (rot) und Lucy (blau).

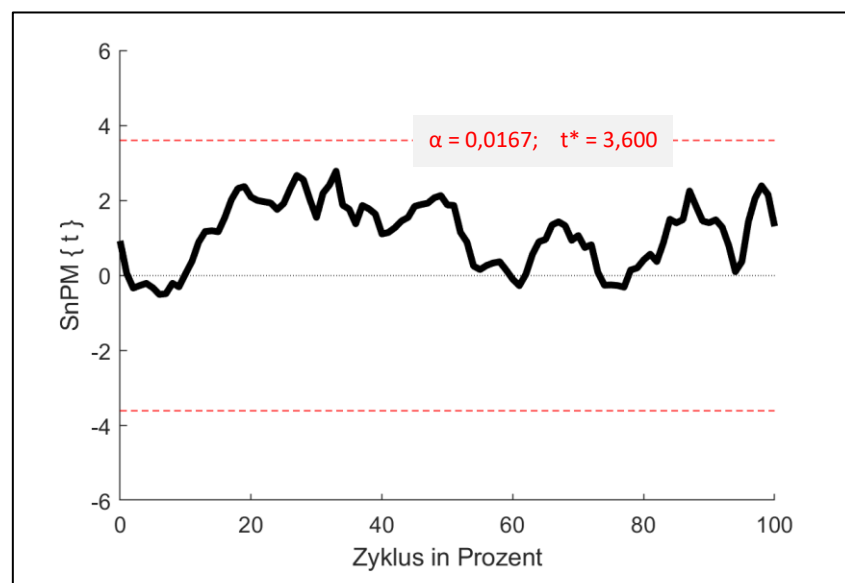


Abb. 61 Zweiseitiger, gepaarter t-Test SnPM{t} der EMG-Aktivität des M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,600$.

6.2.1.4 Muskuläre Aktivität des M. erector spinae in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Die SnPM{t} Statistik ermittelte zwei dicht beieinander liegende Supra-Threshold Cluster für den Vergleich der gemittelten muskulären Aktivität des M. erector spinae bei einem korrigierten α -Level von 0,0167 und einem Schwellenwert von $t^* = 3,619$: 1. Cluster (65 – 66 %), $p = 0,006$; 2. Cluster (67 – 79 %), $p < 0,001$ (siehe Abb. 63). Für beide Supra-Threshold Cluster ergab die SnPM{t} Statistik eine signifikant höhere muskuläre Aktivität des M. erector spinae in der Bedingung „Lucy“ gegenüber der Baseline-Bedingung. Beide Cluster werden im Folgenden als ein zusammenhängender Cluster gewertet, da in der kurzen Zeitspanne zwischen beiden Clustern keine relevanten kinematischen oder muskelphysiologisch bedingten Änderungen vorlagen. Die Erhöhung der muskulären Aktivität des M. erector spinae durch das Exoskelett erfolgte zum Ende des aktuierten Bereichs in der exzentrischen Phase der Abwärtsbewegung (siehe Abb. 62).

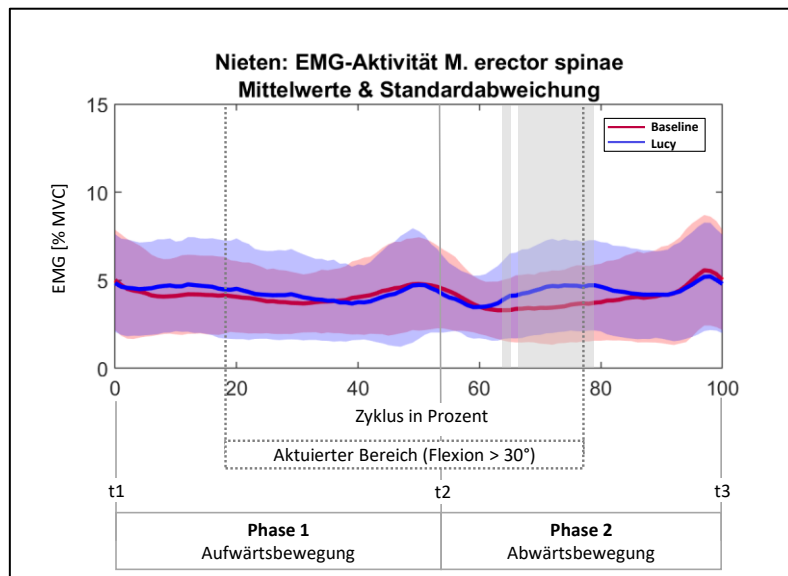


Abb. 62 Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. erector spinae der Arbeitsaufgabe „Nieten“ für Baseline (rot) und Lucy (blau). Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die SnPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschritt.

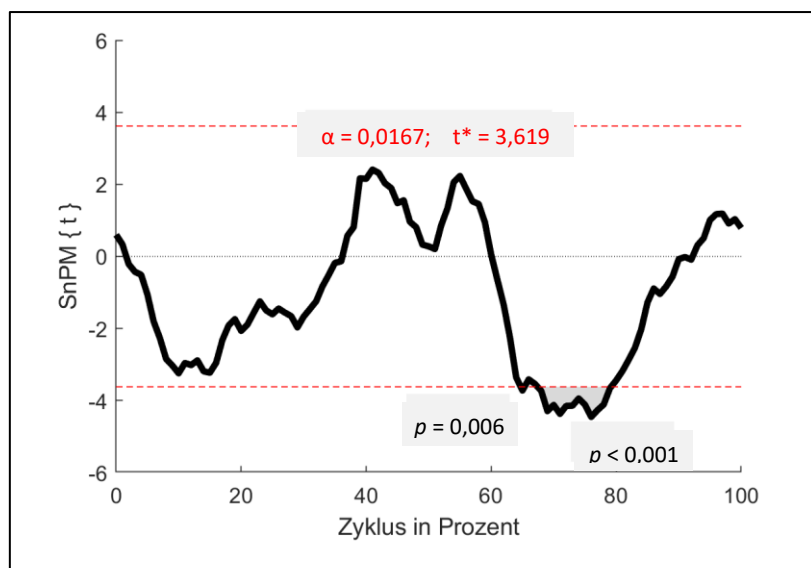


Abb. 63 Zweiseitiger, gepaarter t-Test SnPM{t} der EMG-Aktivität des M. erector spinae in der Arbeitsaufgabe „Nieten“. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,619$.

6.2.1.5 Zusammenfassende Betrachtung der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Zum jeweiligen Start- (t_1) und Endpunkt (t_7) des Bewegungszyklus, dem Zeitpunkt in dem die Simulation des Nietenaufsteckens vor dem Körper erfolgte, bewegte sich die durchschnittliche Aktivität der Schultermuskulatur auf einem niedrigen Niveau (siehe Abb. 64 a und b). Beide Muskeln, sowohl der M. deltoideus anterior als auch der M. trapezius pars descendens zeigten einen vergleichbaren Aktivierungsgrad, bezogen auf ihren prozentualen Anteil des spezifischen MVC. Im Verlaufe des Anhebens des Arms über Kopfhöhe (Phase 1) stieg die Aktivität sowohl des M. deltoideus anterior als auch des M. trapezius pars descendens kontinuierlich an (siehe Abb. 64 a). Ihr Maximum erreichte die muskuläre Aktivität beider Muskeln kurz vor Erreichen des oberen Totpunkts (t_2) der Nietbewegung (t_2) (siehe Abb. 64 a und b).

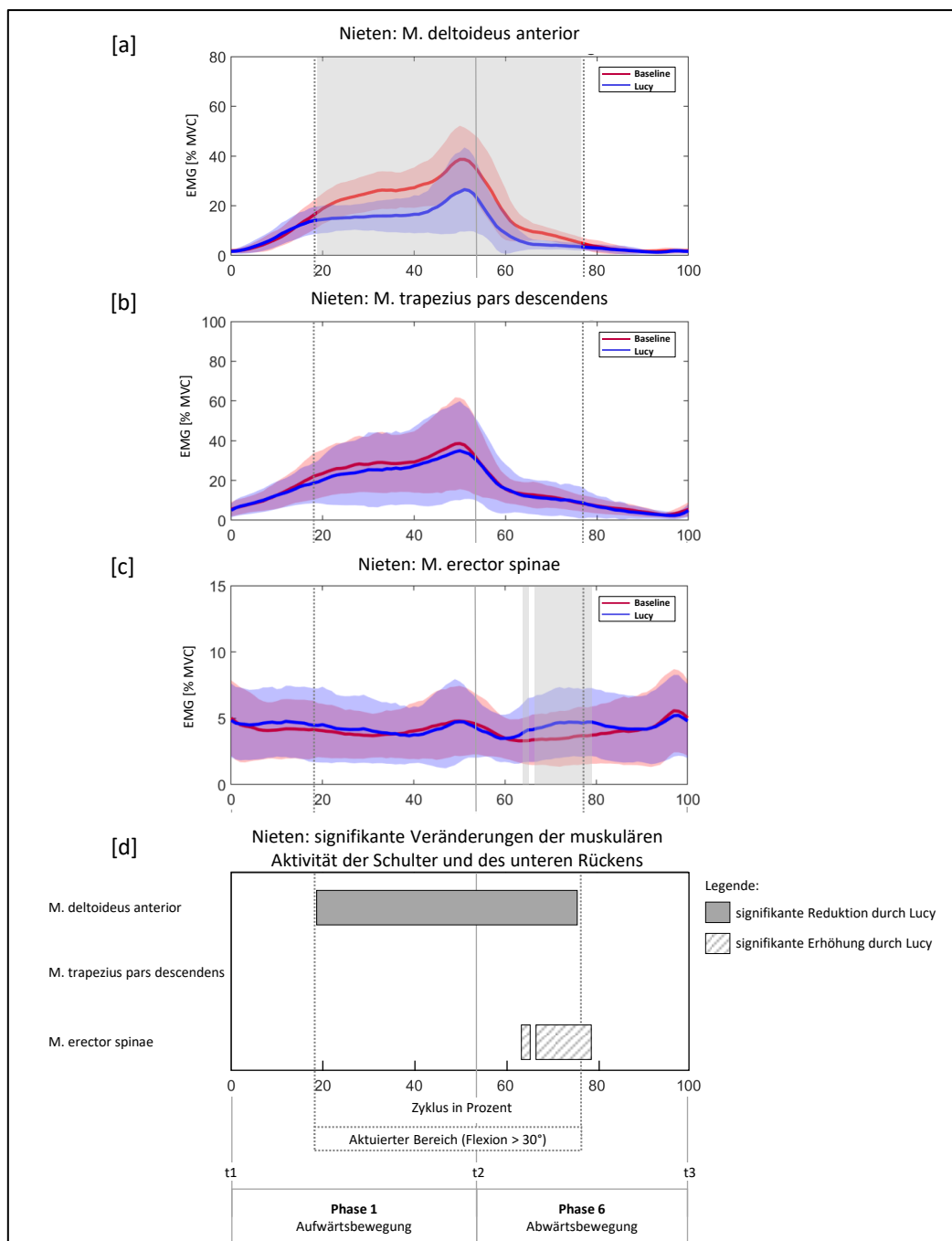


Abb. 64 Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe "Nieten"

Kurz vor Erreichen des Maximums nahm die Aktivität des M. deltoideus anterior einen steileren Anstieg als in der Phase zuvor. Dieser steilere Anstieg ist mit der aufzubringenden zusätzlichen Kraft erklärbar, die nach Positionierung der Bohrspitze am Zielpunkt der Deckenkonstruktion aufgebracht werden musste, um die Federmechanik des Bohrkopfes einzudrücken. Zum Zeitpunkt des Auftretens der Bohrspitze erreichte der Schulterflexionswinkel in beiden Bedingungen deutlich über 90° (siehe Abb. 64 a). Im direkten Anschluss an das Amplitudenmaximum sank die EMG-Amplitude beider Muskeln mit dem anschließenden Herabführen des Arms bis zum Erreichen des Endpunktes wieder auf das niedrige Ausgangsniveau (siehe Abb. 64 a und b). Der M. erector spinae war über den gesamten Bewegungszyklus im Vergleich zur Schultermuskulatur mit etwa 5 % des MVC nur wenig aktiv (siehe Abb. 64 c). Für beide Bedingungen ließen sich zwei kurze, geringfügige Erhöhungen der Muskelaktivität des M. erector spinae beobachten. Eine davon lag synchron zu den Anstiegen der muskulären Aktivität der Schultermuskulatur kurz vor Erreichen des oberen Totpunkt (t2). Eine weitere Erhöhung erfolgte kurz vor Ende des Bewegungszyklus (t3) bei etwa 95 % des Zyklus. Deutlich zu entnehmen ist den Grafiken die signifikante Reduktion der muskulären Aktivität des M. deltoideus anterior mit Exoskelett über den gesamten Verlauf des aktuierten Bereichs, die sich sowohl in der Aufwärts- als auch in Teilen der Abwärtsbewegung vollzieht (siehe Abb. 64 a und d). Eine signifikante Erhöhung des M. erector spinae über das Exoskelett erfolgte zum Ende des aktuierten Bereichs in der Abwärtsbewegung (siehe Abb. 64 d). Kurz nach Beendigung der Aktuierung fiel die Differenz zwischen den Bedingungen hingegen nicht mehr signifikant aus. Für den M. trapezius wurden keine signifikanten Differenzen aufgezeigt (siehe Abb. 64 d).

6.2.2 Vergleich der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Analog zum Vorgehen der statistischen Überprüfung der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ werden die EMG-Daten der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ zunächst einer Überprüfung auf Normalverteilung unterzogen. Im Anschluss erfolgt die Überführung in die parametrische SPM- oder nicht-parametrische SnPM-Analyse.

6.2.2.1 Überprüfungen auf Normalverteilung der muskulären Aktivität in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Analog zu den Muskelaktivitäten in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ zeigte sich in der Überprüfung auf Normalverteilung mittels SPM für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ bei sämtlichen überprüften Muskelaktivitäten eine Verletzung der Normalverteilung (siehe Abb. 65). Dementsprechend erfolgte der Vergleich der Muskelaktivitäten der einzelnen Muskeln für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ mittels eines nicht-parametrischen Verfahren SnPM bei einem angepassten Signifikanzlevel von $\alpha = 0,01$.

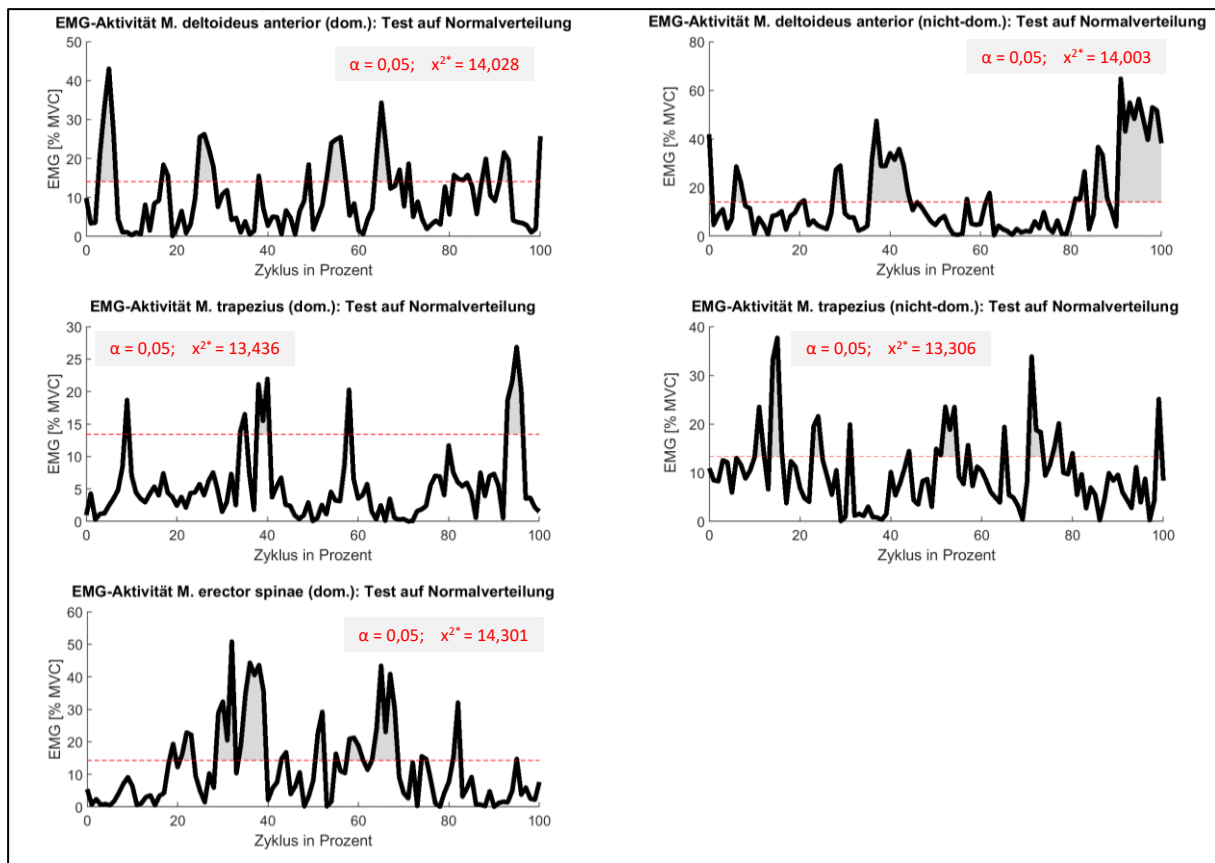


Abb. 65 Tests auf Normalverteilung der muskulären Aktivität [% MVC] für die Muskeln der dominanten (links) und nicht-dominanten Seite (rechts) beim Arbeitsvorgang „Schleifen“. Grau hinterlegte Bereiche markieren die Abschnitte, in denen die Verteilung bei einem α -Level von 0,05 signifikant von der Normalverteilung abweicht. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert.

6.2.2.2 Muskuläre Aktivität des dominanten M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Im statistischen Vergleich der gemittelten muskulären Aktivität des dominanten M. deltoideus anterior für beide Bedingungen mittels SnPM{t} ergab sich ein Schwellenwert von $t^* = 3,881$ bei einem korrigierten α -Level von 0,01 (siehe Abb. 67). Die SnPM{t} Statistik ermittelte insgesamt vier, teils dicht beieinander liegende Supra-Threshold Cluster: 1. Cluster (33 – 39 %), $p < 0,001$; 2. Cluster (69 – 73 %), $p < 0,001$; 3. Cluster (77-80 %), $p < 0,001$; 4. Cluster (81-84 %), $p = 0,001$. Alle vier genannten Abschnitte wiesen eine signifikant reduzierte muskuläre Aktivität des M. deltoideus anterior in der Bedingung mit Lucy auf. Die letzten drei Cluster werden aufgrund ihrer zeitlichen Nähe zueinander im Folgenden als ein zusammenhängender Cluster definiert und bewertet. Dies begründet sich daraus, dass keine kinematischen oder physiologischen Unterschiede für die Zeitpunkte der Cluster auszumachen sind, die eine getrennte Diskussion dieser Cluster rechtfertigen. Der erste Cluster begann unmittelbar mit der Abwärtsbewegung des Schleifers vom zweiten, von der dominanten Schulter diagonal entfernten Wendepunkt (t_3) zum unteren Umkehrpunkt bei (t_4) (siehe Abb. 66). Das Exoskelett unterstützte damit die dominante Schulter in dieser Abwärtsbewegung im Prozess der exzentrischen Muskelarbeit, in welcher das Gewicht in einer für die Schulter relativ ungünstigen Position stand: Arm ausgestreckt, rotierter Oberkörper, der Arm in starker Adduktion. Das in dieser exzentrischen Phase gemessene mittlere Aktivitätsniveau von um die 10 % MVC bewegte sich deutlich unterhalb dessen, was in der konzentrischen Phase mit im Mittel ca. 40 % MVC gemessen wurde. Die letzten drei Cluster fielen in die vorletzte Bewegungsphase (Phase 5), in der der Schleifer entlang der Querstrebe vom zweiten

Wendepunkt (t5) zurück zum ersten Wendepunkt (t6) geführt wurde und die Schulter die größten Flexionswinkel aufwies (siehe Abb. 47). Das Exoskelett konnte demnach in diesem Bewegungsabschnitt die Beanspruchung der Schultermuskulatur signifikant senken.

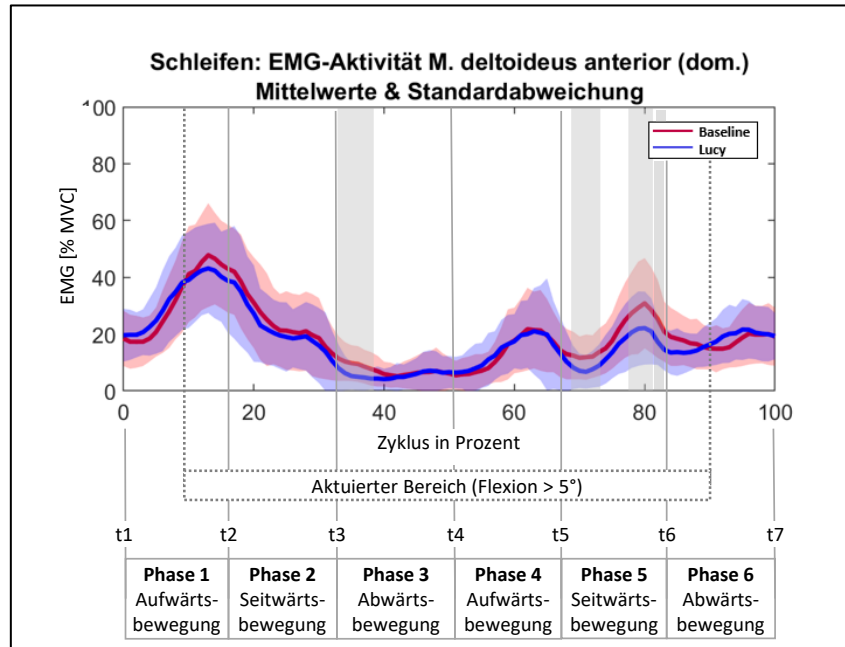


Abb. 66 Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. deltoideus anterior der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ für Baseline (rot) und Lucy (blau). Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die $SnPM\{t\}$ Statistik den kritischen Schwellenwert überschreitet.

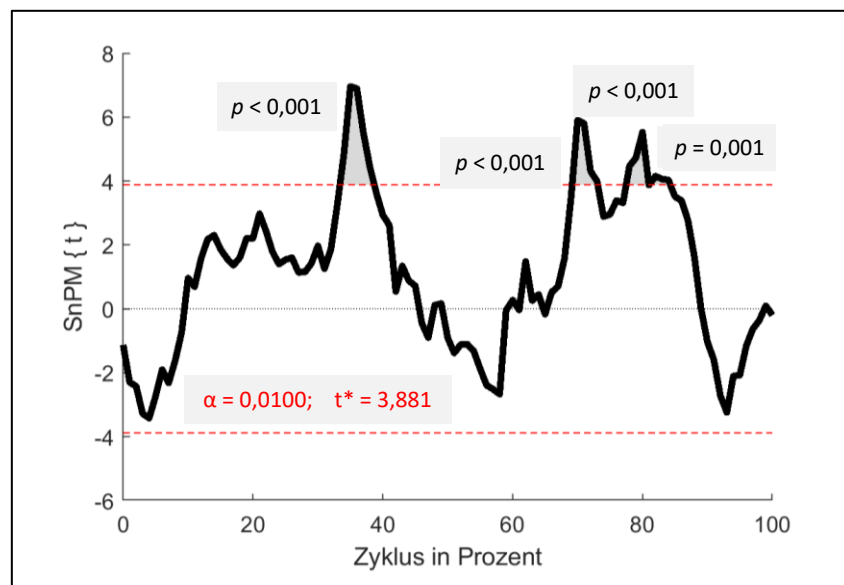


Abb. 67 Zweiseitiger, gepaarter t-Test $SnPM\{t\}$ der EMG-Aktivität des M. deltoideus anterior der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen". Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,881$.

6.2.2.3 Muskuläre Aktivität des dominanten M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Die $SnPM\{t\}$ Statistik für den Vergleich der gemittelten muskulären Aktivität des dominanten M. trapezius pars descendens zwischen beiden Bedingungen berechnete einen Schwellenwert von $t^* = 3,956$ bei einem korrigierten α -Level von 0,01 (siehe Abb. 68 & 69). Die $SnPM\{t\}$ Statistik zeigte zu keinem Zeitpunkt eine Überschreitung des Schwellenwertes. Damit ergab sich kein signifikanter Unterschied der muskulären Aktivität des dominanten M. trapezius pars descendens zwischen den Bedingungen.

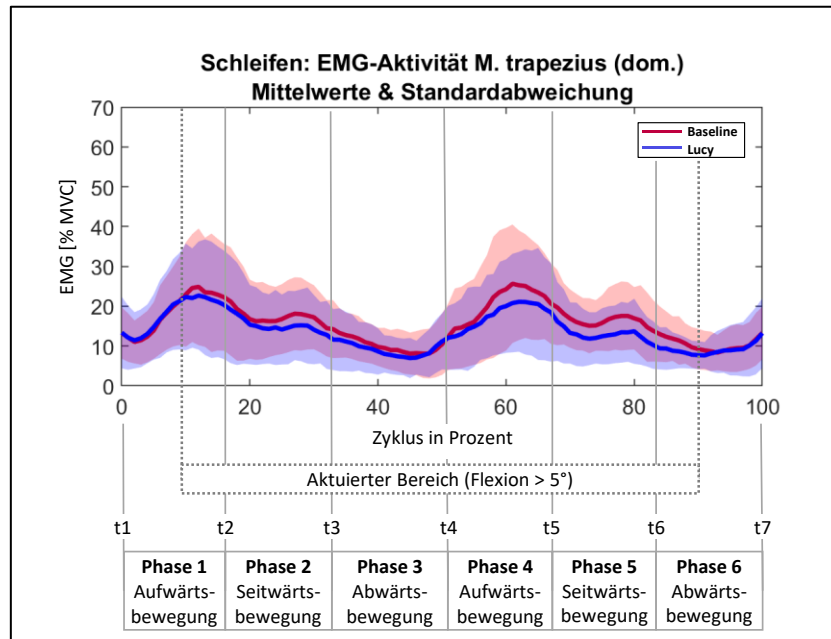


Abb. 68 Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. trapezius pars descendens der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ für Baseline (rot) und Lucy (blau).

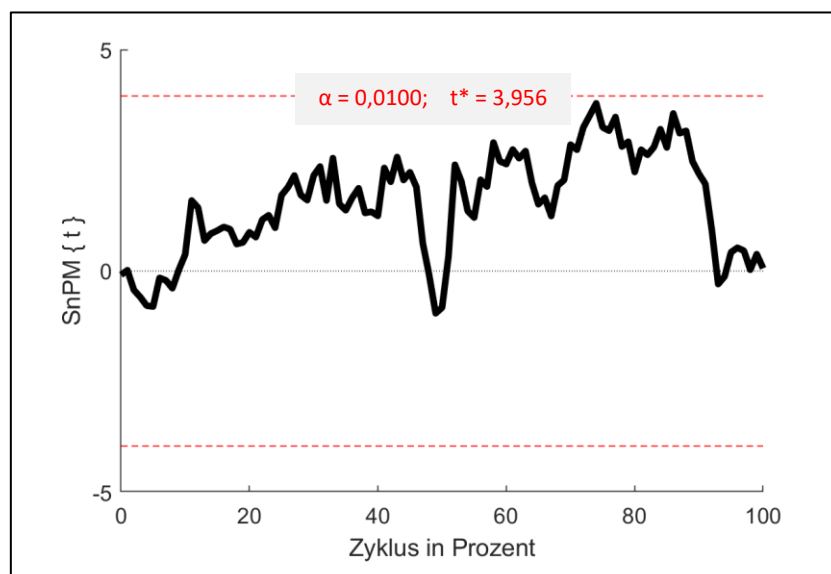


Abb. 69 Zweiseitiger, gepaarter t-Test $SnPM\{t\}$ der EMG-Aktivität des M. trapezius pars descendens der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen". Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,956$.

6.2.2.4 Muskuläre Aktivität des dominanten M. erector spinae in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Im Vergleich der gemittelten muskulären Aktivität des dominanten M. erector spinae innerhalb der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ errechnete die SnPM{t} Statistik einen Schwellenwert von $t^* = 3,981$ bei einem korrigierten α -Level von 0,01 (siehe Abb. 71). Die SnPM{t} Statistik durchbrach den Schwellenwert für einen schmalen sowie einen weiteren, breiteren Supra-Threshold Cluster: 1. Cluster (26 – 27 %), $p = 0,003$; 2. Cluster (44 – 62 %), $p < 0,001$. In beiden Abschnitten lag somit die muskuläre Aktivität des dominanten M. erector spinae in der Bedingung „Lucy“ signifikant höher als in der Baseline (siehe Abb. 70). Der erste Cluster wies mit seiner Breite von 26-27 % nur einen sehr schmalen Bereich auf und lag inmitten der Seitwärtsbewegung in Phase 2 und somit außerhalb spezifischer Wende- oder Umkehrbewegungen. Der Cluster wird, auch weil es sich um Schwankungen im Bereich des Schwellenwerts handelt, dementsprechend nicht weiter berücksichtigt. Der zweite Cluster, von 44 – 62 % des Bewegungszyklus, ereignete sich in der Abwärts- und Aufwärtsbewegung rund um den Umkehrpunkt bei (t4), in der ein markanter Anstieg der Aktivität des M. erector spinae von etwa 5 % MVC auf über 15 % und mehr des MVC zu verzeichnen war. Zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr erfolgte durch die Probanden eine Oberkörpervorlage um die Zielmarkierung am unteren Wendepunkt mit dem Schleifkopf zu erreichen.

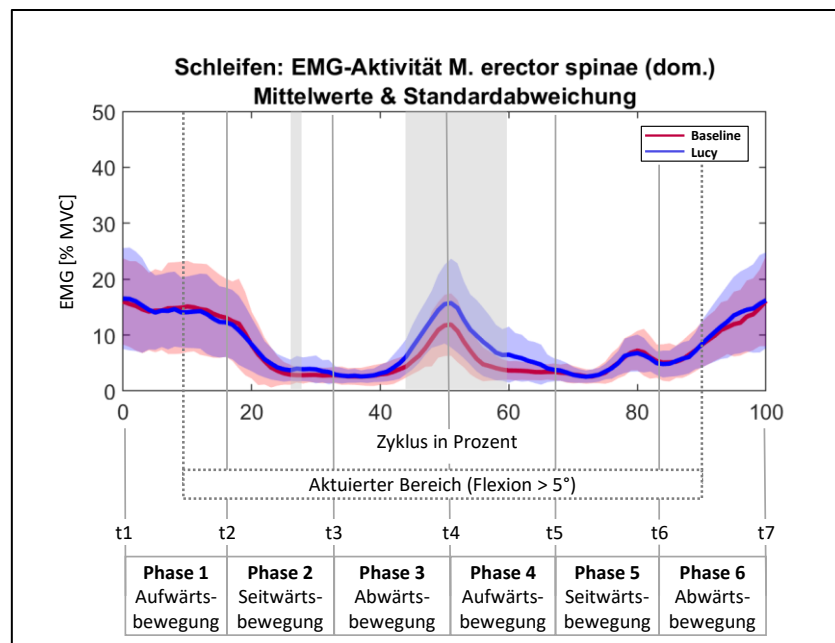


Abb. 70 Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. erector spinae der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ für Baseline (rot) und Lucy (blau). Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die SnPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschritt.

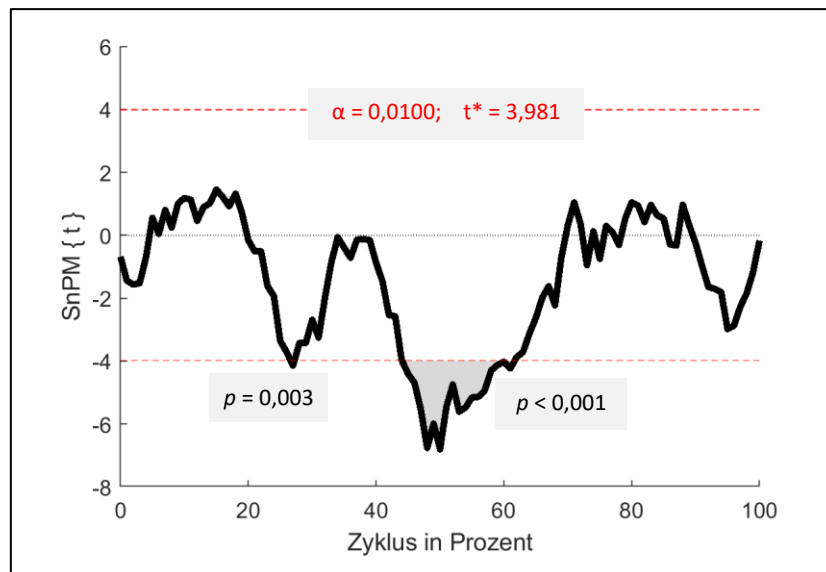


Abb. 71 Zweiseitiger, gepaarter t-Test $SnPM\{t\}$ der EMG-Aktivität des dominanten *M. erector spinae* in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,981$.

6.2.2.5 Zusammenfassende Betrachtung der muskulären Aktivität der dominanten Seite in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Die muskuläre Aktivität des *M. deltoideus anterior* zeigte in der Aufwärtsbewegung in Phase 1 einen starken Anstieg und erreichte ihr Maximum über den gesamten Bewegungsverlauf kurz vor Erreichen des ersten Wendepunkts (t_2) (siehe Abb. 72 a). Mit ca. 40-43 % MVC war die muskuläre Aktivität des *M. deltoideus anterior* gegenüber den weiteren lokalen Maxima zu diesem Zeitpunkt etwa doppelt so stark ausgeprägt. Auch der *M. trapezius pars descendens* vollzog einen Anstieg seiner Aktivität, synchron zum *M. deltoideus anterior* (siehe Abb. 72 b).

Die erste Phase kennzeichnete demnach die muskuläre Hauptbelastung des *M. deltoideus anterior*. Im Verlauf der zweiten (Führen des Schleifkopfs entlang der Querstrebe) und dritten Phase (Absenken des Schleifkopfs entlang der zweiten senkrechten Strebe) reduzierte sich die mittlere EMG-Amplitude in beiden Schultermuskeln der dominanten Schulter merklich (siehe Abb. 72 a und b). Sie erreichte ihr lokales Minimum kurz vor dem Umkehrpunkt (t_4). Mit der Rückführung des Schleifers entlang der Strebe vom Umkehrpunkt (t_4) zurück zum zweiten Wendepunkt (t_5) stieg die Aktivität beider Muskeln auf ihr zweites lokales Maximum bei ca. 65 % wieder an. Im Verlauf der Seitwärtsbewegung von (t_5) zurück zum letzten Wendepunkt (t_6) fiel die elektrische Aktivität etwas, um jedoch gleich wieder anzusteigen und ein drittes lokales Maximum bei etwa 80 % des Zyklus zu erreichen. Obwohl dieser zuletzt genannte Vorgang bei beiden Muskeln zu verzeichnen war, fiel vor allem die erneute Erhöhung der Aktivität beim *M. deltoideus* deutlicher aus (siehe Abb. 72 a). Der *M. erector spinae* zeigte zu Beginn des Bewegungszyklus bei beiden Bedingungen eine mittlere Aktivität von ca. 15 % MVC (siehe Abb. 72 c). Im Bewegungsablauf, speziell in der zweiten Bewegungsphase, reduzierte sich dessen Aktivität deutlich. Im Verlauf der dritten Phase, in welcher der Schleifkopf wieder nach unten geführt und eine Oberkörpervorlage eingenommen werden musste, stieg die Aktivität des *M. erector spinae* wieder deutlich auf etwa dieselbe Aktivität wie in der Ausgangsposition an. Nach Durchlauf des Umkehrpunkts (t_4) kam es aufgrund der hier erfolgten Aufrichtung wieder zu einer Verringerung der Muskelaktivität mit einer niedrigen Aktivität im Prozess der Rückführung des Schleifkopfes zum oberen Wendepunkt (t_5). Im Prozess der anschließenden Seitwärtsbewegung von (t_5) zu (t_6) erfolgte analog

zur Aktivität der Schultermuskulatur eine kurzfristige Erhöhung der Aktivität bei etw 80 % des Bewegungszyklus. Diese fiel kurz danach wieder etwas ab, um mit der Zurückführung des Schleifers in die Endposition (t7) (und damit verbundener leichten Oberkörperverneigung) wieder auf das Aktivitätsniveau zum Startzeitpunkt (t1) anzusteigen. Signifikante Unterschiede zwischen den Bedingungen konnten für den M. deltoideus anterior sowie für den M. erector spinae innerhalb des aktuierten Bereichs beobachtet werden (siehe Abb. 72 d). In den Phasen 3 (der Abwärtsbewegung nach dem Wendepunkt (t3)) als auch der Phase 5 (der zurückführenden Seitwärtsbewegung) erzielte der Einsatz des Exoskeletts eine signifikante Reduktion der muskulären Aktivität des M. deltoideus anterior. Ein signifikanter Anstieg der Aktivität des M. erector spinae mit Exoskelett ergab sich hingegen im Übergang der Abwärtsbewegung zum Umkehrpunkt und nachfolgender Aufwärtsbewegung in den Phasen 3 und 4 (siehe Abb. 72 d). Keine signifikanten Differenzen waren für den M. trapezius pars descendens zu beobachten (siehe Abb. 72 d).

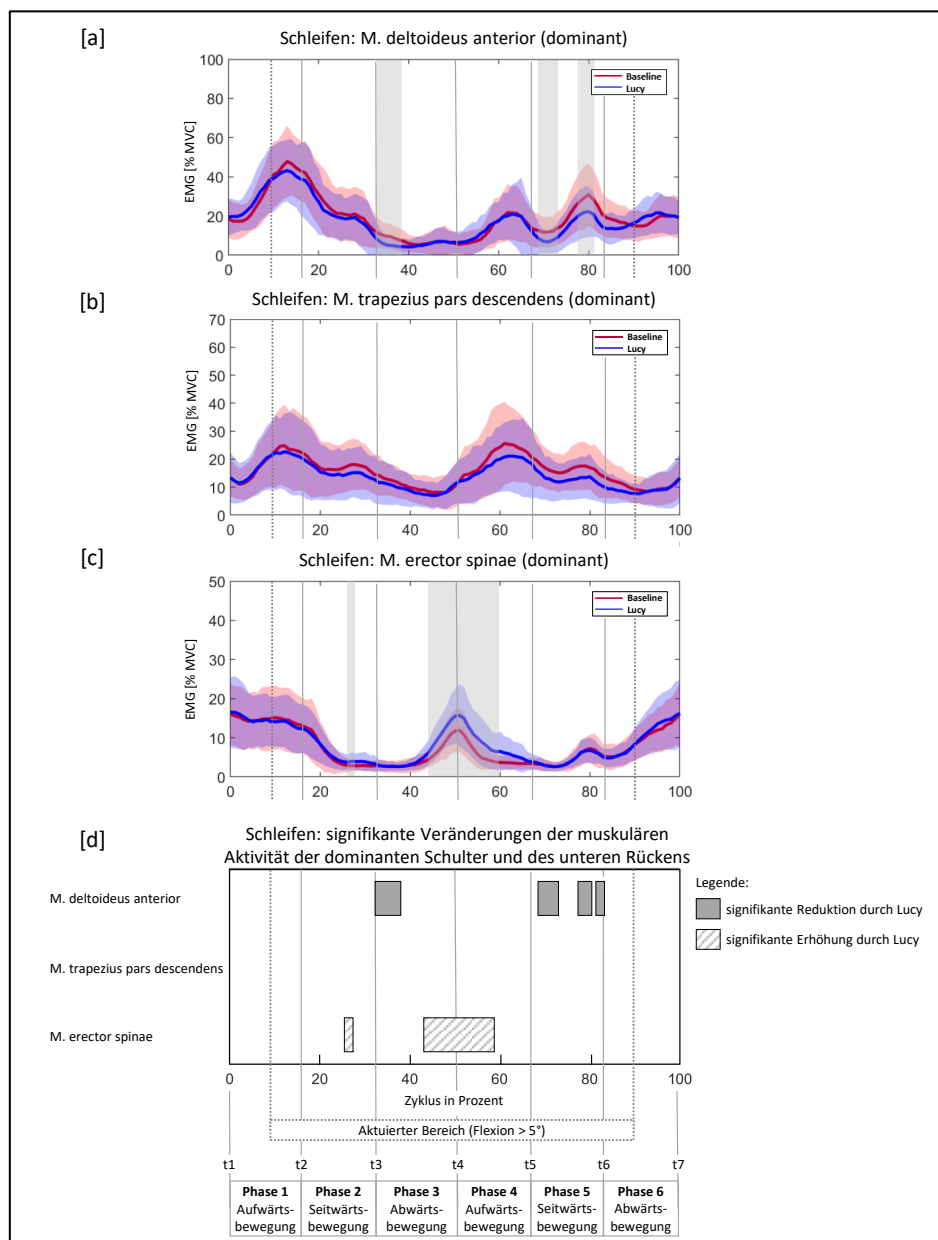


Abb. 72 Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der muskulären Aktivität der dominanten Seite in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

6.2.2.6 Muskuläre Aktivität des nicht-dominanten M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Für die nicht-dominante Seite im Vergleich der gemittelten muskulären Aktivität des M. deltoideus anterior [% MVC] innerhalb der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ identifizierte die SnPM{t} Statistik insgesamt vier, drei teils sehr schmale sowie einen breiteren Supra-Threshold Cluster (siehe Abb. 74). Der zugrundeliegende Schwellenwert bei einem korrigierten α -Level von 0,01 lag bei $t^* = 3,756$. Die Cluster ließen sich folgenden Abschnitten zuordnen: 1. Cluster (38 – 39 %), $p = 0,003$; 2. Cluster (42 – 56 %), $p < 0,001$; 3. Cluster (63-66 %); $p < 0,001$; 4. Cluster (88 – 90%), $p = 0,002$. In allen vier Abschnitten lag somit die muskuläre Aktivität des nicht-dominanten M. deltoideus anterior in der Baseline signifikant über der muskulären Aktivität in der unterstützten Bedingung „Lucy“ (siehe Abb. 73). Im Bereich von ca. 25 – 75 % zeigte sich eine durchgehend geringere mittlere Aktivierung in der Bedingung mit Exoskelett für den M. deltoideus anterior. Drei der vier signifikanten Cluster lagen innerhalb dieses Bereiches in den Phasen 3 und 4 (Abwärts- und Aufwärtsbewegung rund um den Umkehrpunkt (t4)). Ein vierter Cluster ergab sich in der finalen Abwärtsbewegung zwischen (t6) und (t7) von 88 % bis 90 % des Zyklus in der der Schleifkopf in die Endposition geführt wurde.

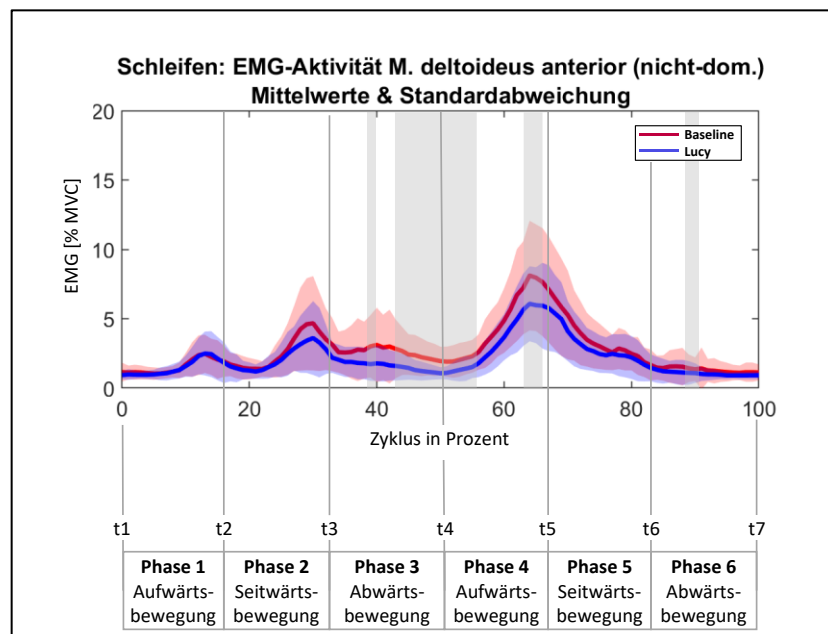


Abb. 73 Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. deltoideus anterior der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau). Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile in denen die SnPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschritt.

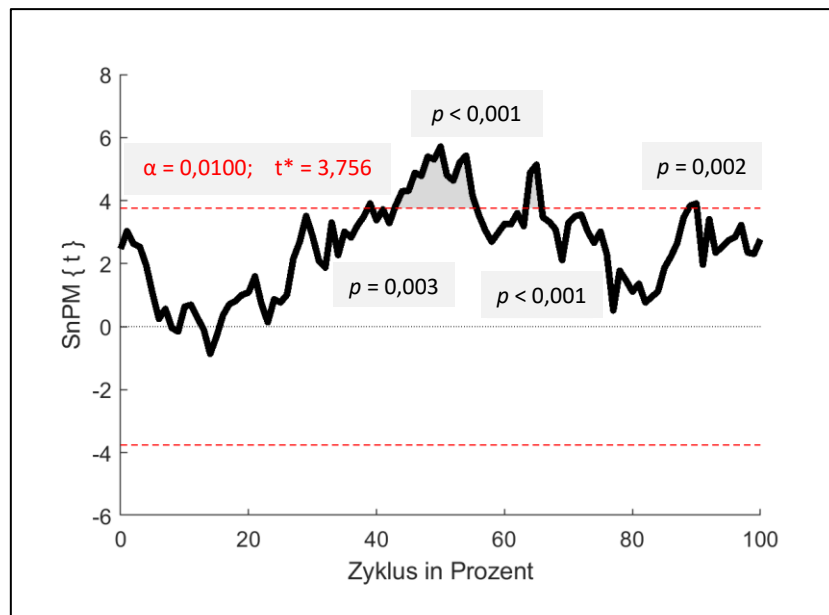


Abb. 74 Zweiseitiger, gepaarter t-Test $SnPM\{t\}$ der EMG-Aktivität des *M. deltoideus anterior* der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,756$.

6.2.2.7 Muskuläre Aktivität des nicht-dominanten M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Der Vergleich der gemittelten muskulären Aktivität [% MVC] des nicht-dominanten M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ mittels SnPM{t} Statistik errechnete zwei Supra-Threshold Cluster für den Bewegungszyklus (siehe Abb. 76). Für das korrigierte α -Level von 0,01 ergab sich ein Schwellenwert von $t^* = 3,724$. Die SnPM{t} Statistik durchbrach diesen Schwellenwert für einen breiteren sowie einen extrem schmalen Supra-Threshold Cluster: 1. Cluster (30 – 38 %), $p < 0,001$; 2. Cluster (41 – 42 %), $p = 0,005$. Beide genannte Abschnitte wiesen eine signifikant erhöhte muskuläre Aktivität des nicht-dominanten M. trapezius pars descendens in der Baseline gegenüber der muskulären Aktivität in der Bedingung „Lucy“ auf (siehe Abb. 75). Die gemittelte muskuläre Aktivität des M. trapezius pars descendens lag mit Exoskelett wie beim M. deltoideus anterior von ca. 25 % bis 75 % durchgehend niedriger als in der Baseline-Bedingung. Eine signifikante Differenz konnte hingegen nur für die Abschnitte von 30 % bis 38 % und 41 % bis 42 % belegt werden. Die schmale Lücke zwischen den Clustern kann ignoriert werden, da sich keine grundlegenden Veränderungen der Kinematik in diesem Bereich ereigneten (siehe Abb. 56). Die Reduktion der muskulären Aktivität mit Exoskelett ereignete sich im Übergang von Phase 3 zu Phase 4, in welcher der Schleifkopf um den zweiten Wendepunkt (t_3) bewegt wurde. Somit lag dieser signifikant erhöhte Bereich im direkten Anschluss an den Abschnitt, in welcher der M. deltoideus anterior der nicht-dominanten Seite sein erstes Maximum erreichte (siehe Abb. 68). Für einen kurzen Abschnitt von ca. 5 % - 15 % des Bewegungszyklus lagen die gemittelten EMG-Signale für die Bedingung „Lucy“ höher als in der Baseline-Bedingung (siehe Abb. 70). Gleichzeitig waren für diesen Abschnitt größere Standardabweichungen für die EMG-Signale mit Lucy zu verzeichnen. Eine signifikante Differenz konnte dabei nicht ermittelt werden.

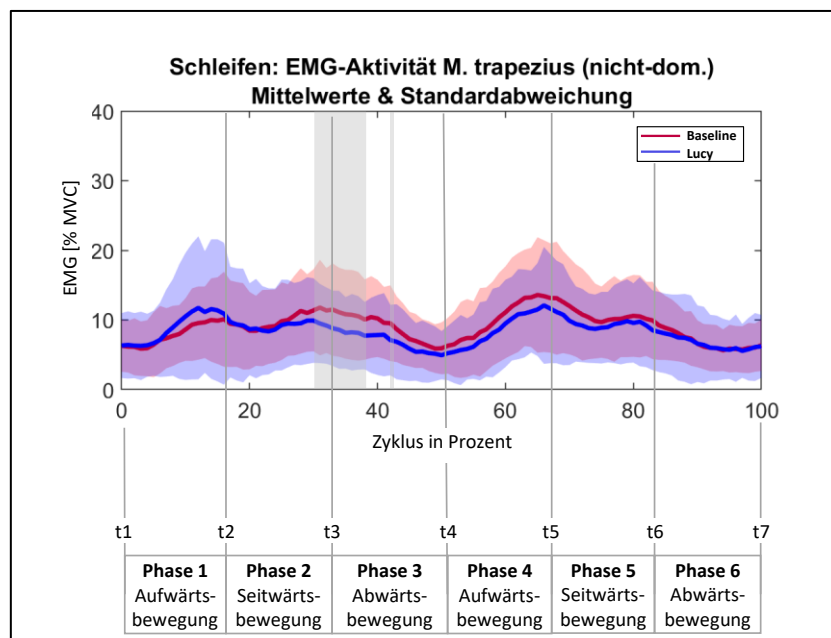


Abb. 75 Gemittelte EMG-Aktivität [% MVC] des M. trapezius pars descendens der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen" für Baseline (rot) und Lucy (blau). Grau hinterlegte Abschnitte kennzeichnen Zyklusanteile, in denen die SnPM{t} Statistik den kritischen Schwellenwert überschritt.

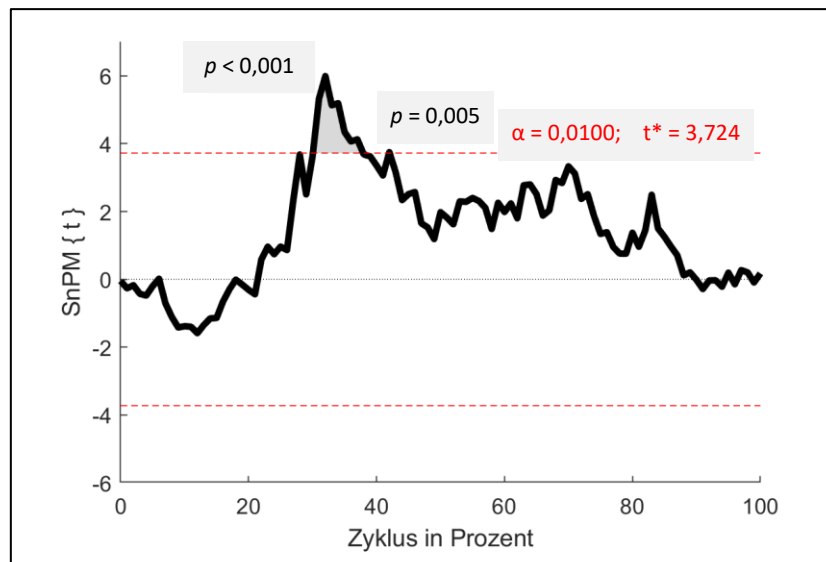


Abb. 76 Zweiseitiger, gepaarter t-Test $SnPM\{t\}$ der EMG-Aktivität des M. trapezius pars descendens der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen". Die rot gestrichelte Linie kennzeichnet den kritischen Schwellenwert: $t^* = 3,724$.

6.2.2.8 Zusammenfassende Betrachtung der muskulären Aktivität der nicht-dominanten Seite in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Der Verlauf der EMG-Aktivität des M. deltoideus anterior der nicht-dominanten Schulter zeigte zwei charakteristische Beanspruchungsspitzen im Zyklusverlauf (siehe Abb. 77 a). Das erste Maximum der Muskelaktivität wurde in der zweiten Hälfte der Seitwärtsbewegung von Phase 2 kurz vor (t_3) erreicht, dem Entlangführen des Schleifkopfes entlang der Querstrebe.

Das zweite, im Ausschlag ca. doppelt so große Maximum des M. deltoideus anterior wurde im Bereich von 65 % des Bewegungszyklus erzielt, kurz vor dem erneuten Erreichen des zweiten Wendepunkts in der Rückbewegung (t_5). Damit bewegten sich beide Maxima des M. deltoideus anterior in den Bewegungsphasen, die den Schleifkopf zum zweiten Wendepunkt führten, allerdings mit deutlich stärkerer Aktivierung des M. deltoideus anterior in der Aufwärtsbewegung des Schleifers, welches einer konzentrischen Muskelaktivität des M. deltoideus anterior zum Zeitpunkt des zweiten Maximums entsprach. Insgesamt betrachtet lag die muskuläre Aktivität für den M. deltoideus anterior auf der nicht-dominanten Seite deutlich unterhalb derer des gleichnamigen Muskels auf der dominanten Seite (siehe Abb. 66). Mit ca. 10 % MVC war das hier gemessene Maximum erkennbar geringer als auf der dominanten Seite, wo in etwa 50 % MVC im Maximum ermittelt wurden (siehe Abb. 66). Das mittlere Aktivitätsniveau des M. trapezius pars descendens der nicht-dominanten Schulter bewegte sich zwischen 5 - 12 % MVC mit einem erkennbaren Minimum zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr bei (t_4) (siehe Abb. 77 b). Sein Aktivitätsmaximum erreichte der M. trapezius pars descendens zum selben Zeitpunkt wie der M. deltoideus anterior bei etwa 65 % des Zyklus, wenngleich der Unterschied zum durchschnittlichen Aktivitätsniveau hier deutlich geringer ausfiel als für den M. deltoideus anterior. Obwohl aufgrund der niedrigen Flexionswinkel auf der nicht-dominanten Seite keine Aktuierung vorlag (siehe Abb. 56 a), ergaben sich Reduktionen der muskulären Aktivität der nicht-dominanten Schulter mit Exoskelett. Zwischen ca. 25 bis 80 % des Bewegungszyklus verlief die gemittelte Aktivität in der Bedingung mit dem Exoskelett bei beiden Schultermuskeln unterhalb der aus der Baseline (siehe Abb. 77 a und b). Signifikant wurden diese Differenzen allerdings nur für kurze Abschnitte (siehe Abb. 72 c).

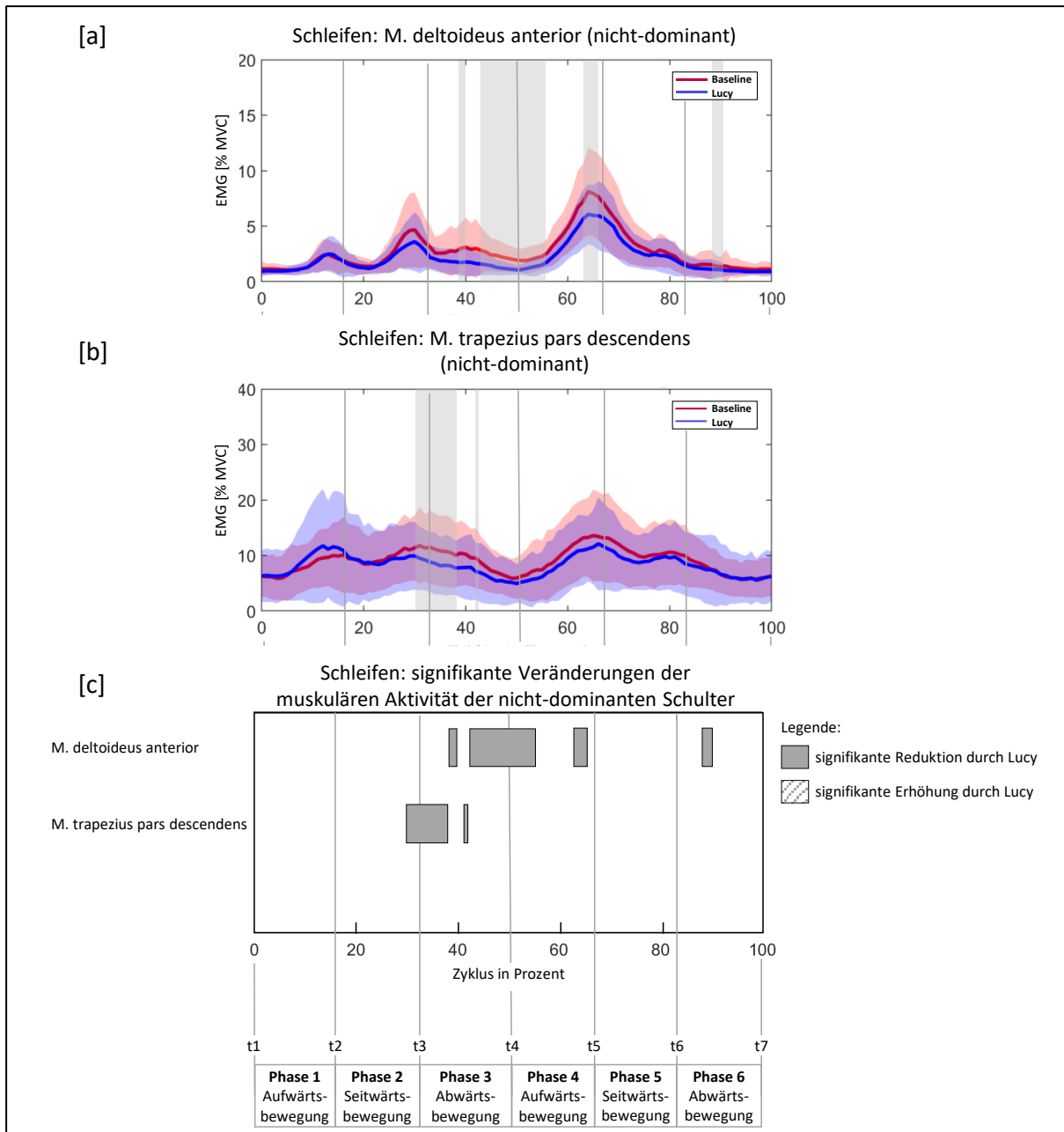


Abb. 77 Zusammenfassende Darstellung der signifikanten Differenzen der muskulären Aktivität der nicht-dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen"

Für den M. trapezius pars descendens lagen diese signifikanten Abschnitte im Übergang von der Seitwärtsbewegung in die Abwärtsbewegung rund um den zweiten Wendepunkt (t3). Die längsten Abschnitte einer signifikanten Differenz erfuhr der M. deltoideus anterior in den Phasen 3 (Abwärtsbewegung) und 4 (Aufwärtsbewegung). Derselbe Muskel zeigte zusätzlich einen weiteren, relativ kurzen, signifikant reduzierten Abschnitt in der finalen Abwärtsbewegung in Phase 6 auf. Im Vergleich zu den anderen signifikanten Abschnitten des M. deltoideus anterior bewegte sich innerhalb dieses Bereiches die muskuläre Aktivierung auf einem niedrigen Niveau (siehe Abb. 77 a).

6.3 Ergebnisse der posturografischen Analyse

Im Folgenden werden die Ergebnisse des statistischen Prüfverfahrens dargelegt. Im Anschluss daran werden die aus den Grafiken zu entnehmenden Informationen anhand eines Probanden exemplarisch erläutert.

6.3.1 Vergleich des posturalen Schwankens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Für die Arbeitsaufgabe „Nieten“ ergab die Kovarianzanalyse weder im paarweisen Vergleich noch unter Einbeziehung der Kovariaten Alter, Größe, Körpermasse sowie Handgriffkraft einen statistisch signifikanten Unterschied in der 95%-Konfidenzfläche für die Bedingungen mit und ohne Exoskelett (siehe Abb. 78).

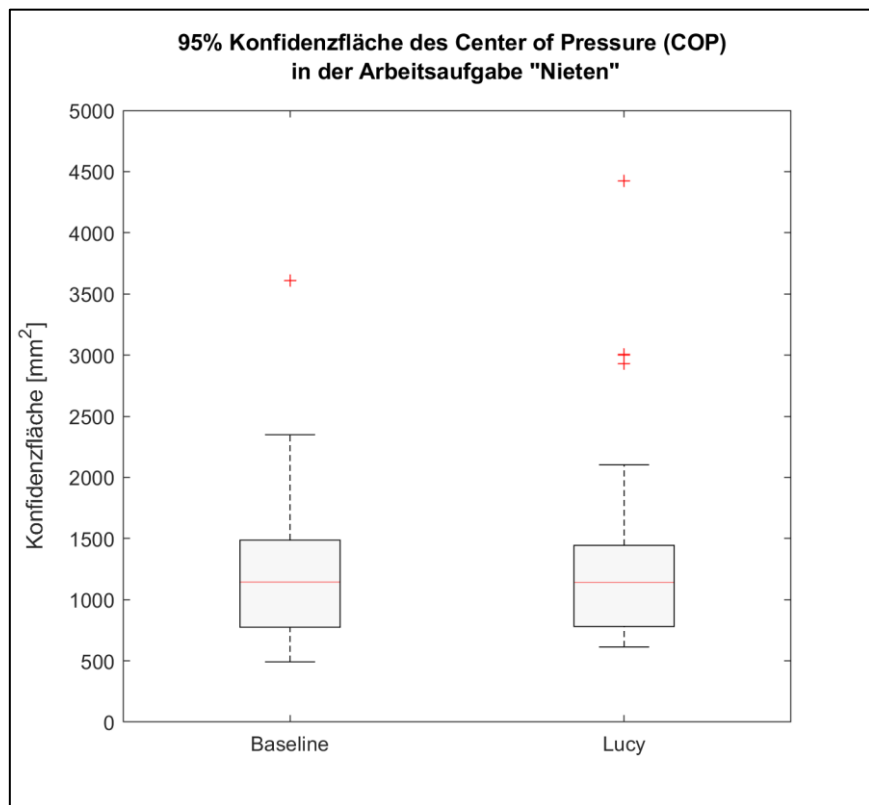


Abb. 78 Boxplots der 95%-Konfidenzflächen des COP für die Bedingungen Baseline und Lucy in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ (rote Kreuze stellen Ausreißer dar)

6.3.2 Vergleich des posturalen Schwankens in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Ebenfalls konnte die Kovarianzanalyse weder im paarweisen Vergleich noch unter Einbeziehung der Kovariaten Alter, Größe, Körpermasse sowie Handgriffkraft einen statistisch signifikanten Unterschied in der 95%-Konfidenzfläche für die Bedingungen mit und ohne Exoskelett für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ abbilden (siehe Abb. 79).

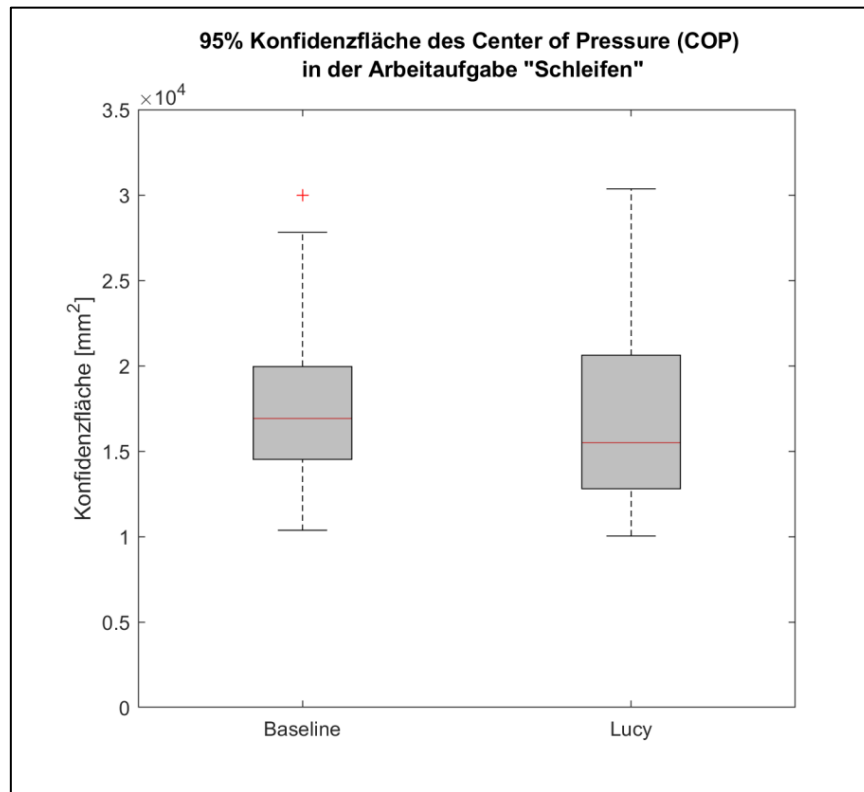


Abb. 79 Boxplots der 95%-Konfidenzflächen des COP für die Bedingungen Baseline und Lucy in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ (rote Kreuze stellen Ausreißer dar)

6.3.3 Exemplarische Darstellung der 95%-Konfidenzellipsen

Die unten aufgeführten Grafiken zeigen exemplarisch die Schwankungswege inklusive der berechneten 95%-Konfidenzellipsen eines Probanden für die Arbeitsaufgaben „Nieten“ (siehe Abb. 80) sowie „Schleifen“ (siehe Abb. 81) jeweils in der Baseline als auch mit Exoskelett (Lucy). Eine Gesamtdarstellung aller berechneten 95%-Konfidenzellipsen erfolgt im Anhang. In den beispielhaften Grafiken sind die in den Arbeitszyklen erfolgten Schwankungswege über die Ausrichtung der Ellipse gut zu erkennen. Der hier dargestellte Proband war rechtshändig und wie Abb. 74 zu entnehmen, kam es in der Abfolge von Nietvorgängen mit der rechten, dominanten Seite zu Schwankungsausrichtungen entlang des Arbeitsprozesses von der Mitte der Unterstützungsfläche nach vorne-rechts und wieder zurück. Die Fläche der 95%-Konfidenzellipse in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ betrug im Mittel für die Bedingung Baseline $1244 \text{ mm}^2 \pm 665 \text{ mm}^2$ sowie $1405 \text{ mm}^2 \pm 902 \text{ mm}^2$ für die Bedingung mit Exoskelett.

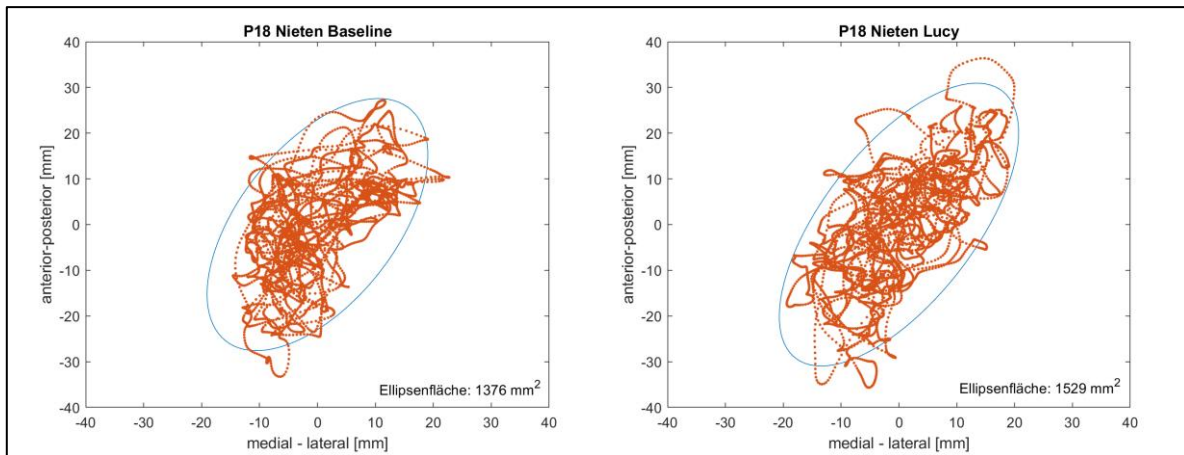


Abb. 80 Beispielhafter Schwankungsweg (orange) und berechnete 95%-Konfidenzellipse (blau) eines Probanden in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ für die Bedingungen ohne (Baseline) und mit (Lucy) Exoskelett

Die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ erzeugte wesentlich größere Körperschwankungen als die Aufgabe „Nieten“, was sich aus dem größeren Bewegungsumfang im Schleifprozess erklären lässt. In der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ betrug die mittlere 95%-Konfidenzellipse $17834 \text{ mm}^2 \pm 4933 \text{ mm}^2$ für die Arbeitsbedingung ohne Unterstützung. In der unterstützten Bedingung mit dem Exoskelett Lucy betrug die Konfidenzfläche für diese Arbeitsaufgabe $17815 \text{ mm}^2 \pm 6221 \text{ mm}^2$.

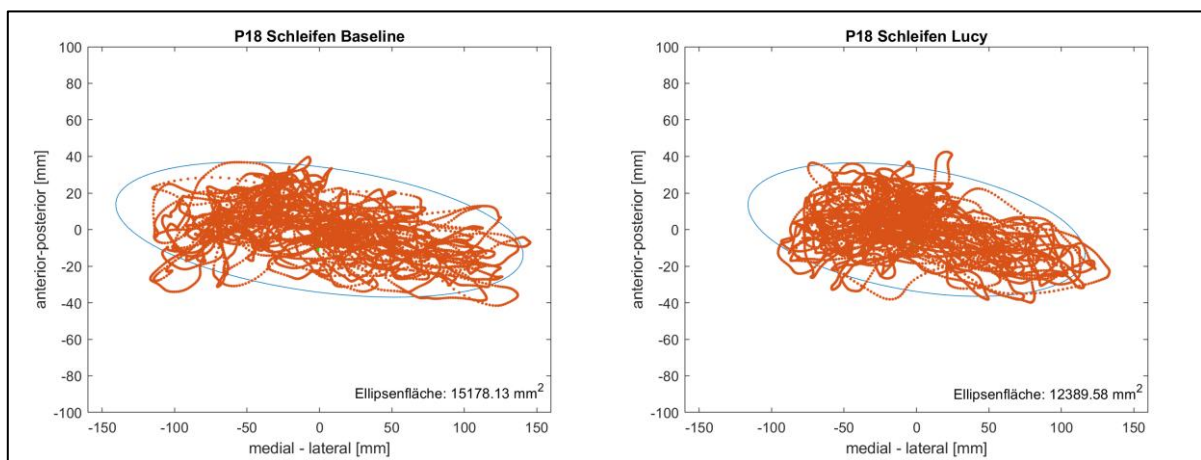


Abb. 81 Beispielhafter Schwankungsweg (orange) und berechnete 95%-Konfidenzellipse (blau) desselben Probanden in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ für die Bedingungen ohne (Baseline) und mit (Lucy) Exoskelett.

6.4 Ergebnisse der Erhebung des subjektiven Belastungsempfindens

Das subjektive Belastungsempfinden der Probanden für die beiden Arbeitsaufgaben „Nieten“ und „Schleifen“ in der Baseline und in der Bedingung mit Lucy ermittelte eine Borg-Skala, jeweils nach Beendigung der einzelnen Arbeitsaufgabe.

6.4.1 Vergleich des subjektiven Belastungsempfindens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

In der Arbeitsaufgabe „Nieten“ reduzierte sich der mittlere Skalenwert des subjektiven Belastungsempfindens der Ausgangsbedingung von $13,66 \pm 1,59$ um 1,69 Punkte auf $11,97 \pm 1,70$ in der unterstützten Bedingung (siehe Abb. 82). Damit war das subjektive Belastungsempfinden für die Arbeitsaufgabe „Nieten“ im paarweisen Vergleich signifikant niedriger in der Bedingung mit Exoskelett Lucy ($F_{(1,24)} = 32,079$; $p \leq 0,001$; $\eta_p^2 = 0,572$). Das 95%-Konfidenzintervall für die Differenz betrug 1,07-2,30. Unter Einbezug der Kovariaten Alter, Größe, Körpermasse und Handgriffkraft konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett Lucy mehr verzeichnet werden.

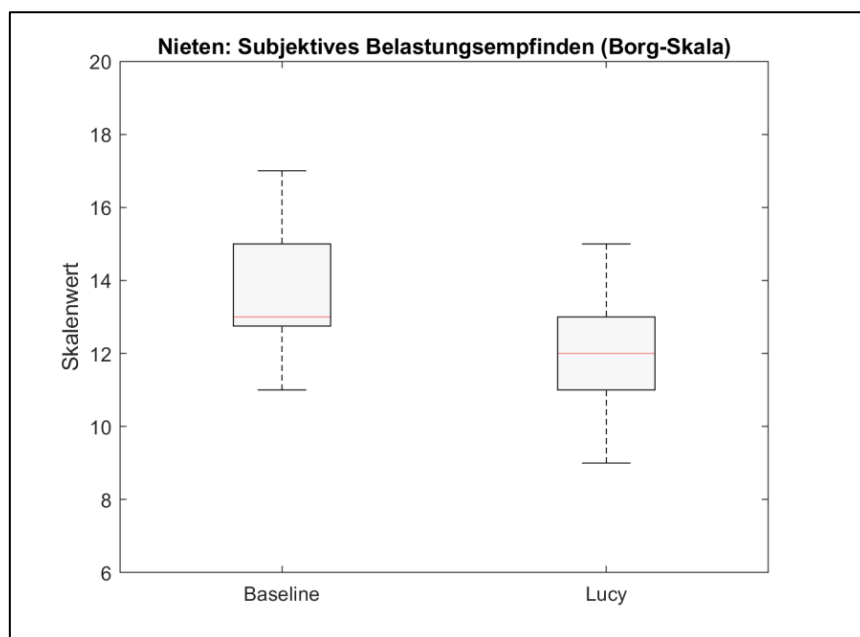


Abb. 82 Boxplot des subjektiven Belastungsempfindens für die Bedingungen Baseline und Lucy in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

6.4.2 Vergleich des subjektiven Belastungsempfindens in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

Für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ gaben die Probanden im Mittel eine subjektive Belastung von $14,55 \pm 1,57$ in der Ausgangsbedingung ohne Exoskelett an (siehe Abb. 83). In der unterstützten Bedingung verringerte sich die subjektive Belastungsempfindung durch das Exoskelett im Mittel um 2,0 Punkte auf einen Wert von $12,55 \pm 1,80$ auf der Borg-Skala. Eine Varianzanalyse zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett Lucy für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ wies im paarweisen Vergleich einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Bedingungen auf ($F_{(1,24)} = 44,302$; $p \leq 0,001$; $\eta_p^2 = 0,649$). Das 95 % Konfidenzintervall betrug hierbei $1,38 - 2,62$. Analog zu den Ergebnissen für die Arbeitsaufgabe „Nieten“ konnte unter Einbeziehung der Kovariaten Alter, Größe, Körpermasse und Handgriffkraft kein signifikanter Unterschied zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett Lucy festgestellt werden.

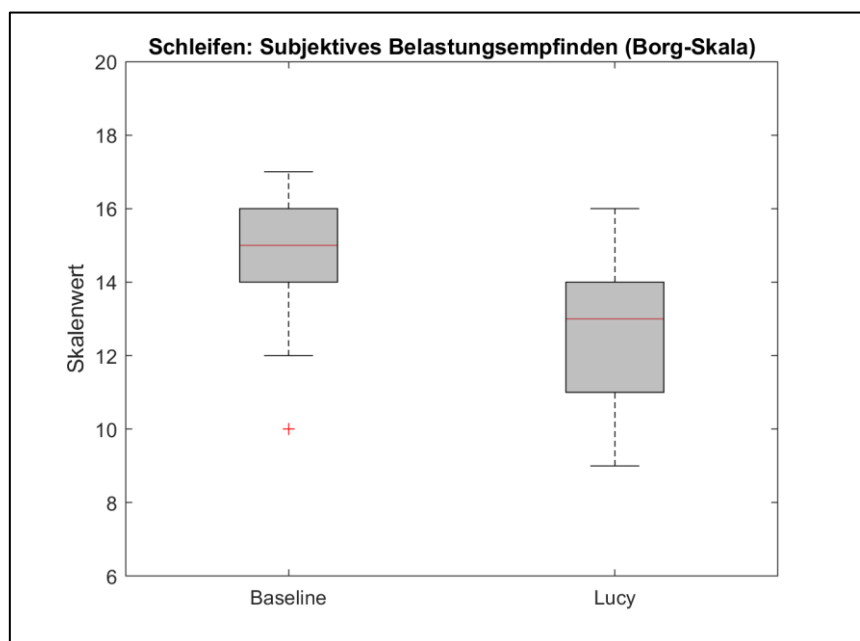


Abb. 83 Boxplot des subjektiven Belastungsempfindens für die Bedingungen Baseline und Lucy in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ (rote Kreuze stellen Ausreißer dar)

6.5 Ergebnisse der qualitativen Befragung

Die Auflistung der qualitativen Aussagen der Probanden beinhaltet insgesamt vierundvierzig inhaltlich differenzierte Aussagen zu den Empfindungen oder Auffälligkeiten, die die Probanden nach der Arbeit mit dem Exoskelett Lucy berichteten. Dabei wurde von Seiten der Probanden keine prinzipielle Unterscheidung zwischen den beiden Arbeitsaufgaben, sondern eine Gesamtbeurteilung getroffen. Infolgedessen werden die Ergebnisse der Befragung ebenfalls zusammengefasst präsentiert.

Die Inhaltsanalyse nach Mayring (Mayring, 2010) überführte die vierundvierzig Aussagen zu sechs inhaltlich zusammengehörenden Kategorien. Die Kategorien mit den zugehörigen Häufigkeiten ihrer Nennungen lassen sich wie folgt darstellen: (1) Entlastung durch das Exoskelett (49 Nennungen), (2) Tragekomfort des Exoskeletts (26 Nennungen), (3) Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Feinmotorik) (20 Nennungen), (4) Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Grobmotorik) (16 Nennungen), (5) Belastung durch das Exoskelett (14 Nennungen), (6) Verbesserungsvorschläge zum Exoskelett (4 Nennungen). Die Anzahl der Einzelaussagen pro Proband waren nicht vorgegeben und lagen einzig im Ermessen der befragten Personen. Ergaben sich durch die Probanden geäußerte gezielte Zuordnungen zu einzelnen Arbeitsaufgaben, so sind diese zusammengefasst und in Form einer Klammer (Nieten/Schleifen) hervorgehoben und in der Ergebnisdarstellung ausformuliert.

(1) Entlastung durch das Exoskelett

Die Kategorie mit den meisten Nennungen bezog sich auf eine gefühlte Entlastung in der Arbeit mit dem Exoskelett (siehe Tab. 7). Mit insgesamt sechzehn Aussagen stand dabei das Gefühl der Entlastung der Schultermuskulatur in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ deutlich im Vordergrund. Demgegenüber standen differenzierte Aussagen bezüglich des Entlastungsgefühls für die Schultermuskulatur in der Schleifaufgabe. Jeweils drei Nennungen hierzu erwähnten eben dieses Entlastungsgefühl in der Schultermuskulatur, beschrieben dieses als größer als erwartet oder verorteten dieses Gefühl spezifisch für den Haltevorgang im Schleifprozess. Letzteres wurde in einer Aussage auch im Nietprozess in der oberen Nietposition lokalisiert. Vereinzelt Aussagen berichteten zudem von einer gefühlten Haltungsverbesserung des Oberkörpers mit dem Exoskelett, dem Gefühl der „Stärke“, welches das Exoskelett vermittele oder einer als angenehm empfundenen Lastableitung in den Hüftgurt. Bezüglich der Entlastungscharakteristik ergab sich ein differenziertes Bild. Insgesamt zwölf Nennungen (aufgeteilt in sieben Nennungen zum „Schleifen“ sowie fünf Nennungen zum „Nieten“) gehen darauf ein, dass die Entlastung geringer ausfiel als erwartet. Bezüglich der Frage, ob sich die Entlastung der Schultermuskulatur beim „Schleifen“ oder beim „Nieten“ größer ausfiel stehen sich drei bzw. vier Aussagen gegenüber. Eine Nennung bewertet die Kraftkurve des Exoskeletts im Schleifvorgang positiver als im Nietvorgang.

Tab. 7 Qualitative Aussagen zur Entlastung durch das Exoskelett

1. Entlastung durch das Exoskelett	49 Nennungen
Positive Aussagen zur Entlastung	29
Gefühlte Entlastung der Schultermuskulatur (Nieten)	16
Gefühlte Entlastung der Schultermuskulatur (Schleifen)	3
Gefühlte Entlastung der Schultermuskulatur größer als erwartet (Schleifen)	3
Gefühlt hohe Entlastung der Schultermuskulatur beim Halten (Schleifen)	3
Gefühlte Verbesserung der Körperhaltung durch die Rückenstruktur	1
Positives Gefühl der "Ablagemöglichkeit" des Armes in der Nietposition	1
Gefühl der „Stärke“ durch das Exoskelett	1
Angenehmes Gefühl der Lastableitung in den Hüftgurt	1
Aussagen zur Entlastungscharakteristik	20
Gefühlte Entlastung der Schultermuskulatur geringer als erwartet (Schleifen)	7
Gefühlte Entlastung der Schultermuskulatur geringer als erwartet (Nieten)	5
Gefühlte Entlastung der Schultermuskulatur beim Schleifen größer als beim Nieten	4
Gefühlte Entlastung der Schultermuskulatur beim Nieten größer als beim Schleifen	3
Kraftkurve beim Schleifen besser als beim Nieten	1

(2) Tragekomfort des Exoskeletts

Mit insgesamt sechsundzwanzig Nennungen zum Tragekomfort stellte dieser Aspekt den zweitgrößten Bereich in den qualitativen Bewertungen der Testpersonen dar (siehe Tab. 8). Neben zwei Aussagen, die als positiv gewertet werden können, bescheinigte die überwiegende Anzahl der Nennungen (24) in diesem Bereich dem Exoskelett einen mangelnden Tragekomfort. Die Hälfte der geäußerten Kritikpunkte bezog sich hierbei auf das Gefühl des Scheuerns der Armschale oder auf Relativbewegungen zwischen Arm und Armschale. Weitere vorgebrachte Kritikpunkte bemängelten das Systemgewicht als zu hoch oder bewerteten die Arbeit mit dem Exoskelett insgesamt als unangenehm. Vereinzelt wurde der Hüftgurt als zu niedrig sitzend empfunden oder das Arbeitsgeräusch des Exoskeletts als „anstrengend“ aufgefasst.

Tab. 8 Qualitative Aussagen zum Tragekomfort des Exoskeletts

2. Tragekomfort des Exoskeletts	26 Nennungen
Positive Aussagen bzgl. des Tragekomforts	2
Tragekomfort als „okay“ bezeichnet	1
Exoskelett als „nicht schwer“ empfunden	1
Negative Aussagen bzgl. des Tragekomforts	24
Gefühl des Scheuerns oder Drückens der Armschale oder deren Fixierungsurte	9
Gefühl der Relativbewegungen zwischen Armschale und Oberarm (Bizeps/Trizeps)	3
Unangenehmes Gefühl des Arbeitens mit dem Exoskelett	2
Gefühl des Verrutschens des Gesamtsystems/Exoskeletts	2
Gefühl des Scheuerns der Schultergurte	2
Eigengewicht des Exoskeletts spürbar	1
Gefühl der Beeinträchtigung/Scheuern durch die EMG-Abdeckkappen am Trapezium	1
Hüftgurt als zu niedrig sitzend empfunden	1
Arbeitsgeräusch des Exoskeletts wird als „anstrengend“ empfunden	1
Gefühl des „Brennens“ im Bizeps mit Exoskelett	1

(3) Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Feinmotorik)

Zwanzig Nennungen gingen auf Bewegungsbeeinflussungen der Feinmotorik durch das Exoskelett ein (siehe Tab. 9). Drei positive Aussagen zu einem guten Kontrollgefühl über das Exoskelett oder der gefühlten Verbesserungen der Bewegungspräzision im Nieten standen siebzehn negative Aussagen zur Bewegungsbeeinflussung gegenüber. Die Testpersonen empfanden teilweise die Kraftentfaltung als Störfaktor in der Bewegung, aus der Einbußen in der Bewegungspräzision resultierten. Streckenweise wurde von einer Irritation über die Art der Kraftentfaltung des Exoskeletts berichtet. Zwei Testpersonen schilderten, dass sich eine Einschränkung der Präzision über das Exoskelett ergab, diese sich im Übungsverlauf aber verbessert habe.

Tab. 9 Qualitative Aussagen zur Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Feinmotorik)

3. Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Feinmotorik)	20 Nennungen
Positive Beeinflussungen	3
Positives Gefühl der Kontrolle über das Exoskelett	2
Gefühl einer verbesserten Genauigkeit/Präzision mit Exoskelett (Nieten)	1
Negative Beeinflussungen	17
Gefühl des Einflusses des Bewegungsablaufs durch das Exoskelett	6
Gefühl einer schlechteren Präzision durch das Exoskelett	5
Irritation über die Art der Kraftentfaltung des Exoskeletts	3
Kraftentwicklung des Exoskeletts wurde als „stotternd“ empfunden	1
Gefühlte Probleme in der Präzision zu Beginn – jedoch Verbesserung im Übungsverlauf	2

(4) Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Grobmotorik)

Neben den Bewegungsbeeinflussungen auf die Feinmotorik brachten die Testpersonen auch Einflüsse auf die Grobmotorik vor (siehe Tab. 10). Während zwei Aussagen diese explizit als geringer als offensichtlich erwartet schilderten, gingen vierzehn Aussagen auf die negative Bewegungsbeeinflussung ein. So kam es insgesamt zu Einschränkungen in der Rotationsmöglichkeit des Oberkörpers als auch in der Beweglichkeit der Schulter in der Extension des Armes hinter den Körper. Weiterhin berichteten die Testpersonen von gefühlten Einschränkungen in der Oberkörpervorbeugung (Flexion) als auch einer forcierten Rücklage (Hyperextension) durch das Exoskelett.

Tab. 10 Qualitative Aussagen zur Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Grobmotorik)

4. Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Grobmotorik)	16 Nennungen
Positive Beeinflussungen	2
Gefühlte keine größeren Bewegungseinschränkungen durch Lucy	1
Rotation mit Exoskelett besser als erwartet	1
Negative Beeinflussungen	14
Gefühl der eingeschränkten Beweglichkeit im Rumpf (Rotation)	5
Gefühl der eingeschränkten Beweglichkeit in der Schulter in der Bewegung nach hinten	5
Gefühl der eingeschränkten Beweglichkeit im Rumpf (Flexion/Beugung)	3
Gefühl der forcierten Rücklage (Hyperextension) durch das Exoskelett	1

(5) Belastung durch das Exoskelett

Explizit gingen zwölf Aussagen auf ein zusätzliches Belastungsempfinden bei der Absenkbewegung des Arms (Extension) in der Arbeit mit dem Exoskelett ein (siehe Tab. 11). Einer Aussage zufolge war der Unterstützungsgrad zu gering, wodurch sich das Exoskelett insgesamt eher als Belastung denn als Entlastung angefühlt habe. Eine weitere Aussage beschränkte dieses Gefühl der zusätzlichen Belastung durch das Exoskelett auf den Arbeitsvorgang des „Schleifens“.

Tab. 11 Qualitative Aussagen zur Belastung durch das Exoskelett

5. Belastung durch das Exoskelett	14 Nennungen
Zusätzliches Belastungsempfinden bei der Absenkbewegung	12
Unterstützungsgrad zu gering, daher das Exoskelett eher als Belastung empfunden	1
Mit Exoskelett gefühlt belastender als in der Baseline-Bedingung (Schleifen)	1

(6) Verbesserungsvorschläge

Konkrete Verbesserungsvorschläge oder Änderungswünsche wurden gegenüber den anderen Aussagen nur geringfügig getätigt (siehe Tab. 12). Alle vier Nennungen in dieser Kategorie bezogen sich auf den Wunsch nach mehr Unterstützungsleistung bzw. Kraftoutput durch das Exoskelett. Konkret wünschten sich zwei Testpersonen mehr Kraft in beiden Arbeitsaufgaben. Zwei weitere Aussagen bezogen sich auf den Wunsch nach mehr Kraft in niedrigen Flexionswinkeln der Schulter.

Tab. 12 Qualitative Aussagen zu Verbesserungsvorschlägen

6. Verbesserungsvorschläge	4 Nennungen
In beiden Arbeitsaufgaben mehr Kraft wünschenswert	2
Mehr Kraft bei niedrigeren Flexionswinkeln wünschenswert	2

Zusammenfassung der Ergebnisse der qualitativen Befragung

Eine Vielzahl von Nennungen bestätigte die gefühlte Entlastung der Schultermuskulatur durch das Exoskelett vor allem für die Arbeitsaufgabe des „Nietens“. Für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“ sind insgesamt weniger Nennungen für dieses Entlastungsempfinden getätigt worden, wenngleich eine Reihe von Aussagen dieses Gefühl differenziert im Arbeitsprozess des „Schleifens“ verorten. Mehrere Testpersonen erwarteten trotz allem eine höhere Unterstützungsleistung. Intraindividuelle Vergleiche in welchem Arbeitsvorgang die Entlastung spürbarer wurde ergaben kein klares Bild, da sich diesbezüglich mehrere Aussagen inhaltlich gegenüber standen. Den positiven Bewertungen der Arbeit mit dem Exoskelett stand eine größere Anzahl von Aussagen gegenüber, die den Tragekomfort, insbesondere an den Schnittstellen zwischen Mensch und Exoskelett (Armschnittstelle, Gurtsystem) bemängelten. Neben diesen Kritikpunkten am Komfort bescheinigten zahlreiche Aussagen eine negative Bewegungsbeeinflussung sowohl auf die Fein- als auch auf die Grobmotorik. Darüber hinaus kritisierten eine Reihe von Testpersonen den Widerstand des Exoskeletts in der Absenkung des Arms.

7 Diskussion

Im Rahmen dieser Studie wurde ein von der Nachwuchsforschergruppe smartASSIST entwickeltes Exoskelett zur Unterstützung von Überkopf-Arbeiten bei gleichzeitiger manueller Lastenhandhabung getestet. Die übergeordneten Fragestellungen der Studie bezogen sich darauf, ob sich durch die Verwendung des Exoskeletts Veränderungen an der muskulären Aktivität des Nutzers einstellen, welche Veränderungen der Schulterkinematik dabei zutage treten und ob sich über die Nutzung Einflüsse auf die Haltungsverstärkung bzw. die posturale Stabilität zeigen.

Das zentrale Entwicklungsziel des Exoskeletts umfasste ein positiv verändertes Belastungsprofil des Schulter-Arm-Systems für Arbeitnehmer*innen an Arbeitsplätzen mit einer großen Menge an Tätigkeiten in und über Kopfhöhe. Hierzu simulierte die vorliegende Arbeit zwei Arbeitssituation unter Laborbedingungen. Die Untersuchung beinhaltete eine Analyse der Schulterkinematik, der muskulären Aktivität der Schultermuskulatur und der unteren Rückenstrecker sowie die Erfassung der Körperschwankungen während der Durchführung der Arbeitsplatzsimulationen. Ergänzend erfolgte eine Befragung zum subjektiven Belastungsempfinden und Tragekomfort.

Die folgende Diskussion adressiert zunächst die apparativ erhobenen kinematischen, elektromyografischen und posturografischen Variablen. Anschließend erfolgt die Interpretation und Diskussion der subjektiven Beanspruchungsempfindungen sowie der qualitativen Angaben zur Arbeit mit dem Exoskelett.

7.1 Diskussion der Zyklusdauer & Zyklusanzahl

Das Ziel der statistischen Überprüfung der Unterschiede der mittleren Zyklusdauer in den Bedingungen mit und ohne Exoskelett lag darin, die grundsätzliche Vergleichbarkeit der Bedingungen über eine Zeitnormalisierung zu bestätigen. Der statistische Vergleich der Zyklusdauer zeigte für beide Arbeitsaufgaben keine signifikanten Unterschiede zwischen den Bedingungen mit dem Exoskelett Lucy und der Baseline-Bedingung. Nichtsdestotrotz zeigte sich, dass im Mittel geringfügig längere Zyklen mit dem Exoskelett auftraten. Da sich das Exoskelett mit einem Kraftimpuls in den Arbeitsprozess einfügt, ist dieser Impuls durch die Probanden motorisch zu integrieren (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019). Die Eingewöhnungsphase mit dem Exoskelett vor Beginn der Messungen erwirkte noch keine vollständig abgeschlossene motorische Integration. Dennoch ergaben sich unter Berücksichtigung der Kovariaten keine statistisch signifikanten Verzögerungen im mittleren Arbeitstempo für beide Arbeitsaufgaben. Diese Beobachtung ist insofern bemerkenswert, als dass dies neben der motorisch relativ simplen Arbeitsaufgabe „Nieten“ auch für die komplexere Arbeitsaufgabe „Schleifen“ galt. Die Unterstützung des Exoskeletts war demnach gut in die Arbeitsbewegung integrierbar, so dass hieraus keine Veränderung des Arbeitstempos erwuchs. Die festgelegte Standposition in Verbindung mit der vorgegebenen Zielposition im Nietvorgang und den abzulaufenden Bahnen der Rahmenkonstruktion im Schleifvorgang ergaben vergleichbare Bewegungsamplituden zwischen den Bedingungen. Größere Abweichungen der Bewegungsamplituden zwischen den Bedingungen wurden somit nicht zugelassen. Hieraus ergibt sich, in Verbindung mit der an die Probanden gerichteten Bewegungsansage die Bewegungsgeschwindigkeit über den gesamten Arbeitsvorgang nicht zu verändern, die Möglichkeit des Rückschlusses von der mittleren Zyklusdauer auf das durchschnittliche Arbeitstempo. Die Beachtung eines gleichmäßigen und durch das Exoskelett möglichst unveränderten Arbeitstempos war auch in anderen Exoskelettstudien der maßgeblich genutzte Parameter um eine Vergleichbarkeit der

Baseline-Bedingung zur Bedingung mit Exoskelett sicherzustellen (Glitsch et al., 2019; Vries & Looze, 2019). Für die vorliegende Studie kann zudem aufgrund der Randomisierung der Testbedingungen von unterstützter und nicht unterstützter Bedingung ein genereller Sequenzeffekt ausgeschlossen werden.

Die Studie zum Exoskelett „Lucy“ veranschlagte für den Arbeitsvorgang „Nieten“ insgesamt 15 kontinuierliche Arbeitszyklen. Mit einer mittleren Zyklusdauer von 3,48 Sekunden (Baseline) war die hier beobachtete mittlere Dauer des Arbeitsvorganges 52,2 Sekunden. Damit lag die Dauer des Arbeitsvorganges am oberen Limit der zeitlichen Abbildung ununterbrochener realer Arbeitsprozesse, spiegelt diese jedoch noch nachvollziehbar wider (Ferguson et al., 2013). Mit der Anzahl an gemessenen, aufeinanderfolgenden Zyklen inkludierte die hier vorliegende Studie mit ihren 15 (Nieten) bzw. 10 (Schleifen) Zyklen (von denen 13 respektive 8 Zyklen ausgewertet wurden) vergleichbare Arbeitsumfänge wie in anderen Studien z.B. in der Luftfahrtindustrie und an industriellen Arbeitsplätzen (Kim et al., 2018a, 2018; Sood et al., 2017). Für den beidarmig ausgeführten Arbeitsvorgang des „Schleifens“ sind keine vergleichbaren Referenzdaten in der Literatur vorhanden, zumal der Vorgang nicht als reine Überkopftätigkeit zu interpretieren ist. Einerseits musste der Schleifer auf beiden Seiten bis auf ca. Hüfthöhe wieder heruntergeführt werden, auf der anderen Seite blieb die zweite Hand fortwährend unterhalb der Schulterebene. Mit einer mittleren Zyklusdauer von 11,07 Sekunden (Baseline) betrug die Arbeitsvorgangsdauer für das Schleifen im Mittel etwa 1,8 Minuten. Aus eigenen Beobachtungen bei Feldtests lässt sich schließen, dass dies ebenfalls einen realistischen Zeitrahmen für einen ununterbrochenen Arbeitsvorgang im Trockenbauschleifen darstellt.

Grundsätzlich variierte die mittlere Zyklusdauer zwischen den Probanden stärker als zwischen den Bedingungen selbst. Die zeitliche Synchronisation der Zyklusdauer über eine äußere Randbedingung (Taktvorgabe mittels Audiosignalen oder ähnlichem) hätte diese Variation minimiert und ist auch vor dem Hintergrund der herangezogenen statistischen Prüfverfahren zu bevorzugen (Pataky, 2010). Pilot-Messungen vor Beginn der Studie zeigten jedoch, dass es mit der Inklusion von (Ton-) Signalen als Rückmeldung über die Arbeitsgeschwindigkeit an die Probanden, zu unerwünschten Nebeneffekten kam. Durch die Orientierung am vorgegebenen Arbeitstempo kam es in der Arbeitsaufgabe Schleifen zu unregelmäßigen Bewegungstempi mit hohen positiven wie negativen Beschleunigungsphasen in den einzelnen Abschnitten (hoch, runter, seitwärts). Somit wurde auf eine Taktvorgabe zugunsten eines harmonischeren Bewegungsablaufs verzichtet, da insbesondere die elektromyografischen Daten von untypischen Beschleunigungen beeinflusst werden.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die für die Studie gewählte Anzahl der Zyklen inklusive der Zyklusdauer nicht nur einen Vergleich mit anderen Studien erlaubt, sondern auch einem realen, ununterbrochenen Arbeitsvorgang mit Exoskelett in der Praxis entspricht.

7.2 Diskussion der Ergebnisse der kinematischen Analyse

Forschungsleitend für die kinematische Analyse war die Frage, ob sich über den Einsatz des Exoskeletts Veränderungen in den Bewegungsabläufen in den Arbeitsaufgaben ergeben würden. Zur Beantwortung dieser Frage dienten Vergleiche der mittels einer 3D-Kinemetrie erhobenen Schultererelevation sowie die Winkelverläufe der Schulterflexion als auch der Schulterabduktion.

7.2.1 Diskussion der Ergebnisse zur Schultererelevation

Die Erfassung der maximalen Schultererelevationen über die maximale Z-Position der Akromionmarker der dominanten Schulter in den beiden untersuchten Arbeitsaufgaben sollte eine potentielle Anhebung der Schulter über den Unterstützungsmechanismus des Exoskeletts aufdecken. Prinzipiell gehen eine Reihe von Teilbewegungen in die (Raum-) Höhe des Akromions ein (Kniestreckung, Oberkörpervorlage etc.). Aufgrund der Hinzuziehung der maximalen Höhe sind allerdings nur Zeitpunkte erfasst worden, in denen eine vollständige Streckung des Körpers zu verzeichnen war (durchgedrückte Knie und komplette Aufrichtung). Variationen der maximalen Höhe des Akromions konnten somit hauptsächlich auf eine Schultererelevation zurückgeführt werden. Die Ergebnisse zeigten, dass es für die Arbeitsaufgabe „Nieten“ in der unterstützten Bedingung im Mittel zu keiner signifikanten Vergrößerung der Elevation kam. Entgegen einer vermuteten Erhöhung der maximalen Schultererelevation reduzierte sich diese in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ im Mittel um 3 mm von 1559 ± 65 mm auf 1556 ± 64 mm. Die beobachtete Veränderung bewegte sich damit jedoch im Bereich des Messfehlers von 2 mm und bleibt somit ohne Bedeutung.

Für die meisten Exoskelette zur Schulterunterstützung kann aufgrund ihrer unterhalb des Oberarms nach oben ausgerichteten Aktuatorik nicht ausgeschlossen werden, dass eine auf den Oberarm aufgebrachte Kraft in Richtung Schulter, die nicht mit der Bewegungsrichtung des Armes korrespondiert, eine Translation des Humeruskopfes in Richtung des Schulterdaches bewirkt (Theurel & Desbrosses, 2019). Beim Exoskelett Lucy kann im Prinzip ein solcher Effekt zu den Zeitpunkten entstehen, in denen die Drehzentren von Schulter und Exoskelett nicht mehr optimal übereinstimmen. Der Drehimpuls des aktuierten Armes des Exoskeletts kann dabei einen Winkel einnehmen, der den Oberarm anhebt. Die hierdurch verursachte Verschiebung des Oberarms in Richtung des Humeruskopfs kann in der Folge zur Elevation des gesamten Schultergürtels führen. Eine solche Erhöhung der Schultererelevation hätte folglich über eine Erhöhung der Z-Koordinate des Akromion-Markers beobachtet werden müssen. Mittels der Verfolgung des Akromion-Markers konnte eine Bewegung des Schulterdaches als oberster Punkt der Schulter demnach als Indikator für diesen Ursache-Wirkungs-Zusammenhang in den beobachteten Arbeitsprozessen herangezogen werden.

In der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ hingegen zeigte sich eine signifikante Reduktion der maximalen Schultererelevation in der Bedingung mit Exoskelett um knapp 25 mm von 1581 ± 61 mm auf 1567 ± 60 mm. Unter Einbeziehung der Kontrollvariablen (Größe, Kraft etc.) ließ sich dieser Befund hingegen nicht bestätigen, so dass davon auszugehen ist, dass die als Kontrollvariablen hinzugezogenen Faktoren einen Einfluss auf diesen Effekt nahmen. Diese These wird unterstützt durch Studienbefunde, die den Einfluss der anthropometrischen Voraussetzungen im Verbund auf die individuelle Beanspruchung am Arbeitsplatz nachwiesen (Balogh et al., 2019). Zare, Sagot und Roquelaure (2018) zeigten beispielsweise auf, dass die inter-individuelle Variabilität anthropometrischer Voraussetzungen in heterogenen Arbeitsgruppen zu großen Differenzen in der Bewertung individueller Arbeitsbeanspruchungen führen kann.

Der Einsatz des Exoskeletts führte weder in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ noch in der Aufgabe „Schleifen“ zu einer erhöhten Schultererelevation. Es ist daraus abzuleiten, dass das Exoskelett den Oberarm in der Schulterflexion wie intendiert nur mit einer aufwärts gerichteten Trajektorie unterstützt. Daraus ist ebenfalls zu schlussfolgern, dass über die Aktuatorik und den hierdurch ausgeübten Kraftvektor das Eigengewicht der Arme (inkludiert ist hier das Werkzeuggewicht) für die Probanden soweit reduziert werden konnte, dass die Schulter während der Armelevation nicht aktiv angehoben werden musste, wie dies im Falle von Muskelermüdungen zu erwarten wäre (Ebaugh et al, 2006).

In dieser Studie wurde erstmals der Versuch unternommen, die Problematik einer potentiellen Translation des Humeruskopfes durch den Einsatz eines industriellen Exoskeletts, mit seinen negativen Konsequenzen auf die Entwicklung eines Impingement Syndroms, systematisch zu untersuchen. Wie gezeigt wurde, stellt die Überprüfung der Schultererelevation hierfür eine praktikable Methode dar. Jedoch muss darauf hingewiesen werden, dass eine mögliche Translation des Humeruskopfes durch das Exoskelett selbstverständlich auch in andere Bewegungsrichtungen erfolgen kann als nur in Richtung des Schulterdaches. So sind potentielle Translationen nach dorsal oder ventral ebenfalls möglich und müssen als Stressoren auf die Schulter gedeutet werden, da sie als unerwünschte Scherkräfte deren Stabilität ebenfalls beeinträchtigen können (Linaker & Walker-Bone, 2015). Gleichwohl ergeben diese Translationen nicht die gleichen Komplikationen hinsichtlich der Ausbildung eines Impingement Syndroms. Es ist daher in zukünftigen Studien zu überprüfen, wie sich die (Kraft-) Impulse von vergleichbar aktuierten Exoskeletten entlang des Oberarms auswirken. Eine Möglichkeit hierzu besteht beispielsweise im Einsatz von dreidimensional auflösenden Drucksensoren in den Armschalen. Über die Druckverteilung im Bewegungsverlauf liefern diese einen Hinweis auf Kraftvektoren, die in Schulterrichtung zielen und damit die Schulter zusätzlichen Scherkräften aussetzen. Über die Hinzuziehung von Simulationsmodellen bietet sich die Möglichkeit potentielle Scherkräfte in den Gelenken detaillierter zu untersuchen (Du et al., 2016; Miehling et al., 2018). Was in den Simulationsmodellen bislang jedoch nur unzureichend abgebildet wird, sind die Einflüsse des weichteiligen Gewebes und möglicher Relativbewegungen zwischen Exoskelett und Mensch (Tröster, Schneider, Bauernhansl, Rasmussen & Andersen, 2018). Deshalb sind Simulationsmodelle in vielen Fällen auf die Ergebnisse der apparativen Messverfahren angewiesen um die Mensch-Technik-Interaktionen in einem Detailgrad zu simulieren, der realen Kontexten und Vorkommnissen gerecht wird (Blanco et al., 2019). Eine weitergehende Form der Untersuchung, um solche potentiellen Risiken unter Einsatz eines Exoskeletts vollkommen auszuschließen, schlagen Theurel und Desbrosses (2019) vor. Sie plädieren dafür, den subakromialen Raum in der Bewegung mit Exoskelett zukünftig per Ultraschall zu beobachten. Die Implementierung einer solchen Technologie wiederum stellt die meisten biomechanischen und arbeitswissenschaftlichen Institute vor neue Herausforderungen.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass auf Basis des in dieser Studie verwendeten Messverfahrens unter Einbeziehung der Kovariaten Alter, Größe, Körpermasse und Handgriffkraft in beiden Arbeitsaufgaben mit Exoskelett keine signifikanten Unterschiede in der Schultererelevation zu verzeichnen waren. Folglich ergaben sich anhand der Messergebnisse keine Hinweise darauf, dass sich mit dem Exoskelett gesundheitlich bedenkliche Translationen des Humeruskopfes einstellen. Aus diesem Grund wurden die Hypothese 1b (Die maximale Schultererelevation mit und ohne Verwendung des Exoskeletts unterscheidet sich für die Arbeitsaufgabe „Nieten“) als auch die Hypothese 5b (Die maximale Schultererelevation mit und ohne Verwendung des Exoskeletts unterscheidet sich für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“) abgelehnt.

7.2.2 Diskussion der Ergebnisse der Gelenkwinkel

Die additive Unterstützungsleistung, die durch das Exoskelett in Form einer Drehmomentunterstützung in den Gesamtprozess induziert wird, muss auf die eine oder andere Weise durch den Nutzer in den Bewegungsablauf koordinativ integriert werden (Kim & Nussbaum, 2019). Dies erfordert ein Mindestmaß an Eingewöhnungszeit (Schmalz et al, 2019). Die in der vorliegenden Untersuchung über das Exoskelett im Mittel vergleichbare Zykluszeit offenbarte, dass die gewährte Eingewöhnungszeit zumindest die Bewegungsgeschwindigkeit nicht nachhaltig beeinflusste. Obwohl die Bewegungsgeschwindigkeit nicht direkt erfasst wurde, ist diese Schlussfolgerung aufgrund der

vorgegebenen Bewegungsradien legitim. Auf dieser Basis war es statthaft, potentielle Beeinflussungen auf die Bewegungsabläufe in Form einer Überprüfung der Gelenkwinkel heranzuziehen.

In der Interpretation der Einflüsse des Exoskeletts auf die Kinematik gilt es zu beachten, dass sich diese auf zwei verschiedenen Ebenen realisieren können. Einerseits sind Einflüsse der oben genannten Drehmomentunterstützung auf die Bewegungskoordination zu bewerten. Konkret leitete sich für diese Untersuchung daraus die Frage ab, inwieweit sich das zusätzliche Drehmoment auf die beobachtbare Kinematik der Schulter auswirkte. Davon abzugrenzen waren die Phasen einer veränderten Kinematik, die sich aus einer Einschränkung der Bewegungsfreiheit der Nutzer aufgrund technischer Hemmnisse über die Rückenstruktur oder die systemeigene Gelenkkinematik ergaben. Die signifikant veränderten Phasen der Gelenkwinkelverläufe müssen folglich auf Basis dieser Distinktion jeweils unterschiedlich interpretiert und bewertet werden. Als zentrales Unterscheidungskriterium kann hierfür der Flexionswinkel herangezogen werden. Das Exoskelett Lucy lieferte erst ab einem spezifischen Flexionswinkel seine Unterstützungsleistung ($> 30^\circ$ in der Arbeitsaufgabe „Nieten“; $> 5^\circ$ in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“). Demnach waren alle Veränderungen der Bewegungsabläufe, die mit Flexionswinkeln unterhalb dieser beiden Schwellenwerte stattfanden, auf Bewegungseinschränkungen durch das Exoskelett oder aber auf Einflüsse durch die Massen der Gelenkarme zurückzuführen. Inwieweit sich Antizipationen auf eine erwartete Unterstützung außerhalb des aktuierten Bereiches auf die Kinematik auswirkten, lässt sich nicht abschließend beurteilen. Gleichzeitig ist nicht auszuschließen, dass die genannten Faktoren auch in den unterstützten Phasen die Gelenkwinkel beeinflussten.

Phasen signifikanter Veränderungen der Gelenkwinkel ergaben sich in beiden untersuchten Arbeitsaufgaben. Ein vergrößerter Flexionswinkel trat beispielsweise in der mittleren Zyklusphase (22 – 66 %) der Nietaufgabe zutage. Die inhärente Flexibilität der Deckenkonstruktion, welche in gewissen Grenzen dem aufgebrachten Druck nachgeben konnte, erlaubte auch im Moment des Nietvorgangs (oberer Totpunkt (t_2)) einen höheren maximalen Flexionswinkel gegenüber der Baseline. Ebenso wurde in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ für den Großteil des Bewegungszyklus (15 – 84 %, Phasen 2 – 5) für die dominante Schulter ein größerer Flexionswinkel gemessen. Aufgrund der Position der vergrößerten Flexionswinkel innerhalb des aktuierten Bereichs lässt sich diese Veränderung auf eine Einflussnahme durch das zusätzliche Drehmoment zurückführen. Unterstützt wird diese These durch die zeitliche Nähe zwischen Beginn und Ende der signifikanten Erhöhung des Flexionswinkels und des Einsatzes der Unterstützung, respektive deren Ende, in beiden Arbeitsaufgaben. In einer der wenigen Studien die sich dieser speziellen Thematik annahm, konnten Theurel et al. (2018) in ihrer Untersuchung zum Exoskelett „EXHAUSS Stronger[®]“, eine signifikante Erhöhung des durchschnittlichen Flexionswinkels beim Anheben einer Box vor dem Körper beobachten. Bei einer Interpretation des Nietvorgang als auch das Führen des Langhalschleifers mit der dominanten Schulter in der vorliegenden Untersuchung als eine Form des einhändigen Anhebens eines Lastgewichts (Bohrer/Schleifer), kann von einem vergleichbaren Ergebnis der systematischen Erhöhung des Flexionswinkels durch ein Exoskelett bei Hebevorgängen gesprochen werden. Die Autoren machen jedoch keine differenzierten Angabe über die Veränderungen des Gelenkwinkels im Bewegungsablauf. Ihrer Publikation ist daher nicht zu entnehmen in welchen Bewegungsphasen sich eine Beeinflussung auf den Flexionswinkel ergab. In der Literatur zu den Interaktionseffekten mit industriellen Exoskeletten für die Arbeit in und über Kopfhöhe spielten Untersuchungen hinsichtlich des Einflusses auf die Bewegungsabläufe insgesamt bislang eine untergeordnete Rolle (Vries & Looze, 2019). Dementsprechend sind der Fachliteratur nur wenig Vergleichsdaten zu dem in dieser Arbeit betrachteten Einfluss auf die Gelenkwinkel zu entnehmen. Kelson et al. (2019) nutzten beispielsweise in ihrer Untersuchung zu den Exoskeletten „Levitate Airframe[™]“ und „EksoVest[™]“ Daten aus einer 3D-Kinemetrie. Bei ihnen dienten diese Daten aber lediglich der Eventdetektion der Arbeitszyklen.

Verlaufswerte der Gelenkwinkel in den Arbeitszyklen oder gemittelte Gelenkwinkel wurden nicht berichtet. Von Kim et al. (2018b) stammt die einzige Untersuchung zur maximalen Range of Motion (ROM) bei einem industriellen Exoskelett (EksoVest™). Sie fanden heraus, dass das „EksoVest™“ zu mittleren Einbußen des Range of Motion von ca. 2,6 % in der Flexion und etwa 10 % in der Abduktion führt. Inwieweit sich diese Beschränkungen der maximalen, endgradigen Bewegungen aber in Einbußen der Bewegungsfreiheit in Arbeitsprozessen widerspiegeln blieb von den Autoren unbeantwortet. Die Messungen der Bewegungseinschränkungen erfolgten bei Kim et al. (2018b) außerhalb der eigentlichen Arbeitsaufgaben. Eine Überprüfung von hierdurch potentiell hervorgerufenen Veränderungen in den kinematischen Verläufen in weiteren Arbeitsaufgaben blieb somit aus. Damit ergeben sich aus der aktuellen Studienlage zu den Oberkörperexoskeletten nur wenig Vergleichsdaten hinsichtlich der Einflüsse auf die Gelenkwinkelverläufe in den Arbeitsaufgaben, ungeachtet dessen, ob sie durch die Aktuatorik oder durch mechanische Einschränkungen des Range of Motion (ROM) zustande kamen.

Unter Verwendung des Exoskeletts „Lucy“ wurden neben Phasen eines erhöhten Flexionswinkels ebenfalls Abschnitte eines signifikant erhöhten Abduktionswinkels in beiden Arbeitsaufgaben ermittelt. Die signifikante Erhöhung der Abduktion der dominanten Schulter in der Aufwärtsbewegung (23 - 34 %, Phase 1) in der Arbeitsaufgabe „Nieten“, als auch in der Auf- und Abwärtsbewegung der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ (0 - 20 %, Phase 1 & 2 sowie 79 – 100 %, Phase 5 & 6) kann analog zum erhöhten Flexionswinkel auf die Drehmomentunterstützung durch das Exoskelett zurückgeführt werden. Erzielt wurde dieser Effekt voraussichtlich über eine Innenrotation des Oberarmes in der Armschale des Exoskeletts. Hierbei wirkt sich die Aktuatorik, die bei aufrecht stehendem Nutzer entgegen der Erdanziehung wirkt, ebenfalls auf die Abduktion aus. Alabdulkarim und Nussbaum (2019) beobachteten in ihrer Studie ebenfalls erhöhte Abduktionswinkel bei Bohrversuchen über Kopf in der Phase des Absenkens des Bohrers mit dem Exoskelett „SuitX™“. Dieses Ergebnis basierte jedoch auf Beobachtungsdaten und wurde nicht messtechnisch erhoben, weshalb ein Vergleich zwischen den Untersuchungen nur qualitativ geführt werden kann. Die Autoren vermuten, dass dieser Effekt vor allem darauf zurückzuführen war, dass ihre Probanden den Widerstand des Systems in der Abwärtsbewegung durch eine verstärkte Abduktion zu umgehen bzw. zu reduzieren suchten. Dies wiederum ließe auf eine Beeinflussung durch die Aktuatorik schließen. Eine signifikante Erhöhung des Abduktionswinkels trat mit dem Exoskelett Lucy hingegen in der Phase der Aufwärtsbewegung auf. Der gemittelte Abduktionswinkel lag auch zu Beginn der Abwärtsbewegung mit Lucy höher, war jedoch nicht signifikant. Es bleibt aber festzuhalten, dass sowohl in der Studie von Alabdulkarim und Nussbaum (2019) als auch in der vorliegenden Studie die Unterstützungsleistung der Armaktuatorik eine Vergrößerung des Abduktionswinkels bewirkte. Beim „SuitX™“ ist der konstruktive Aufbau der Armaktuatorik vergleichbar mit der des Exoskeletts Lucy, wenngleich das „SuitX™“ eine Feder zur Unterstützung nutzt. Das Exoskelett „EXHAUSS Stronger®“ aus der Studie von Theurel et al. (2018) nutzt ebenfalls eine Federmechanik, greift aber entgegen des erstgenannten Exoskeletts direkt an der Hand der Nutzer an. Allen drei Exoskeletten ist zu eigen, dass sie die Unterstützung der Schulter über eine aufwärts gerichtete Kraft unterhalb der Arme einleiten. Obwohl die Forschungslage hierzu auch mit den Erkenntnissen aus der Studie zu „Lucy“ noch relativ dünn ist, unterstützen die bisherigen Ergebnisse, dass über diese Form der Kraftapplizierung auf den Nutzer eine Erhöhung des Flexions- als auch des Abduktionswinkels zu erwarten ist. Kim und Nussbaum (2019) vermuten, dass der Grund hierfür in der Erleichterung des Erreichens von spezifischen Flexions- und Abduktionswinkeln liegt. Laut der Autoren treffen die Nutzer der Exoskelette damit nicht das notwendige Maß an muskulärer Aktivität. Ob sich diese These bewahrheitet und sich daher, wie die Autoren annehmen, über längere Eingewöhnungszeiten diese Abweichungen minimieren lassen, können nur weitere Untersuchungen von Trainings- und Gewöhnungseffekten beantworten. Eine solchermaßen unzureichende Integration des Exoskeletts in den koordinativen Ablauf müsste aber zwangsläufig einen negativen Einfluss auf die

Bewegungspräzision nehmen. Die Bewegungspräzision blieb in der vorliegenden Untersuchung unberücksichtigt. Kelson et al. (2019) wiesen in ihrer Studie zweier passiver Exoskelette zur Schulterunterstützung mit derselben Form der Krafteinleitung („Leviate™“ & „EksoVest™“) nach, dass sich in vertikaler Bewegungsrichtung die Bewegungspräzision mit beiden Exoskeletten reduzierte. Bei Arbeitsaufgaben mit einer geringeren Dynamik kann sich diese Beeinflussung allerdings weniger stark auswirken. So haben Liu et al. (2018) Präzisionsuntersuchungen bei Chirurgen mit dem passiven Exoskelett „Levitate™“ vorgenommen und stellten für statische Haltearbeiten oder Bewegungen mit eingeschränktem Bewegungsumfang und -geschwindigkeit keine Einschränkungen in der Präzision fest. Aufgrund der gegenüber dem „Levitate™“ vergleichbaren Aktuierungsrichtung des Exoskeletts „Lucy“, sollte dessen Präzisionsgüte in einem vergleichbaren Rahmen liegen. Für spätere Untersuchungen zu den Einflüssen von Exoskeletten ergibt sich daraus, dass neben der Überprüfung der Schulterkinematik eine Kontrolle der Arbeitspräzision mit unterschiedlichen Bewegungsgeschwindigkeiten erfolgen sollte. Hierüber ließen sich dann unter anderem Rückschlüsse darauf ziehen, in welchen Bewegungsphasen eine Unterstützung über eine Minimierung der Bewegungspräzision erkauft wird.

Außerhalb des aktuierten Bereichs, in denen die Unterstützungsleistung des Exoskeletts „Lucy“ eine Veränderung der Kinematik verantwortete, waren weitere signifikante Veränderungen der Gelenkwinkel zu beobachten, deren Ursprung nicht in der Beeinflussung durch die Aktuatorik lag. Eine Verringerung des Flexionswinkels in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ zum Zeitpunkt des Nietenaufsetzens (0 – 5 %; 89 – 100 %) wird mit dem Eigengewicht des Gelenkarmes des Exoskeletts begründet, welches den Arm in der nicht aktuierten Phase des Nietenaufstecken nach unten zog.

Der in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ beobachtete signifikant verringerte negative Abduktionswinkel der dominanten Schulter mit Exoskelett trat in den Phasen 3 und 4 (39 – 61 %) rund um die Bewegungsumkehr (t4) des Bewegungszyklus auf. Erzielt wurde dieser über eine Adduktion der Arme vor dem Körper. Hierdurch konnte die im aufrechten Stand bei niedrigen Flexionswinkeln vorliegende Hemmung des Exoskeletts für eine Abduktion unterhalb von 5° durch die Nutzer umgangen werden. Der Grund für die Hemmung lag in der Gelenkstruktur des Exoskeletts, in der kein expliziter Freiheitsgrad für die Schulterabduktion verbaut wurde. Eine Abduktion konnte nur über eine Außenrotation des Oberarmes, gefolgt von einer Flexion erfolgen. Der singuläre Freiheitsgrad in der aktuierten zweiten Drehachse des Schultergelenks des Exoskeletts konnte ansonsten nicht freigegeben werden. Diese Hemmung resultierte bei niedrigem Flexionswinkel gleichzeitig in einem signifikant erhöhten Abduktionswinkel mit dem Exoskelett in der Aufwärts- (0 - 20 %) sowie der Abwärtsbewegung (79 - 100 %).

Beobachtet wurden zwei Phasen (28 – 34 %; 58 – 76 %) mit signifikant niedrigerem Flexionswinkel für die nicht-dominante Schulter. Der Flexionswinkel der nicht-dominanten Schulter blieb im Schleifvorgang über den gesamten Bewegungszyklus unterhalb von 0°. Eine Kraftunterstützung durch das Exoskelett fiel daher für diese Schulter zu keinem Zeitpunkt an. Während die dominante Schulter bzw. der dominante Arm in der Arbeitsaufgabe des Schleifens das Werkzeug entlang der Rahmenkonstruktion führte, war der nicht-dominante Arm hauptsächlich für die Lastübernahme am unteren Ende des Langhalsschleifers verantwortlich. Ursächlich für die Verringerung des Flexionswinkels war mit großer Wahrscheinlichkeit die von den Probanden berichtete Einschränkung in der Oberkörperrotation mit dem Exoskelett. Über eine stärkere Extension der Schulter (Arm wird weiter nach hinten geführt) konnte diese Einschränkung durch die Probanden kompensiert werden. Zeitgleich ermöglichte diese Zunahme der Extension auf der gegenüberliegenden dominanten Schulter die beobachtete Vergrößerung des negativen Abduktionswinkels. Aufgrund der Verbindung über das Gestänge des Langhalsschleifers sind beide Schultern innerhalb einer geschlossenen kinematischen Kette miteinander verknüpft und es kommt zu einer gegenseitigen Bewegungsbeeinflussung.

Im Ergebnis ist klar festzuhalten, dass das Exoskelett Lucy für den Arbeitsvorgang des Schleifens die Bewegungsfreiheit einschränkte. Damit stellen sich die Veränderungen der Gelenkwinkel, die aufgrund der Einschränkungen der Schulterkinematik des Exoskeletts ausgelöst wurden, für diese und vergleichbare Aufgaben als Schwachstelle der Schulterkinematik dar. Dies erfordert eine Verbesserung auf konstruktiver Ebene (Anpassung der Schulterkinematik mit mehr Freiheitsgraden und verbesserten Bewegungsausmaßen innerhalb der verfügbaren Freiheitsgrade). Die hier untersuchte beidhändige Arbeitsaufgabe „Schleifen“ ist mit ihrer asymmetrischen Bewegungsabfolge ein so noch nicht analysierter Arbeitsvorgang in den Studien zu industriellen Exoskeletten für die Schulterunterstützung. Der Literatur zu den vergleichbaren Exoskeletten sind bislang keine Untersuchungen zu entnehmen, die sich explizit mit der Frage der Bewegungsfreiheit in den Arbeitsvorgängen beschäftigten, geschweige denn für Bewegungen in Extension. Wie sich Bewegungseinschränkungen anderer Exoskelette in einer vergleichbaren Arbeitsaufgabe darstellen, wäre dementsprechend in neuen Studien zu untersuchen.

Hinsichtlich der gesundheitlichen Risiken, die sich aus den Winkelveränderungen in den Arbeitsvorgängen ergaben, sind die Ergebnisse differenziert zu bewerten. Zum einen konnte ein signifikant niedrigerer Flexionswinkel für den Prozess des Nietenaufsteckens nachgewiesen werden. Der ebenfalls im Mittel niedrigere Abduktionswinkel fiel hingegen nicht signifikant aus. Grundsätzlich sind niedrigere Flexions- und Abduktionswinkel aus einer ergonomischen Perspektive positiv zu bewerten (van der Molen et al., 2017). Allerdings bewegte sich die gemessene Reduktion des Flexionswinkels im Nietenaufstecken deutlich unterhalb von 20° und somit in einem Bereich, der als gesundheitlich unkritisch betrachtet wird (BAuA, 2019b). Ebenso liegt die Ursache für die Reduktion des Flexionswinkels beim Nietenaufstecken eher im Eigengewicht der Gelenkarme denn an der Unterstützungsleistung. Von einer relevanten Belastungsreduktion über die Verringerung des Gelenkwinkels kann also nicht gesprochen werden. Im Sinne einer Prävention muskelskelettaler Belastungen ist dieser Effekt demnach vernachlässigbar. Im Schleifvorgang wurden auf der nicht-dominanten Seite ebenfalls Phasen eines signifikant reduzierten Flexionswinkels beobachtet. Alle Veränderungen der nicht-dominanten Seite im Schleifvorgang sind aber, wie zuvor schon ausgeführt, auf konstruktive Einschränkungen der Schulterkinematik zurück zu führen und nicht auf die Unterstützung durch das Exoskelett. Insofern ist der hier beobachtete niedrigere Flexionswinkel als Ausdruck einer Zwangshaltung zu interpretieren und muss daher als gesundheitlich kritisch bewertet werden.

Als prekär erweisen sich ebenfalls die signifikanten Erhöhungen der Flexion und Abduktion im Niet- und Schleifprozess in den Abschnitten mit Unterstützungsleistung. Die Erhöhung des Flexions- und des Abduktionswinkels durch das Exoskelett sind aus einer ergonomischen Perspektive problematisch. Gemäß der DIN 1005-4 (2009) sind Schulterflexionswinkel von über 60° bereits ein eigenständiger Gefährdungsfaktor und dauerhafte Gelenkpositionen über 90°, wie sie in den Maximalflexionen beider Arbeitsaufgaben gemessen wurden, werden von Svendsen et al. (2004) als besonders gesundheitsschädlich betrachtet. Mit der durchschnittlichen Erhöhung um ca. 10° während der Aufwärtsbewegung muss die Bedingung mit Exoskelett aus einer rein kinematischen Betrachtung heraus gegenüber der Baseline-Bedingung als gesundheitlich unverträglicher bewertet werden. Der in der Baseline beobachtete mittlere Abduktionswinkel von ca. 30° im Nietvorgang sowie der maximalen Abduktionswinkel von knapp 40° in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ stellen für eine dauerhafte Arbeitstätigkeit bereits ein eigenständiges Risiko für arbeitsplatzinduzierte Schulterbeschwerden dar (Kilbom & Persson, 1987). Obwohl die hier beobachtete Erhöhung des Abduktionswinkels von maximal 7 - 8° gering erscheint, ist eine zusätzlich induzierte Abduktion kein wünschenswerter Dauerzustand. Alizadehkhayat et al. (2018) betonen allerdings, dass der Grad der muskulären Aktivierung, respektive der muskulären Erschöpfung in der gesundheitlichen Bewertung des Schulterwinkels eine

übergeordnete Rolle einnimmt. Die bei Kilbom und Persson (1987) oder Sommer et al. (2015) erwähnten gesundheitsbeeinträchtigenden Flexions- und Abduktionswinkel wurden einzig über eigene, teils dauerhafte Muskelinnervation hervorgerufen. Es ist zu vermuten, dass in Verbindung mit einer über das Exoskelett von außen zusätzlich erzeugten Kraftkomponente, welche das Maß an notwendiger Muskelinnervation reduziert, die ergonomische Bewertung der Winkel weniger kritisch zu beurteilen ist. Für eine abschließende Bewertung möglicher gesundheitlicher Risiken durch die beobachteten Winkelvergrößerungen müssen die Schulterwinkel also zusammen mit den Ergebnissen aus der elektromyografischen Analyse betrachtet werden. Anders verhält es sich für die Phasen, in denen die Einschränkung der Freiheitsgrade die beobachteten signifikanten Abweichungen der Gelenkwinkel verursachte. Dies gilt insbesondere für die nicht-dominante Schulter in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. Die Zwangshaltung der Schulter verursachte u.a. signifikante Abweichungen des Abduktionswinkels im gesamten Bewegungszyklus. Ein mechanischer Einfluss über unzureichende Freiheitsgrade des Exoskeletts kann auch nach längerer Eingewöhnungszeit nicht überwunden werden und stellt für sich genommen ein ergonomisches Problem dar (Kim et al., 2018b). Die vorliegende Ausbaustufe der Gelenkinematik des Exoskeletts Lucy liefert damit ungeachtet potentieller muskulärer Entlastungen einen für diese Arbeitsaufgabe ungenügenden Reifegrad.

Zusammenfassend belegen die Resultate der kinematischen Untersuchung, dass sich über den Einsatz des Exoskeletts signifikante Veränderungen der Winkelverläufe in beiden Arbeitsaufgaben ergaben. Die Forschungshypothese 1a (Die Winkel-Zeitverläufe der Oberarmabduktion sowie der Oberarmflexion mit und ohne Verwendung des Exoskeletts unterscheiden sich für die Arbeitsaufgabe „Nieten“) sowie die Hypothese 5a (Die Winkel-Zeitverläufe der Oberarmabduktion sowie der Oberarmflexion mit und ohne Verwendung des Exoskeletts unterscheiden sich für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“) konnten somit bestätigt werden. Aus diesen Ergebnissen leiten sich zwei zentrale Erkenntnisse ab. Erstens: Obwohl in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ mit Veränderungen der Gelenkwinkel zu rechnen ist, lassen die Ausprägungen dieser Veränderungen keine direkten gesundheitlichen Risiken erkennen. Aus diesem Grund ergibt sich aus den kinematischen Daten kein Hinderungsgrund für den Einsatz des Exoskeletts in dieser Arbeitsaufgabe. Ob sich aus den Veränderungen der Gelenkwinkelverläufe eine Beeinträchtigung in der Bewegungspräzision ergibt, ist ein nachgeordnetes Problem und wäre zu einem späteren Zeitpunkt zu überprüfen. Zweitens: Die Bewegungseinschränkungen in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ sind vor allem in den niedrigen Flexionswinkeln so umfassend, dass von einer Nutzung des Exoskeletts Lucy in dieser Arbeitsaufgabe abzusehen ist, da aufgrund der entstandenen Zwangshaltungen gesundheitliche Risiken nicht ausgeschlossen werden können.

7.3 Diskussion der Ergebnisse der elektromyografischen Analyse

Ziel der elektromyografischen Analyse war die Identifikation möglicher Veränderungen der muskulären Aktivität durch das Exoskelett Lucy. Auf Basis der Literaturanalyse war zu erwarten, dass sich für den M. deltoideus anterior sowie den M. trapezius pars descendens im Amplitudenverlauf signifikante Reduktionen zeigen. Von besonderem Interesse war in der vorliegenden Untersuchung, erstmals die zeitliche Verortung möglicher signifikanter Veränderungen in den EMG-Signalamplituden über den Bewegungsverlauf innerhalb der Zyklen zu analysieren, um Rückschlüsse auf die maßgeblich beeinflussten Gelenkwinkelpositionen zu ziehen.

7.3.1 Diskussion der muskulären Aktivität der Schultermuskulatur

Als ein zentrales Ergebnis der elektromyografischen Analyse kann festgehalten werden, dass sich über die Verwendung des Exoskeletts in beiden Arbeitsaufgaben Phasen signifikanter Reduktionen im M. deltoideus anterior der jeweils dominanten Schulter zeigten. Insbesondere in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ präsentierte sich diese Reduktion über den gesamten aktuierten (19 – 77 %) Bewegungsverlauf, beginnend und endend mit einem Flexionsgrad um die 30°. In der bislang einzigen Studie, welche die muskuläre Aktivität in verschiedenen Flexionswinkeln mit einem industriellen Exoskelett („Skelex“) überprüfte (Vries et al., 2019), beobachteten die Autoren bei allen statisch gehaltenen Flexionswinkeln zwischen 30° bis 150° (ohne Werkzeug), signifikante Reduktionen. Anders als bei Vries et al. (2019) handelte es sich in der vorliegenden Studie aber um eine dynamische Tätigkeit. Aufgrund der beim „Skelex“ und dem Exoskelett Lucy vergleichbaren Krafterleitung kann anhand der Ergebnisse aber geschlussfolgert werden, dass diese Form der Aktuierung eine zielgerichtete Reduktion der muskulären Beanspruchung für den M. deltoideus vor allem in den geschilderten Armpositionen erwirkt. Dies sowohl in konzentrischer/exzentrischer als auch in isometrischer Muskelkontraktion. Gestützt wird diese These durch die Erkenntnisse aus anderen Studien zu industriellen Exoskeletten, die ebenfalls signifikante Reduktionen im M. deltoideus bei vergleichbaren Tätigkeiten nachwies (Gillette & Stephenson, 2019; Kim, Nussbaum, Mokhlespour Esfahani, Alemi, Alabdulkarim et al., 2018; Schmalz et al., 2019).

Die Schleifaufgabe präsentierte sich gegenüber der Arbeitsaufgabe „Nieten“ deutlich raumgreifender und komplexer. Darüber hinaus handelte es sich bei ihr um eine beidhändige Werkzeugführung. In dieser Aufgabe konnte die Entlastung für den M. deltoideus anterior der dominanten Schulter jedoch nicht im gleichen Ausmaß belegt werden. Zwar zeigten sich auch im Schleifvorgang Abschnitte muskulärer Aktivitätsreduktionen über das Exoskelett Lucy (in der Abwärts- und Seitbewegung), diese umfassten im Vergleich aber deutlich kürzere Zeiträume. Zudem konnte in der Aufwärtsbewegung von Phase 1 (mit der größten muskulären Beanspruchung innerhalb des gesamten Bewegungszyklus) keine Reduktion der muskulären Aktivität erzielt werden. Eine Ursache hierfür liegt in der starken Abduktion der Schulter zu diesem Zeitpunkt. Bei stärkerer Abduktion verlagert sich die Hauptbeanspruchung für die Elevation des Arms vom M. deltoideus anterior vermehrt hin zum seitlichen Schultermuskel (M. deltoideus acromialis), wodurch der M. deltoideus anterior mehr als Stabilisator des Gelenks denn als Antrieb für die Elevation dient. Hierdurch konnte sich die Drehmomentunterstützung des Exoskeletts in dieser Phase nicht im selben Maße auf den vorderen Schultermuskel auswirken wie in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ mit ihren geringeren Abduktionswinkeln. Zukünftige Untersuchungen sollten daher alle drei Teilbereiche der Schulter miteinbeziehen um diese These zu verifizieren und die Schulterentlastung auch in diesen komplexeren Bewegungen in ihrer Gesamtheit abbilden zu können.

Für den M. trapezius pars descendens der dominanten Schulter wurde in beiden Arbeitsaufgaben keine signifikante Reduktion festgestellt. Zwar konnte eine leichte Reduktion des mittleren Aktivitätsniveaus mit dem Exoskelett vor allem in der zweiten Hälfte des Bewegungszyklus (Phasen 4 - 6) beobachtet werden, diese blieb jedoch nicht signifikant. In anderen Studien zu Überkopftätigkeiten mit Exoskeletten ähnlich aufgebauter Aktuatorik, sind hinsichtlich der muskulären Entlastung des Trapeziusmuskels widersprüchliche Ergebnisse erzielt worden. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen sich konsistent mit Ergebnissen von Gillette und Stephenson (2019). Die Autoren konnten bei unterschiedlichsten Tätigkeiten mit dem passiven Exoskelett „Levitate™“ eine Verringerung in der Aktivität des M. deltoideus anterior, jedoch nicht beim M. trapezius pars descendens nachweisen. Schmalz et al. (2019) berichten für das Exoskelett „Paexo“ von einer signifikanten Abnahme der mittleren EMG-Amplitude des M. trapezius (18-34 %). Diese fiel im Vergleich aber deutlich geringer aus als die gleichzeitig beobachtete Abnahme für den M. deltoideus (40-48 %). Entgegen der Ergebnisse zum Exoskelett Lucy, erreichten Kelson et al. (2019), bei einer vergleichbaren

Arbeitsaufgabe (Bohren über Kopfhöhe), für zwei unterschiedliche passive Exoskelette („Levitate™“ und „EksoVest™“) ebenfalls eine signifikante Entlastung des M. trapezius. In einer Studie von van Engelhofen et al. (2018) waren mit Exoskelett eine signifikante Reduktion der Muskelaktivität des M. trapezius für alle dort verwendeten Werkzeuggewichte zu verzeichnen, wenngleich die Reduktion für den M. deltoideus mit zunehmendem Werkzeuggewicht höher ausfiel. Vries et al. (2019) verzeichneten für statische Haltearbeit ohne zusätzliche Werkzeuggewichte ebenfalls einen signifikanten Rückgang der Aktivität des M. trapezius. Ein direkter Vergleich der Ergebnisse ist aufgrund der unterschiedlichen Auswerteparameter sowie der Verschiedenheit der getesteten Arbeitsaufgaben nicht möglich. Eine Gesamtbetrachtung der Forschungsergebnisse lässt jedoch darauf schließen, dass der M. trapezius über die industriellen Exoskelette eine geringere Unterstützung als der M. deltoideus erfährt. Damit ergeben sich voneinander unterscheidende Entlastungspotentiale für verschiedene Anteile der Schulter-Nackermuskulatur. Zudem verweisen die teils widersprüchlichen Ergebnisse aus der Forschungsliteratur sowie die unterschiedlichen Entlastungsphasen in den beiden hier getesteten Arbeitsaufgaben darauf, dass das Ausmaß der Entlastung der Muskulatur direkt von der Passfähigkeit zwischen der Krafteinleitung durch das Exoskelett und der Beanspruchung der Muskulatur im Bewegungsverlauf abhängig ist. Dies ist ein Beleg dafür, dass eine Überprüfung des Effekts des Exosketts auf die Muskelaktivität a) kontinuierlich über den Bewegungsverlauf hinweg erfolgen muss sowie b) zukünftig umfassendere Anteile der Muskulatur in die Überprüfung eingebunden werden müssen.

Für die Muskulatur der nicht-dominanten Seite konnten unter Verwendung des Exosketts ebenfalls Phasen signifikanter Abnahmen der muskulären Aktivität beobachtet werden. Interessanterweise fielen diese für den M. deltoideus anterior sogar noch deutlicher aus als auf der dominanten Seite. Zudem reduzierte sich partiell ebenfalls die Aktivität des M. trapezius pars descendens auf dieser Seite, im Gegensatz zur dominanten Seite. Explizit erwähnt werden muss an dieser Stelle, dass für die Muskeln der nicht-dominanten Seite keine direkte Kraftunterstützung erfolgte. Die Flexionswinkel der nicht-dominanten Schulter blieben fortlaufend unterhalb der Aktuierungsschwelle von 5°. Es stellt sich also die Frage, auf welche Faktoren die signifikante Reduktion der Muskelaktivität zurückgeführt werden kann. Wie sich in der kinematischen Analyse herausstellte, blieb der Flexionswinkel der nicht-dominanten Schulter in der Bedingung mit Exoskelett über weite Teile des Bewegungsverlaufs (Phasen 2 – 5, ca. 25 – 75 %) teils signifikant unterhalb des Flexionswinkels aus der Baseline. Für die Erbringung geringerer Winkel muss gleichfalls nur eine geringere Aktivierung der Muskulatur erfolgen. Der direkte Zusammenhang zwischen dem Ausmaß des Winkels und der zugehörigen Muskelaktivität ist in einer Reihe von Studien belegt (Antony & Keir, 2010; Cudlip, Meszaros & Dickerson, 2016; Cudlip, Kim & Dickerson, 2020; Mulla, Hodder, Maly, Lyons & Keir, 2020). Zum Teil kann die Reduktion der Muskelaktivität also über die geringere Flexion erklärt werden. Zum anderen ist aufgrund der Verbindung der dominanten und nicht dominanten Schulter über das Werkzeug herleitbar, dass in der Bedingung mit Exoskelett eine Lastübernahme durch die unterstützte dominante Schulter erfolgte und diese somit die verminderte Muskelaktivität auf der nicht-dominanten Seite mit beeinflusst. Diese Schlussfolgerung basiert auf der Beobachtung, dass sich der Abschnitt der signifikanten Reduktion des dominanten M. deltoideus anterior, rund um den zweiten Wendepunkt (t3), mit der signifikant reduzierten Phase des M. trapezius pars descendens der nicht-dominanten Schulter überschneidet.

7.3.2 Diskussion der muskulären Aktivität der Rückenmuskulatur

Im Gegensatz zu den entlastenden Auswirkungen des Exosketts Lucy auf die Schultermuskulatur, zeigte sich in beiden Arbeitsaufgaben ein Anstieg der Muskelaktivität des unteren Rückens in

spezifischen Phasen des Bewegungsverlaufs. Im Nietvorgang erfolgte die signifikante Zunahme der Muskelaktivität des M. erector spinae im Prozess des Herunterführens des Bohrers vom oberen Totpunkt der Nietbewegung (65 – 79 %) in der Phase 2. Anders als in der Baseline mussten die Probanden in diesem Abschnitt mit Exoskelett entgegen dessen Unterstützungskraft, die über die Armschale an den Oberarm weitergeleitet wird, arbeiten. Ein Blick auf den korrespondierenden Schulterflexionswinkel zeigt, dass in etwa ab 65 % des Bewegungszyklus die Flexion unterhalb von 90° (mit kontinuierlich absteigendem Flexionswinkel) lag. Damit waren die Probanden aufgrund des kinematischen Aufbaus der Gelenkarmaktuatorik gezwungen, mit einer zunehmenden Abnahme des Flexionswinkels eine nach unten gerichtete Kraft in die Armschale einzuleiten. Um die Gelenkarme des Exoskeletts entgegen seiner Aktuatorik wieder in Richtung der Schulterflexion von 0° zu bringen, mussten die Probanden demnach eine Gegenkraft im Rumpf erzeugen. Die Erzeugung dieser Gegenkraft setzte eine Stabilisierung des Rumpfes voraus. Dies wiederum führte zum beobachteten Anstieg der Aktivität des M. erector spinae. Dementsprechend reduzierte sich die Aktivität des M. erector spinae kurz nach Erreichen des Ende des aktuierten Bereichs unterhalb eines Flexionswinkels von 30° und bewegte sich kurz danach auf dem Niveau der Baseline. Damit entfiel die Notwendigkeit einer zusätzlichen Rumpfstabilisierung. Die signifikante Erhöhung der Aktivität des M. erector spinae mit Exoskelett im Schleifvorgang ist jedoch auf einen anderen Einflussfaktor zurückzuführen. Im Zeitraum der Erhöhung, die sich rund um den Umkehrpunkt der Schleifbewegung (t4) ereignete, erfolgte durch die Probanden eine Oberkörpervorlage um die Zielmarkierung am Umkehrpunkt zu erreichen. Diese Oberkörpervorlage erklärt den zu diesem Zeitpunkt aufgetretenen relativen Anstieg der Muskelaktivität des M. erector spinae in beiden Bedingungen, Baseline sowie mit Exoskelett. In Vorlage wird zur Aufrechterhaltung der Oberkörperstabilität eine Erhöhung der Aktivität der unteren Rückenmuskulatur notwendig. Diese Beobachtung wurde in zahlreichen Studien bestätigt (Anders & Steiniger, 2018; Laird, Keating & Kent, 2018; Mörl, Günther, Riede, Hammer & Schmitt, 2020; Wang, Lavender & Sommerich, 2019). Es ist daher davon auszugehen, dass im Moment der Vorbeugung die zusätzliche Masse des Exoskeletts den Massenschwerpunkt des Nutzers (inklusive Exoskelett) in Kopfrichtung verschob. Hierdurch musste sich die Muskelaktivität des M. erector spinae in der Bedingung mit Exoskelett zwangsweise erhöhen. Winter et al. (2018) ermittelten bei einer Tragelast von ca. 10 kg an einer rucksackähnlichen Tragevorrichtung mit dem Massenschwerpunkt in Höhe des Brustbeins (ähnlich der Höhe in der auch der Massenschwerpunkt des Exoskeletts Lucy verlief) vergleichbare Aktivitätslevel für den M. erector spinae mit knapp 3,5 % MVC für den geraden Stand und 13 -18 % des MVC in Oberkörpervorlage. Die Autoren konnten aufzeigen, dass über eine kraniale, zum Kopf hin gerichtete Massenverschiebung der externen Last von lumbaler auf thorakale Höhe mit einer Erhöhung der Muskelaktivität des M. erector spinae in der Oberkörpervorlage um bis zu 15 % zu rechnen ist. Obwohl die Oberkörpervorlage in der vorliegenden Studie nicht direkt gemessen wurde, ist hier von vergleichbaren Vorlagewinkeln zum Erreichen des unteren Wendepunkts auszugehen. Zwar unterscheiden sich die Massen der Zusatzlast bei Winter et al. (2018) und dem Exoskelett in der vorliegenden Studie, nichtsdestotrotz erscheint die Systematik des Anstiegs der Muskelaktivität auf die Ergebnisse aus der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ übertragbar zu sein. Im Gegensatz hierzu konnten Theurel et al. (2018) in Hebe- und Trageaufgaben mit dem Exoskelett EXHAUSS Stronger® keine signifikanten Unterschiede in der Aktivität des M. erector spinae ermitteln. Die Autoren gaben jedoch keine Hinweise auf die durch die Probanden erzielten Winkel der Oberkörpervorlage in den Aufgaben an und lieferten nur mittlere Amplitudenwerte, weshalb mögliche Unterschiede innerhalb der Bewegungszyklen, wie sie in der Untersuchung zum Exoskelett Lucy aufgedeckt wurden, evtl. unentdeckt blieben. Gleiches gilt für die Studie von Gillette und Stephenson (2019), die über längere Arbeitszyklen aber Reduktionen des M. erector von ca 2 % MVC mit dem „Levitare™“ erzielen konnten. Abnahmen in der Muskelaktivität des M. erector spinae von knapp 16 % berichteten hingegen Kim und Nussbaum (2019) mit dem „EksoVest™“ bei Überkopftätigkeiten. Aus den zitierten Studien sind

allerdings keine Aktivitäten in Oberkörpervorlage zu entnehmen. Es ist daher unklar, ob sich der hier gefundene signifikante Anstieg der Aktivität auch mit den anderen Exoskeletten in dieser Weise ergeben würde. Aufgrund des teils geringeren Gewichts von passiven Exoskeletten sind die Erkenntnisse nicht 1:1 übertragbar. Aus dem Ergebnis lässt sich allerdings ableiten, dass in der Arbeit mit industriellen Exoskeletten für die Arbeit in und über Kopfhöhe zumindest in Oberkörpervorlage phasenweise mit einer Erhöhung der Beanspruchung für die untere Rückenmuskulatur zu rechnen ist. Für die Weiterentwicklung des Exoskeletts Lucy lässt sich aus dem Ergebnis schlussfolgern, dass die Verringerung des Systemgewichts sowie die nach kaudal orientierte Tieferlegung des Massenschwerpunkts zentrale Ansatzpunkte für eine Minimierung der Belastung der unteren Rückenmuskulatur darstellen.

Die Ergebnisse zur elektromyografischen Analyse der Schultermuskulatur engen den Anwendungskontext des Exoskeletts Lucy ein. Als Anwendungsfeld für eine ergonomische Verbesserung durch das Exoskelett Lucy zeigte sich von den beiden getesteten Arbeitsprozessen nur der Nietprozess geeignet. Die Phasen der signifikanten Reduktion der Muskelaktivität im Schleifvorgang waren hierfür einerseits zeitlich zu eingeschränkt, andererseits fehlte diese stellenweise in den Phasen der größten Muskelaktivität vollständig. Das Potential einer umfassenden Entlastung für den vorderen Schultermuskel konnte hingegen in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ klar belegt werden. Die umfassende Reduktion der Aktivität des M. deltoideus anterior in dieser Arbeitsaufgabe zeigt, dass für Arbeitsaufgaben mit repetitiven Elevationen des Oberarms über Schulterhöhe eine deutliche Entlastung der Schultermuskulatur erwartet werden kann. Aufgrund der nur punktuellen Überprüfung des Gesamtkomplexes der Schultermuskulatur besitzt diese Schlussfolgerung aber nur eingeschränkte Aussagekraft. Ob sich aus der gefundenen Entlastung ein präventiver Effekt heraus entfaltet, müssen zukünftige Langzeitstudien aufzeigen. Eine Ableitung der singulären (Entlastungs-) Effekte auf eine generelle gesundheitspräventive Wirkung kann zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht postuliert werden (Schick, 2018; Theurel & Desbrosses, 2019). Bisherige Studien zum Einfluss von Exoskeletten auf die muskuläre Aktivität reduzierten die EMG-Signale auf Durchschnitts- oder Maximalwerte. Es blieb daher unklar, in welchen Bewegungsphasen oder Gelenkwinkelpositionen die Unterstützung durch die Exoskelette wirksam wurde (Looze et al., 2016; Theurel & Desbrosses, 2019; Vries & Looze, 2019). Das Wissen um diese Verortung nach Gelenkwinkeln ist ein maßgeblicher Baustein in der Entwicklung aufgabenspezifischer Drehmomentskurven für das Exoskelett Lucy als auch für zukünftige Weiterentwicklungen.

Zusammengefasst ist die signifikante Abnahme der Muskelaktivität in bedeutendem Umfang für den M. deltoideus anterior wie erhofft eingetreten. Die Hypothese 2a (In der Arbeitsaufgabe „Nieten“ ist die neuromuskuläre Aktivität der untersuchten Muskelgruppen (M. deltoideus anterior, M. trapezius pars descendens & M. erector spinae) mit Verwendung des Exoskeletts gegenüber der Arbeitsaufgabe ohne Exoskelett reduziert) wurde somit für den M. deltoideus anterior bestätigt. Für den M. trapezius pars descendens ließen sich keine Reduktionen festmachen und die muskuläre Aktivität des M. erector spinae war phasenweise erhöht. Für diese beiden Muskeln wird die Hypothese demnach abgelehnt. Für den M. deltoideus anterior auf der dominanten Seite konnte die Hypothese 6 (In der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ ist die neuromuskuläre Aktivität der untersuchten Muskelgruppen (M. deltoideus anterior, M. trapezius pars descendens & M. erector spinae) mit Verwendung des Exoskeletts gegenüber der Arbeitsaufgabe ohne Exoskelett reduziert) bestätigt werden. Keine signifikanten Differenzen zwischen den Bedingungen konnten hingegen für den M. trapezius pars descendens der gleichen Seite ausgemacht werden. Der M. erector spinae verzeichnete eine Erhöhung seiner Aktivität in der Bedingung mit Exoskelett. Für den M. erector spinae wie auch den M. trapezius pars descendens der dominanten Seite wurde die Hypothese somit abgelehnt. Ungeachtet der

Wirkungsmechanismen konnte für den M. deltoideus anterior sowie den M. trapezius pars descendens der nicht-dominanten Schulter die Hypothese 6 durch die Untersuchung bestätigt werden.

7.4 Diskussion der Ergebnisse der posturografischen Analyse

Die Erhebung des posturalen Schwankens der Probanden während der Arbeitsaufgaben „Nieten“ und „Schleifen“ diente der Beurteilung der Einflüsse des Exoskeletts Lucy auf die posturale Stabilität im Arbeitsverlauf. Die statistische Analyse zeigte weder für die Arbeitsaufgabe „Nieten“ noch für die Aufgabe „Schleifen“ einen signifikanten Unterschied in den Flächen der 95%-Konfidenzellipsen der Körperschwankungen. Somit ändert sich das Schwankungsverhalten durch das Tragen des Exoskeletts nicht, obwohl das Exoskelett eine zusätzliche, in die Haltungskontrolle zu integrierende Last darstellt. Im Gegensatz zu Studienergebnissen von Fourcade et al. (2014), die willkürliche Armbewegungen auf ein vorgegebenes Ziel im Stehen als Perturbation auf die Haltungsstabilität darstellten, führten die in dieser Studie durchgeführten Armbewegungen mit Exoskelett in den Arbeitsaufgaben nicht zu einer Beeinflussung der Haltungsstabilität.

Grundsätzlich wären durch die Zusatzlast des Exoskeletts, welches vergleichbar mit einem Rucksack zur Lastenbeförderung am Körper getragen wird, negative Auswirkungen wie z.B. erhöhtes Oberkörperschwanken zu erwarten gewesen (Kim & Lockhart, 2008; Golriz et al., 2015). Im Gegensatz zu früheren Studien zur Stabilitätskontrolle, die beim Tragen entsprechender Zusatzgewichte (mit etwa 20 % der Körpermasse) im Stehen und Gehen (Golriz et al., 2015), als auch bei Variationen der vertikalen Massenverteilung (Winter et al., 2018) eine Zunahme der Schwankungsfläche registrierten, konnte eine solche Beeinflussung der posturalen Stabilität durch das Exoskelett Lucy in den hier getesteten Arbeitsaufgaben nicht nachgewiesen werden. Grundsätzlich ist davon auszugehen, dass ab einer Zusatzlast von mehr als 10 % der Körpermasse Beeinflussungen u.a. der Gangstabilität hervorgerufen werden (Kim & Lockart, 2008). Das Exoskelett Lucy weist jedoch mit 6,6 kg weniger als 10 % der durchschnittlichen Körpermasse der Testpersonen auf. Somit ist das Lastgewicht von Lucy so niedrig, dass es die posturale Stabilität nicht signifikant kompromittiert. Auch ist festzustellen, dass die Konstruktion mit der Verortung des Massenmittelpunkts des Lucy-Systems bei herabhängenden Gelenksegmenten im ruhigen Stand zu keiner wesentlichen Verschiebung des Massenschwerpunkts des Nutzers gegenüber der Situation ohne Exoskelett nach posterior oder anterior führt. Unter Berücksichtigung früherer Testergebnisse mit vergleichbaren Exoskeletten (Theurel & Desbrosses, 2019) wäre bei ausgestreckten Armen eine Massenschwerpunktverschiebung nach anterior zu erwarten. Dies impliziert, dass die Probanden im Arbeitsverlauf mit dem Exoskelett eine örtliche Verschiebung von dessen Teilmassen in ihr Bewegungsverhalten und somit ihre posturalen Kontrollstrategien übernehmen mussten. Für das Exoskelett Lucy ließ sich ein solch systematischer Einfluss nach Analysen der 95%-Konfidenzellipsen nicht nachweisen.

Zudem widersprechen die hier ermittelten positiven Ergebnisse zum Schwankungsverhalten mit dem Exoskelett Lucy früheren Interpretationen von Kim et al. (2018b). Die Autoren beobachteten negative Beeinflussungen durch das Oberkörper-Exoskelett „EksoVestTM“ im Stehen, nicht jedoch beim Gehen. Sie führen diese Beobachtung darauf zurück, dass im Stehen und Gehen unterschiedliche Strategien zum Gleichgewichtserhalt vollzogen werden. So sei den Autoren zufolge die Gleichgewichtsstrategie im Stehen abhängiger von den internen Berechnungen der Schwankungsgeschwindigkeit—des Massenschwerpunktes. Dessen Veränderungen über zusätzliche Gewichte wie die eines Exoskeletts seien somit mit größeren Herausforderungen für die Nutzer verbunden. Diese Schlussfolgerungen

lassen sich anhand der hier dargestellten Ergebnisse für das Exoskelett Lucy, zumindest für Arbeitssituationen die ein dynamisches Gleichgewicht erfordern, nicht ziehen.

Eine maßgebliche Beeinflussung des Gleichgewichts wird hingegen durch die Arbeitsaufgabe selbst verursacht. Die Fläche der Konfidenzellipse in der Arbeitsaufgabe des Schleifens fällt ca. um den Faktor 10 größer aus als in der Aufgabe zum Nieten. Mit einer Zunahme des Schwankungswegs in der Tätigkeit sind die Beeinträchtigungen durch eine zusätzliche Last aber ebenfalls weitreichender, wie Singh und Koh (2009) nachweisen konnten. Insbesondere in den kritischen Haltungspositionen einer Oberkörpervorbeuge, wie sie am Umkehrpunkt im Schleifvorgang zutage traten, können zusätzliche Lasten die Haltungskontrolle negativ beeinflussen. Dabei stellt schon die Oberkörpervorlage ohne Zusatzgewicht eine eigenständige Herausforderung dar. So berichten DiDomenico, McGorry, Huang und Blair (2010), dass aus einer Auswahl von acht typischen Haltungspositionen aus der Montage- und Bauwirtschaft insbesondere die Oberkörpervorbeuge die größten Gleichgewichtsprobleme verursacht. Bezogen auf die potentiellen Störungen durch ein Mehrgewicht zeigte das Exoskelett Lucy aber wiederum keinen signifikant negativen Einfluss auf die posturale Stabilität, wenngleich die signifikante Erhöhung der Aktivität des M. erector spinae in der Oberkörpervorlage eine erfolgte Anpassung an das Zusatzgewicht nahelegt. Im Einklang mit Forderungen von Theurel & Desbrosses (2019) sind diese Befunde für das statische und dynamische Gleichgewicht in anderen Einsatzkontexten gesondert zu überprüfen, da die zugrundeliegenden Kompensationsmechanismen zur Beibehaltung des Gleichgewichts in der Benutzung von Exoskeletten noch weitreichend unbekannt sind. Zudem gilt es dabei zu beachten, wie sich die muskuläre Ermüdung im Arbeitsverlauf auf diese Kompensationsmechanismen auswirkt. Erschöpfende Tätigkeiten in und über Kopfhöhe können bereits ohne zusätzliche Einflussnahme eines Exoskeletts zu einem deutlich höheren Schwankungsweg des COP führen (Nussbaum, 2003). In wieweit dieser Effekt mit einem Exoskelett aufgrund seines Eigengewichts verstärkt oder im Umkehrschluss über die Reduktion der lokalen Ermüdung aufgrund der Unterstützungsleistung minimiert werden könnte, ist Gegenstand notwendiger weiterer Studien.

Abschließend ist festzuhalten, dass keine Beeinflussung der posturalen Stabilität über das Exoskelett Lucy nachgewiesen werden konnte. Die statistische Überprüfung des Schwankungsverhaltens (als Gradmesser der posturalen Stabilität) zeigte keine signifikante Differenz zwischen den Bedingungen. Die beiden Hypothesen, nach denen sich die posturale Stabilität mit und ohne Verwendung des Exoskeletts in den Arbeitsaufgaben „Nieten“ (Hypothese 3) und „Schleifen“ (Hypothese 7) unterscheiden, waren daher abzulehnen. Auffällig waren jedoch mehrere Ausreißer, die deutlich größere Konfidenzellipsen aufzeigten. Allerdings traten diese sowohl in der unterstützten als auch nicht unterstützten Bedingung auf. Ein expliziter, systemischer Effekt aus der Benutzung des Exoskeletts auf diese Ausreißer ist daher nicht anzunehmen. Grundsätzlich ist die Überprüfung der posturalen Stabilität ein wichtiger Baustein zur Evaluation von Exoskeletten, um potentielle Gefährdungen des Gleichgewichts im Arbeitsprozess zu identifizieren. Die Überprüfung ist jeweils an die spezifischen Arbeitskontexte anzupassen um eine Übertragbarkeit der Ergebnisse in die Praxis sicherzustellen. Die hier vorgestellten Ergebnisse der zwei nachgestellten Arbeitssituationen zeigen auf, dass durch das Tragen des Exoskeletts Lucy keine potentiellen Unfallgefahren durch erhöhtes körperliches Schwanken im festen Stand erfolgen.

7.5 Diskussion der Ergebnisse zum subjektiven Belastungsempfinden

Neben den objektiven, biomechanischen Parametern wie der Schulterkinematik oder der muskulären Aktivität, war es relevant, die Einflussnahme des Exoskeletts auf das subjektive Belastungsempfinden der Testpersonen zu erfassen und zu analysieren. Für Hensel und Keil (2018) ist eine deutlich empfundene (muskuläre) Entlastung die Voraussetzung für eine positive Nutzerakzeptanz von Exoskeletten. Die Erfassung des subjektiven-Belastungsempfindens durch das Exoskelett diene daher gleichzeitig einer Abschätzung der generellen Nutzerakzeptanz gegenüber dem Exoskelett Lucy.

Die Ergebnisse der Befragung der Testpersonen mittels einer Borg-Skala ergaben eine signifikante Reduktion des Belastungsempfindens durch den Einsatz des Exoskeletts. Dieser Effekt trat sowohl in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ als auch im „Schleifen“ auf. Analog zu früheren Untersuchungen reduzierten sich die Belastungen in beiden Arbeitsaufgaben im Mittel um ca. 2 Punkte auf der Borg-Skala durch die Verwendung des Exoskeletts. (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019; Kim et al., 2018a). Derartige Belastungsreduzierungen der Arm- und Schultermuskulatur können nach Hensel und Keil (2018) auch erzielt werden, wenn es zu Komforteinbußen an den Schnittstellen kommt.

Damit ergibt sich durch das Exoskelett Lucy ein positiverer Effekt auf das Belastungsempfinden als für einige andere Exoskelette nachweisbar wurden. Theurel et al. (2018) konnten beispielsweise über das Exoskelett EXHAUSS Stronger® keine signifikante Abnahme des Entlastungsempfinden hervorrufen. Sie nehmen hierzu an, dass die von ihnen verwendeten Lastgewichte zu gering waren um die muskuläre Beanspruchungsreduktion über das Exoskelett spürbar zu machen. Dieser Aussage liegt die Vermutung zugrunde, dass in Abhängigkeit der Lastgewichte die absolute Unterstützungsleistung des Exoskeletts eine wesentliche Rolle für die subjektiv empfundene Beanspruchungsreduktion spielt. Vor diesem Hintergrund ist die Frage zu stellen, ob die Unterstützungsleistung der in den erwähnten Studien verwendeten Exoskelette mit der von Lucy vergleichbar ist bzw. sich in ähnlichen Dimensionen abspielt. Wenngleich deren Hersteller keine konkreten Angaben über das jeweilige unterstützende Drehmoment ihres Exoskeletts liefern, war die Unterstützungsleistung des Exoskeletts Lucy durchaus vergleichbar. Die Höhe der maximalen Unterstützungsleistung des Exoskeletts Lucy betrug knapp 9 Nm pro Gelenkarm am aktuierten Drehgelenk. Vries et al. (2019) haben in ihrer Untersuchung zu den winkelabhängigen Unterstützungsleistungen des Exoskeletts „Skelex“ (Model 2017) ein Drehmoment von 11-12 Nm an der Armschale bei einem Flexionswinkel von 90° ermittelt. Obwohl die Angaben zum Drehmoment zwischen dem Exoskelett Lucy und der bei Vries et al. (2019) erhobenen Drehmomente allein aufgrund technischer Abweichungen beider Systeme nicht eins zu eins verglichen werden können, zeigt dies jedoch, dass bezüglich der Höhe der Unterstützungsleistung als auch der Form der Drehmomentkurve große Ähnlichkeiten zwischen den Systemen bestehen. Für die anderen passiven Systeme wird eine vergleichbare Unterstützungsleistung zum „Skelex“ angenommen. Somit sind die Ergebnisse zum subjektiven Entlastungsempfinden für alle Systeme durchaus miteinander vergleichbar.

Die hier berichteten positiven Veränderungen des subjektiven Belastungsempfindens konnten unter der Einbeziehung der Kontrollvariablen Alter, Körperhöhe, Körpermasse und Handgriffkraft jedoch nicht bestätigt werden. Die große Varianz der gefühlten Anstrengungen innerhalb des Probandenkollektivs für beide Arbeitsaufgaben lassen auf unterschiedliche, individuelle muskuläre Belastungen schließen, die auf anthropometrische und physiologische Voraussetzungen zurückzuführen sind (Heidl, Boespflug & Wakula, 2018; Zare et al., 2018).

Im regulären Arbeitsumfeld sind Arbeitsaufgaben jedoch kaum auf individuelle anthropometrische oder muskuläre Voraussetzungen angepasst (Hamberg-van Reenen et al., 2006). Auch fehlen gesicherte Kenntnisse zur Definition einer individualisierten Unterstützungsleistung. Damit stellt die

hier gewählte einheitliche Arbeitsaufgabengestaltung (mit Ausnahme der Körperhöhenanpassung) eine realistische Abbildung der Arbeitswelt dar. Der Verzicht auf eine individuelle Anpassung von Arbeitsaufgabe und Unterstützungsleistung könnte demzufolge eine Verzerrung hinsichtlich der individuellen Belastungsgröße abbilden.

Abschließend bleibt festzuhalten, dass unter Berücksichtigung der Kontrollvariablen, die Hypothesen 4 und 8, nach denen sich die subjektiv empfundene Belastung mit Verwendung des Exoskeletts in der Arbeitsaufgabe „Nieten“ (Hypothese 4) sowie in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ (Hypothese 8) reduziert, abgelehnt wurde. Obwohl sich eine subjektiv empfundene Entlastung nicht signifikant über die Probandengruppe einstellte, sprechen die Ergebnisse ohne Berücksichtigung der physiologischen Voraussetzungen dafür, dass diese als Grundvoraussetzung für eine Nutzerakzeptanz zumindest tendenziell erfüllt wurde. Aufgrund der positiven Ergebnisse der muskulären Entlastung, die denen anderer Untersuchungen entsprechen, ist davon ausgehen, dass eine fortdauernde Arbeitstätigkeit mit ansteigender (muskulärer) Ermüdung die gefühlte Entlastung erhöhen wird. Andererseits ist aus der Studienlage und den hier vorgestellten Ergebnissen noch nicht abzuschätzen, wie sich eine längere Arbeitsdauer mit dem Exoskelett Lucy hinsichtlich des Belastungsempfindens im Detail auswirkt. Unklar ist zudem, ob sich aufgrund des Eigengewichts des Systems und konstruktiver Beschränkungen eine potentielle Reduktion des Belastungsempfindens über einen längeren Arbeitszeitraum hinweg wieder relativieren könnte. Zur Beantwortung dieser Fragestellungen müssten weitere Faktoren der subjektiven Bewertung des Exoskeletts mit herangezogen werden. Hinweise auf mögliche weitere Einflussfaktoren ergeben sich aus der zusätzlichen qualitativen Befragung, die für das Exoskelett Lucy erhoben wurde. Es besteht zudem für zukünftige Untersuchungen die Herausforderung, die physiologischen Voraussetzungen in den Prozess der Arbeitsaufgabengestaltung als auch in die abzuleitende Unterstützungsleistung im Vorherein zu integrieren, um eine Vergleichbarkeit der Entlastungseffekte zwischen Personen unterschiedlicher körperlicher Voraussetzungen zu schaffen. Nötig würde damit eine Normierung der Unterstützungsleistung des Exoskeletts vor dem Hintergrund der individuellen Beanspruchung.

7.6 Diskussion der Ergebnisse der qualitativen Befragung

Die Inhaltsanalyse der qualitativen Befragungen ermittelte insgesamt sechs für die Probanden relevante Cluster: (1) Entlastung durch das Exoskelett, (2) Tragekomfort des Exoskeletts, (3) Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Feinmotorik), (4) Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Grobmotorik), (5) Belastung durch das Exoskelett sowie (6) Verbesserungsvorschläge. Die Anzahl an zuordnungsfähigen Aussagen zu einzelnen Items lag im Schnitt bei $4,4 \pm 2,0$ pro Proband. Aufgrund der Streubreite von Nennungen pro Proband, als auch bedingt dadurch, dass den Testpersonen freigestellt war worüber sie berichten wollten, ist die Anzahl von Nennungen innerhalb der Cluster nicht direkt repräsentativ für eine Gewichtung der Bedeutsamkeit für das Testkollektiv. Für eine Näherung an die Bedeutung der Cluster kann die Anzahl von Nennungen jedoch durchaus dienen.

(1) Entlastung durch das Exoskelett

Die meisten Nennungen der Testpersonen bezogen sich auf die gefühlte Entlastung durch das Exoskelett. Davon waren zumeist positive Aussagen, die die Entlastung der Muskulatur durch das Exoskelett beschrieben. Die Tatsache, dass etwa zwei Drittel der Probanden eine Abnahme der muskulären Belastung durch das Exoskelett als mittelenswert erachteten, untermauert eine

grundsätzlich spürbare Entlastungswirkung durch das Exoskelett für die meisten Nutzer. Von diesen gefühlten Belastungsabnahmen durch ein Exoskelett berichteten auch andere Autoren. Spada et al. (2019) sowie Hensel und Keil (2018) erreichten mittels passiver Exoskelette mit vergleichbarem Aufbau ebenfalls subjektive Belastungsreduktionen. Spada et al. (2019) untersuchten sowohl statische als auch dynamische Tätigkeiten und die berichteten Abnahmen der Belastung traten in beiden Phasen zutage. In der vorliegenden Untersuchung mit dem Exoskelett Lucy wurden keine gesonderten statischen Haltearbeiten vorgenommen, aber in den kurzen Phasen der Bewegungsumkehr mit dem Schleifer als auch im Abfahren der Querstrebe kam es aufgrund der gleichbleibenden Arbeitshöhe in der Schultermuskulatur zu Arbeitsphasen mit wenig Muskellängenänderungen. Die Befragung offenbarte, dass einige Probanden besonders zu diesen gefühlten Haltephasen eine Entlastung in der Schultermuskulatur verspürten. Aufgrund der Berichte ist zu vermuten, dass das Exoskelett Lucy sowohl bei raumgreifenden Bewegungen als auch in statischen Arbeitsphasen als entlastend wahrgenommen werden kann. Darüber hinaus bezogen sich einzelne Nennungen auf eine gefühlte Verbesserung der Körperhaltung oder einem Gefühl der Stärke, welches Lucy vermittele. Zu diesen vereinzelt, sehr individuellen Anmerkungen finden sich keine Entsprechungen in der Fachliteratur. Ungeachtet dessen ist davon auszugehen, dass auch solche „weichen Faktoren“ eine wesentliche Rolle in der Nutzerakzeptanz spielen wie Peters und Wischniewski (2019) ausführen.

Eine Reihe von Personen erwartete hingegen vom Exoskelett Lucy eine stärkere Unterstützung, sowohl im Niet- als auch im Schleifvorgang. Offensichtlich hatte die Erscheinung des Exoskeletts eine Erwartungshaltung geweckt, welche in diesen Fällen nicht eingelöst werden konnte. Auf der anderen Seite ist die Zielaufgabe des Exoskeletts auch nicht eine hundertprozentige Lastübernahme, sondern allein eine Belastungsreduktion. Ob es sich bei den genannten Aussagen um zugrundeliegende Annahmen einer vollständigen Lastübernahme durch das Exoskelett handelte, ist den Aussagen nicht zu entnehmen. In der Interpretation der Aussage zur mangelnden Unterstützungsleistung ist zu beachten, dass der Unterstützungslevel für alle Probanden identisch war und daher individuelle Unterschiede in der Entlastungshöhe in der vorliegenden Version nicht berücksichtigt werden konnten. Es ist daher möglich, dass sich die hier geäußerten Diskrepanzen zwischen Erwartung und Realisierung nur für spezifische Personen zutrafen. Es ist aus den getroffenen Aussagen nicht abzuleiten, ob sich diese Diskrepanz von Erwartungshaltung und aktueller Unterstützung zukünftig als problematisch im Sinne einer Nutzerakzeptanz erweisen sollte.

(2) Tragekomfort des Exoskeletts

Das Gros der negativen Aussagen bezüglich des Tragekomforts betraf die Schnittstellen zwischen Exoskelett und Nutzer (Armschale und Gurtsystem). Unter anderem wurde bemängelt, dass es zu Reibungen oder Scheuern an der Armschale gekommen sei. Die hier getroffenen Aussagen sind ein deutlicher Hinweis darauf, dass in der Verwendung von Exoskeletten die direkten Kontaktstellen zwischen Mensch und Exoskelett besonderer Aufmerksamkeit bedürfen. Untersuchungen mit anderen Exoskeletten zeigen, dass der Tragekomfort von Armschnittstellen und Schultergurten selbst bei kommerziell erhältlichen Exoskeletten für die Schulterunterstützung häufig negativ bewertet wird und weiter verbessert werden muss, bevor eine hinreichende Nutzerakzeptanz erreicht wird (Hensel & Keil, 2018). Looze et al. (2016) sehen den hohen Tragekomfort an den Schnittstellen beispielsweise als Grundvoraussetzung für eine gelungene Nutzerakzeptanz an, betonen aber auch, dass dies eine große Herausforderung darstellen wird. Für das Exoskelett Lucy wurden die Armschalen bereits auf Basis vorhergehender Bemaßungen von einer Vielzahl von Oberarmen mittels 3D-Scans angefertigt und ausgepolstert. Dass die Testpersonen das Exoskelett aufgrund der 3D-Kinemetrie-Marker allerdings am nackten Oberkörper tragen mussten erklärt die Vielzahl der negativen Aussagen zum

Tragekomfort. Dies führte unweigerlich zu größeren Hautirritationen im Vergleich zur Ausführung der Tätigkeit mit Bekleidung. Es ist zu vermuten, dass die Bewertung des Tragekomforts in diesem Falle positiver ausgefallen wäre. Mit welchen Maßnahmen zukünftig optimale, an individuelle Körpermaße angepasste Schnittstellen für die Interaktionen mit Exoskeletten auf Basis von 3D-Körperscans erzielt werden könnten, haben bspw. Linnenberg und Weidner (2019) in einem Beitrag ausgeführt. Über diese Technologie lassen sich zukünftig beispielsweise bewegungsabhängige Weichteilveränderungen wie Muskelumfänge etc. direkt ableiten. Mittels dieser Datenbasis lassen sich konforme Anpassungen an den Schnittstellen vornehmen, um die Passung zwischen Schnittstelle und Nutzer zu optimieren. Trotz der bereits großen Anstrengungen zu einer Anpassung an die Komfortbedürfnisse der Nutzer gibt es also weiterhin viel Spielraum für Verbesserungen in dieser Hinsicht.

(3 & 4) Bewegungsbeeinflussung durch das Exoskelett (Feinmotorik & Grobmotorik)

Eine Reihe von Nennungen beanstandeten die Beeinflussung der Bewegung, sowohl in der Fein- als auch der Grobmotorik. Beispielhaft wurden hierfür Irritationen über die Kraftentfaltung des Exoskeletts genannt. Sich daraus ergebende Schwierigkeiten in der Einbettung des zusätzlichen Kraftimpuls in die Koordination der Bewegungshandlung, wie sie Theurel et al. (2018) darlegen, mögen der Grund sein, warum einige Probanden die Präzision mit dem Exoskelett bemängelten. Eventuell reichte die anberaumte Trainingszeit mit dem Exoskelett hierfür nicht aus. Kim et al. (2018a) sehen diesen Mangel an Trainingszeit ebenfalls als größten Faktor für eine erhöhte Fehlerrate an. Unterstützt wird diese These durch die Aussage zweier Probanden, dass die Präzision mit dem Exoskelett Lucy im weiteren Verlauf der Arbeitsaufgaben immer weiter verbessert werden konnte. Dies würde somit dafür sprechen, dass Ergebnisse anderer Studien (Butler, 2016; Spada, Ghibaudo, Gilotta, Gastaldi & Cavatorta, 2017), die unter Verwendung eines Exoskeletts sogar eine Reduktion der Fehlerrate gegenüber der Baseline-Bedingung beobachteten, zukünftig mit dem Exoskelett Lucy repliziert werden könnten.

Von einigen Probanden wurde hingegen der Einfluss des Exoskeletts auf die Grobmotorik bemängelt. Gleichermäßen wurde auf Einschränkung der Oberkörperrotation als auch der -flexion durch das Exoskelett verwiesen. Weitere Aussagen beschreiben eine Bewegungseinschränkung der Schulter in der Bewegung nach hinten (Schulterextension). Beide Kritikpunkte lassen sich gut über die konstruktiven Einschränkungen des Exoskeletts nachvollziehen. Eine Oberkörperrotation, die häufig mit einer stärkeren Rotation des Schultergürtels gegenüber der Hüftrotation einhergeht (Torsion), war nur bedingt über die Konstruktion des Exoskeletts Lucy abbildbar. Einerseits war die Torsion auf ca. 20-25° beschränkt, woraus sich bei einer stärkeren Torsion eine Blockade durch das System einstellte. Andererseits war der Freiheitsgrad nur über eine materialinherente Torsionsflexibilität der Rückenstruktur ohne echtes Drehgelenk gegeben. Mit Zunahme des Torsionswinkels nahm der hierfür notwendige Krafteinsatz zu. Daher ist die gefühlte Einschränkung vor allem in höherem Torsionswinkel nachvollziehbar. Es ist zudem davon auszugehen, dass sich die gefühlten Einschränkungen in der Flexion aufgrund der komplexen Bewegungsabläufe häufig in Verbindung mit Problemen der Tordierung zeigten. Aus diesem Grunde sind beide Nennungen als ein miteinander verwobenes Problemkonstrukt zu bewerten. Die gefühlte Einschränkung der Beweglichkeit der Schulter in der Extension war auf den Aufbau der Schulterkinematik des Exoskeletts zurückzuführen. So blockierte die Schulterkinematik die Schulterextension ab einem bestimmten höheren Winkel. Eine Verstärkung des Extensionswinkels ließ sich dann nur noch über eine Erhöhung der Oberkörpervorlage erzielen. Dieser Effekt kam in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ vor allem für den nicht dominanten Arm in der Phase der Bewegungsumkehr zum Tragen. Obwohl mehrere Studien eine prinzipielle Einschränkung der Bewegungsfreiheit durch Exoskelette erwähnen (Kim et al., 2018b; Looze et al., 2016) geht nur eine

Studie auf das Maß dieser Beschränkung ein und liefert zumindest für die Schulterflexion und -extension konkrete Zahlen. Allerdings erfolgten die untersuchten Arbeitsprozesse in der Studie von Kim et al. (2018), genau wie in allen anderen Studien zu Exoskeletten, stets in den Grenzen des vom jeweiligen Exoskelett vorgegebenen „Bewegungskorridors“, so dass größere Bewegungseinschränkungen vermutlich nicht ermittelt wurden. Wie Hensel und Keil (2018) feststellen, sind es vor dem Hintergrund einer Alltagstauglichkeit des Exoskeletts aber gerade diese Konfliktstellen in der Bewegungsfreiheit, die sich auf dessen Akzeptanz massiv auswirken können. Es zeigte sich also, dass es entscheidend von der Auswahl der Arbeitsaufgabe abhängt, ob die Bewegungseinschränkungen zu Tage treten oder nicht. Mit der Wahl der komplexen Arbeitsaufgabe „Schleifen“ wurde in dieser Untersuchung gezielt in Kauf genommen, dass die vorhandenen Schwachstellen des Exoskeletts in der Bewegungsfreiheit aufgedeckt werden. Insgesamt ist für die Grobmotorik mit dem Exoskelett Lucy festzuhalten, dass für raumgreifende Bewegungs- und Arbeitshandlungen, wie sie bspw. in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ gefordert waren, das zur Verfügung gestellte Bewegungsmaß innerhalb der gegebenen Freiheitsgrade als auch deren Gesamtanzahl zu gering ausfallen. Die Ergebnisse unterstreichen die Bedeutsamkeit der Integration von Arbeitshandlungen in Laborstudien, die, wie hier umgesetzt, aus konkreten Arbeitsplatzbeobachtungen in der nutzerzentrierten Technikentwicklung gewonnen wurden und sich nicht allein daraus ableiten, dass sie unproblematisch umgesetzt werden können. Eine besondere Beachtung erhält die Tatsache, dass außer einer positiven sowie einer negativen Nennung zum Systemgewicht, dieses für die Probanden kein nennenswertes Problem darstellte. Das generelle Systemkonzept einer Lastübernahme des Systemgewichts über den Hüftgurt schien damit in seiner Funktionsweise bestätigt zu werden. Allerdings ist diese Aussage mit dem Hinweis zu verknüpfen, dass die Interventionszeit mit dem Exoskelett nicht mit einer (potentiellen) Tragedauer von mehreren Stunden in einem realen Arbeitskontext zu vergleichen ist. Somit ist nicht auszuschließen, dass eine längere Interventionszeit zu einer anderen Bewertung des Systemgewichts führen kann.

(5) Belastung durch das Exoskelett

Die Forderung nach einer größeren Unterstützungsleistung eröffnet vor dem Hintergrund, dass ebenfalls eine Reihe von Personen den Widerstand des Systems gegen das Absenken des Armes (welcher gleichsam den Effekt der Unterstützungsleistung darstellt) kritisierten, den zentralen Kernkonflikt im Design eines Exoskeletts für die Oberarmunterstützung. Im Prinzip haben aktive Exoskelette wie Lucy gegenüber den passiven Exoskeletten das Potential eine Unterstützung zu einem spezifischen Punkt komplett abzubrechen und damit die Behinderung der Abwärtsbewegung des Arms aufzuheben (Long, Du, Wang & Dong, 2018; Otten et al., 2018). Dies setzt jedoch voraus, dass eine zusätzliche Sensorik oder ein Bedienelement den Zeitpunkt des Auflösens der Unterstützung initiiert. Eine solche war in dem Exoskelett Lucy jedoch nicht verbaut. Dadurch war eine Behinderung der Abwärtsbewegung bis auf den Umstand, dass der unterstützte Zielbereich für die Niet- und Schleifaufgabe zuvor eingestellt werden konnte, hier genauso vorhanden wie bei den passiven Systemen. Auch in den Studien zu den passiven Systemen wird diese Behinderung von den Probanden negativ bewertet. In ihrem Review zu passiven exoskelettalen Systemen für Tätigkeiten in und über Kopfhöhe fassen Vries und Looze (2019) mehrere Studien zusammen, aus dem hervorgeht, dass quasi alle Systeme zu einer Erhöhung von bis zu 107 % der antagonistischen (gegenüber der Flexion) Muskelaktivität führen können. Die Autoren legen dar, wie sehr dieser Zielkonflikt die Gebrauchstauglichkeit von Exoskeletten einschränken kann und stellen diesbezüglich insbesondere den passiven Exoskeletten eine eingeschränkte Praxistauglichkeit aus. Für die passiven Exoskelette bedeutet dies, dass sie zukünftig feinstufigere Einstellungen benötigen um den Trade-off zwischen Unterstützungsleistung und Einschränkung besser zu treffen. Für aktive Exoskelette wie das System

Lucy legen die Ergebnisse nahe, dass die Abwärtsbewegung über eine softwareseitig gesteuerte Regelung auf die Bedürfnisse der Nutzer angepasst werden sollte.

(6) Verbesserungsvorschläge

Insgesamt sind nur vier Verbesserungsvorschläge für das Exoskelett genannt worden. Was bei den Äußerungen auffällt ist, dass alle Verbesserungsvorschläge mit dem Wunsch verknüpft waren mehr Unterstützungsleistung durch das Exoskelett zu erhalten, sowohl in beiden Arbeitsaufgaben als auch explizit mehr Kraft in niedrigeren Flexionswinkeln. Aus der Literatur sind keine Daten darüber zu entnehmen, ob sich Probanden auch bei anderen Systemen mehr Unterstützungsleistung gewünscht hätten. Dies mag jedoch auch darauf zurückzuführen sein, dass in den meisten Studien die untersuchten Arbeitstätigkeiten daraufhin ausgesucht wurden, dass sie eine größtmögliche Passung für die Art der Unterstützungsform des Exosketts liefern.

Zusammenfassende Bewertung der qualitativen Befragung

Insgesamt beinhalteten die Cluster vielschichtige Aussagen zur gefühlten Unterstützung mit dem Exoskelett Lucy, enthielten darüber hinaus aber auch zahlreiche Hinweise auf Verbesserungspotentiale und mögliche Hürden in der Implementierung des Exosketts in die Praxis. Die hier dargestellte Auswertung der Ergebnisse kann maßgeblich dazu beitragen, die Nutzerakzeptanz und Praktikabilität im Rahmen der Weiterentwicklung zu verbessern. Letztlich lieferten die Ergebnisse einer für die meisten Nutzer direkt spürbaren Unterstützung durch das Exoskelett (vor allem in der Arbeitsaufgabe „Nieten“) eine vielversprechende Basis für eine erfolgreiche Implementierung in die Praxis. Die Hinweise auf Bewegungseinschränkungen in der Grob- und Feinmotorik als auch auf Irritationen an der Armschnittstelle sind hingegen wichtige Orientierungspunkte dafür, was für eine (potentielle) Weiterentwicklung des Exosketts Lucy im Sinne einer verbesserten Einsetzbarkeit und Nutzerakzeptanz vonnöten wäre. Im Gegensatz zu anderen Studien wurde hier allerdings kein kommerzielles Produkt getestet, so dass ein direkter Vergleich zwischen dem Exoskelett Lucy und kommerzieller Exoskette hinsichtlich der Komfortkriterien nur eingeschränkt aussagekräftig ist. Es spricht für das Design dieses Laborexperiments, dass viele der aus Feldstudien bekannten Hürden in der Nutzung von Exosketten hier ebenfalls aufgedeckt werden konnten. Den zahlreichen positiv empfundenen Entlastungen stehen vor allem Hinweise auf eine eingeschränkte Bewegungsfreiheit mit dem Exoskelett in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ gegenüber. Für das aktive Exoskelett Lucy, sollte für zukünftige Untersuchungen insbesondere eine nutzer- und situationsangepasste Unterstützungsleistung zur Verfügung stehen. Vor allem, wenn die Akzeptanz des Exosketts im Vordergrund der Untersuchung stehen sollte.

7.7 Technische Optimierungspotentiale am Exoskelett „Lucy“

Das folgende Kapitel enthält eine Zusammenfassung der aus der biomechanischen Analyse sowie der Befragung abzuleitenden Optimierungspotentiale des Exoskeletts „Lucy“. Die Darstellung orientiert sich am technischen Aufbau des Exoskeletts.

Aktuierung

Die pneumatische Aktuierung liefert die primäre Kraftunterstützung des Exoskeletts. Das hierdurch produzierte Drehmoment in den aktuierten Achsen der Oberarmsegmente führte zu einer signifikanten Reduktion der muskulären Aktivität des M. deltoideus anterior in der untersuchten Schulter für die gesamte Unterstützungszeit in der Arbeitsaufgabe „Nieten“. Das verfügbare Drehmomentniveau reicht demnach für eine weitreichende Unterstützung der Schultermuskulatur bei vergleichbaren Tätigkeiten aus. Diese reduzierte muskuläre Aktivität im M. deltoideus als Folge der Aktuierung entstand hingegen „nur“ in einzelnen drehmomentunterstützten Bewegungsabschnitten in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. In Anbetracht der geäußerten Wünsche einzelner Probanden nach mehr Unterstützungsleistung, teils explizit für geringe Flexionswinkel gefordert, lässt sich ableiten, dass für die Schleiftätigkeit das gelieferte Drehmoment nicht ausreichte. Zusammenfassend ist zu schlussfolgern, dass für vergleichbare Tätigkeiten, insbesondere bei niedrigen Flexionswinkeln, das Drehmomentniveau angehoben werden sollte. Eventuell ist für Arbeitsaufgaben mit vergleichbar schweren Werkzeugen wie dem verwendeten Langhalsschleifer zusätzlich das maximale Drehmoment anzuheben. Eine Anhebung des unterstützenden Drehmoments vergrößert hingegen die notwendige Gegenkraft in der Extensionsbewegung. Aufgrund ihrer gegen die Unterstützungsleistung gerichteten Gewichtskraft ist diese Einschränkung bei relativ hohen Werkzeuggewichten vernachlässigbar. Für leichtere Werkzeuge ist die Anhebung des Drehmoments allerdings nicht zu empfehlen. Hier zeigte sich bereits bei der bestehenden Höhe des Drehmoments, dass einzelne Probanden die Kraftanstrengung negativ bewerteten, mit der gegen das System in der Extensionsbewegung gearbeitet werden musste. Dieser Zielkonflikt untermauert die Forderung nach einer variableren Aktuierung, die die Vorzüge einer elektronisch regelbaren Unterstützungsleistung erfüllt. Aus den Ergebnissen leitet sich der klare Entwicklungsauftrag ab, eine Steuerung zu entwickeln, die langfristig in der Lage ist, zwischen gewünschter Unterstützung in der Aufwärtsbewegung und erforderlicher Abschaltung bzw. Reduzierung der Unterstützung in der Abwärtsbewegung zu differenzieren.

Neben dieser Intentionserkennung des Nutzers steht weiterhin die Frage nach der idealen Unterstützungsleistung für die jeweilige Arbeitstätigkeit im Raum. Diese richtet sich nach der, aus der jeweiligen Arbeitstätigkeit und ihrer Charakteristik (Umfang, Frequenz, Lastgewicht etc.) abzuleitenden Belastungsgröße und den physiologischen Grundvoraussetzungen. Dementsprechend komplex gestaltet sich eine im Exoskelett hinterlegte, angepasste Unterstützungsleistung. Kurzfristig praktikabler erscheint daher der Weg, die Unterstützungsleistung vom Nutzer aufgaben- und konstitutionsabhängig selbst einstellen zu lassen. Beim Exoskelett „Lucy“ war eine solche Einstellbarkeit des allgemeinen Drehmomentniveaus bereits verbaut. Zugunsten einer Vergleichbarkeit der Ergebnisse wurde diese bei der vorliegenden Untersuchung allerdings deaktiviert. Die Ergebnisse der Studie unterstützen allerdings deren Verwendung in der Praxis, im besten Falle in Kombination mit den zuvor beschriebenen Optimierungen bezüglich der Aktuierungssteuerung. Eine dergestalt verbesserte Steuerung sollte sich zudem einem sanfteren Einsatz der Aktuierung widmen. Nach Aussagen einiger Probanden gestaltete sich der Krafteinsatz noch zu ruckartig.

Rückenstruktur

Die aus teilflexiblen Flachprofilen aufgebaute Rückenstruktur des Exoskeletts „Lucy“ ermöglichte den Probanden eine Vorbeugung und Tordierung des Rückens. In der, in durchgehend aufrechter Körperhaltung durchgeführten, Arbeitsaufgabe „Nieten“ war die hierdurch gegebene Bewegungsfreiheit ausreichend. Das erforderliche Bewegungsausmaß in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ offenbarte hingegen die Grenzen des vorliegenden technischen Aufbaus. Probanden bemängelten vor allem die unzureichende Tordierbarkeit des Rückenprofils in den Endpositionen der Arbeitsaufgabe. Für vergleichbare Arbeitstätigkeiten ist daher eine Überarbeitung der Rückenstruktur mit dem Fokus auf Vergrößerung der Torsionsflexibilität anzuraten. Inwieweit sich dies in Anbetracht des technischen Aufbaus über teilflexible Flachprofile, mit ihrer benötigten Biegesteifigkeit innerhalb des Konstruktionskonzepts, realisieren ließe, ist ein abzuleitender Forschungsauftrag.

Schulterkinematik

Die Schulterkinematik des Exoskeletts Lucy umfasst eine Schulterbreitenverstellung, eine freilaufende Achse über der Schulter sowie die aktuierte Achse neben der Schulter, in Höhe des Schulterdrehpunkts. Die Veränderungen der Schultergelenkwinkel der Probanden im Nietvorgang mit Exoskelett ließen sich auf die Richtung der Unterstützungskraft durch die Aktuatorik bzw. das Eigengewicht der Oberarmsegmente zurückführen. Der Probandenbefragung waren zudem keine Hinweise auf Bewegungseinschränkungen innerhalb des Nietvorgang zu entnehmen. Der Aufbau der Schulterkinematik in der vorliegenden Form gestattete den Probanden somit eine der Niettätigkeit angemessene Bewegungsfreiheit. Unzureichend erwies sich hingegen die Bewegungsfreiheit in der Schleifaufgabe. Mit Exoskelett konnten im Bewegungsablauf des Schleifens für beide Schultern mehrere Abschnitte identifiziert werden, in denen signifikante Abweichungen der Gelenkwinkel auftraten. Zum Teil basierten diese auf Bewegungseinschränkungen durch die Schulterkinematik des Exoskeletts, insbesondere aufgrund der fehlenden Extensionsmöglichkeit der Schulter. Das für die Schleifaufgabe erforderliche Zurückführen des Armes (Extension) ließ sich nur über eine verstärkte Oberkörperrotation umsetzen. Daneben offenbarte das Fehlen eines eigenständigen Freiheitsgrades für die Abduktion/Adduktion in der Schulterkinematik des Exoskeletts eine Schwachstelle. Dies führte mit Exoskelett zu deutlichen Abweichungen in den Schultergelenkwinkeln im Schleifvorgang. Aufgrund der umfangreichen Freiheitsgrade der menschlichen Schulter werden auch zukünftige Verbesserungen der Schulterkinematik am Exoskelett „Lucy“ Kompromisse zwischen der Bewegungsfreiheit und dem konstruktiven Aufwand darstellen. Eine naheliegende Optimierung der Schulterkinematik liegt in der Erweiterung der Extensionsmöglichkeit. Ein Ausbau des Bewegungsfreiraums in diese Richtung erscheint mit Modifikationen des Aktuierungskonzepts vereinbar zu sein und würde damit einen wesentlichen Kritikpunkt an der bestehenden Schulterkinematik entschärfen. Die Bereitstellung eines zusätzlichen Freiheitsgrades zur Abduktion/Adduktion ließe sich unter dem bestehenden Kinematikkonzept hingegen nicht umsetzen. Bislang umfasst kein kommerziell erhältliches Exoskelett zur Schulterunterstützung einen solch dedizierten Freiheitsgrad zur Abduktion/Adduktion. Eine solche Erweiterung würde eine komplette Neuentwicklung der Schulterkinematik erfordern und liegt damit außerhalb des Bereichs von Detailverbesserungen.

Schnittstellen

Die direkten Kontaktstellen zwischen dem Exoskelett „Lucy“ und dem Nutzer sind textilbasiert bzw. mit Textilien ausgekleidet. Die Schnittstellen umfassen den Beckengurt, die Schultergurte sowie die Armschalen an den Oberarmsegmenten. Laut den Ergebnissen der Probandenbefragung wurden vor

allem Hautirritationen bemängelt, die sich aus Relativbewegungen zwischen Haut und Textil ergaben. Es zeigte sich, dass die in der vorliegenden Studie notwendige Oberkörperfreiheit vor allem den Tragekomfort der Schultergurte massiv einschränkte. In der Praxis ist hingegen davon auszugehen, dass das Exoskelett über der Kleidung getragen wird und somit die hierzu geschilderten Beschwerden nicht auftreten. Allerdings sind die geäußerten Missempfindungen an den Armschalen auch in der Praxis zu erwarten, da das Tragen kurzärmeliger Arbeitskleidung ebenfalls zu einem direkten Kontakt zwischen der Haut und der Armschale führt. Optimierungen des Exoskeletts an den Armschalen sollten somit zum einen überprüfen, ob das verwendete Textil durch eine hautfreundlichere Variante ersetzt werden kann. Dies könnte bei Relativbewegungen oder unter Schweißbildung zu geringeren Hautirritationen führen. Zudem ist die Passung zwischen der Gestaltung der Armschale und der Form der Oberarme der Nutzer in den Fokus zu nehmen. Zu große Differenzen der jeweiligen Umfänge könnten hier zu Einschnürungen führen oder aber den Arm innerhalb der Armschale verrutschen lassen.

Gewicht

Das Eigengewicht des Exoskeletts „Lucy“ von ca. 5,8 kg empfand nur eine Testperson explizit als störend. Zwei weitere Testpersonen beurteilten die Gewichtsaufnahme durch den Hüftgurt explizit als gelungen. Gewichtsbedingte Einflüsse auf die posturale Stabilität ließen sich für die hier untersuchten Arbeitstätigkeiten nicht nachweisen. Auf Basis der Ergebnisse ist die Reduktion des Eigengewichts des Exoskeletts demnach nicht notwendig. Allerdings kam es in der Oberkörpervorlage zu einer erhöhten Aktivierung der unteren Rückenmuskulatur. Dieser Anstieg ist auf eine zusätzliche Gewichtsbelastung durch das Exoskelett zurückzuführen. Vor allem für langanhaltende Arbeitstätigkeiten ist zu vermuten, dass das Eigengewicht des Exoskeletts eine größere Rolle spielen dürfte. Es ist daher darauf zu achten, dass oben genannte Verbesserungen an der Kinematik, der Aktuierung oder den Schnittstellen nicht mit einer Erhöhung des Gewichts einher geht. Mittelfristig sollte das Systemgewicht so weit wie möglich, eventuell über die Verwendung leichterer Materialien, minimiert werden.

7.8 Kritische Reflexion der Untersuchungsmethode

Die kritische Reflexion der Untersuchungsmethode umfasst eine Diskussion der Übertragbarkeit der Untersuchungsmethode auf zukünftige Untersuchungen zu Exoskeletten sowie eine Einschätzung hinsichtlich ihrer Limitierung.

Übertragbarkeit der Untersuchungsmethode auf andere Exoskelette

Die kinematischen Daten der Arbeitsaufgaben wurden mittels einer optischen 3D-Kinemetrie (Vicon) ermittelt, welche als Gold-Standard in der 3D-Kinemetrie gilt. Die Basis für die Erstellung von Gelenkwinkeldaten über diese Methode bildete ein umfangreiches Cluster-Marker-Set, das sich an die Erfordernisse in der Verwendung mit einem Exoskelett anpassen ließ. Anpassungen der Methode sind vor allem für die optische Kinemetrie dann vorzunehmen, wenn Exoskelette die freie Sicht der Kamerasysteme auf die Marker einschränken. Bei einer zu großen Abdeckung, die im Einzelfall zu prüfen ist, muss auf andere technische Möglichkeiten einer 3D-Kinemetrie (bspw. per Inertialsensoren) zurückgegriffen werden. Die Erhebung der muskulären Aktivität erfolgte über eine Elektromyografie. Das Verfahren entsprach den Empfehlungen nach SENIAM-Standard. Die zusätzlich

applizierten 3D-Abdeckkappen vermieden erfolgreich potentielle Störungen durch Kontakt mit dem Exoskelett. Bei weiteren Exoskeletten sind gegebenenfalls andere Körperregionen mit neu zu entwerfenden 3D-Kappen abzudecken.

Die erfassten Winkel- und muskulären Aktivitätsdaten ermöglichten eine statistische Überprüfung auf Unterschiede über den gesamten Bewegungsverlauf. Die statistischen Methoden setzten sich aus klassischen 0-dimensionalen Prüfverfahren zu diskreten Kenngrößen sowie eines 1-dimensionalen Statistical Parametric Mapping (SPM) zusammen. Eine Übertragbarkeit der Untersuchungsmethode auf Analysen von anderen Exoskeletten (oder andere Arbeitstätigkeiten) ist mit der gewählten Methode gegeben. Über das SPM konnten die Bewegungsverläufe auf Unterschiede hin überprüft werden, ohne eine gerichtete Vermutung darüber anzustellen, an welchen Zeitpunkten im Bewegungszyklus diese hätten auftreten können. Damit bildet das SPM die ideale Grundlage für Fragestellungen, in denen diesbezüglich keine spezifischen Vorannahmen getroffen werden können. Die statistische Auswertung per SPM ist ohne weitere Einschränkung auch auf Untersuchungen zu anderen Exoskeletten anzuwenden. Voraussetzung ist allerdings, dass die zu untersuchenden Arbeitstätigkeiten einem repetitiven, zyklischen Verlauf folgen. Arbeitsprozesse, die sich in ihrer Dynamik oder den Bewegungsabläufen fortwährend ändern, müssen auf andere Weise analysiert werden. Hier wäre ein Rückgriff auf singuläre Kennzahlen in der Kinematik und der Elektromyografie geboten. Untersuchungen, ob mit oder ohne Exoskelett, zu nicht-stationären Arbeitstätigkeiten, bedürfen eines anderen Erhebungsinstruments für das posturale Schwanken als einer Kraftmessplatte. Als Alternative hierzu bieten sich auch hier vor allem Inertialsensoren an.

Wie sich in den Kovarianzanalysen u.a. zum posturalen Schwanken oder des subjektiven Belastungsempfindens zeigte, sind die anthropometrischen Daten sowie das Alter grundsätzlich zu berücksichtigen, wenn Interaktionseffekte zwischen Mensch und Exoskelett in der hier gewählten Form zu beschreiben und zu bewerten sind. So konnten unter Berücksichtigung dieser Faktoren für das subjektive Belastungsempfinden im Vergleich zwischen den Bedingungen mit und ohne Exoskelett keine signifikanten Unterschiede mehr festgestellt werden, gleichwohl diese ohne Berücksichtigung der Faktoren signifikant voneinander abwichen. Damit bestätigt sich die Bedeutung der anthropometrischen und physiologischen Voraussetzungen für die zu beschreibenden Interaktionseffekte. Zukünftige Untersuchungen an Exoskeletten sollten sich daher diesen Interaktionseffekten verstärkt widmen, um ein präziseres und realistischeres Bild der Auswirkungen dieser Systeme auf ihre Träger zu erfassen.

Die über die Borg-Skala erhobene eingeschätzte Entlastung, die sich über den Einsatz des Exoskeletts ergab, ergänzte die objektiven Messvariablen um eine wichtige subjektive Einschätzung. Damit bildete sie eine weitere, wichtige Säule in der Beurteilung der Interaktionseffekte des Exoskeletts mit dem Menschen und sollte auch in späteren Untersuchungen zu Interaktionseffekten mit Exoskeletten hinzugezogen werden.

Mittels der qualitativen, offenen Befragung der Probanden zum Abschluss der Messreihe konnte der Fokus der Probanden in der Beurteilung des Exoskeletts identifiziert werden. Hieraus ließ sich ableiten, dass weniger die Unterstützungsleistung als solche, sondern vielmehr Probleme an den Schnittstellen zwischen Mensch und Maschine und Einschränkungen in der Bewegungsfreiheit die Probanden beschäftigte. Dieses Ergebnis präziserte die Anforderungen an jene Bereiche des Exoskeletts, die einer Überarbeitung bedürfen um dessen Praktikabilität und Nutzerakzeptanz zu erhöhen. Auf Basis der gefundenen thematischen Cluster ließen sich für weitere Untersuchungen gerichtete Fragen bezüglich des Exoskeletts ableiten. Dies sollte jedoch nicht zu Lasten der offenen, ungerichteten Fragestellung gehen. Die ausschließliche Verwendung vorformulierter, gerichteter Fragen vergrößert die Gefahr eines blinden Flecks in der Erhebung von Nutzerwahrnehmungen.

Limitierung der Untersuchungsmethode

Neben den hervorgehobenen Stärken in der Untersuchungsmethode sind einige Limitierungen zu nennen. Diese betreffen unter anderem die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf erwartbare Interaktionseffekte bei Fachkräften. Neben der ausschließlichen Fokussierung auf männliche Probanden und der Hinzuziehung weiterer Ausschlusskriterien war u.a. die selbständige Einordnung der Probanden als Laien für die zu bewältigenden Aufgaben eines der wichtigsten Einschlusskriterien. Aufgrund der Erfahrung aus vorhergehenden Studien war es unwahrscheinlich, genug professionelle Probanden für die Studie zu gewinnen, wodurch diese in einem heterogenen, aus Laien und Spezialisten zusammengesetzten, Feld zu stark von der Gruppennorm abweichende Messergebnisse generiert hätten. Ziel war es demnach, explizit auf die Aufnahme von Spezialisten für das jeweilige Feld der Arbeitsaufgaben zu verzichten. Dahinter stand die Überlegung, dass Spezialisten für die jeweilige Arbeitsaufgabe ein stark von Laien abweichendes Bewegungsmuster inklusive angepasster muskulärer Aktivierung zeigen könnten. Zudem setzten sich die hier simulierten Arbeitsaufgaben aus zwei unterschiedlichen Arbeitssektoren zusammen. Spezialisten für eine Aufgabe hätten sich evtl. als Laien für die andere Arbeitsaufgabe erweisen können. Darüber hinaus war es nicht das Ziel der Untersuchung, die konkreten Entlastungen von Spezialisten bei ihren Arbeitstätigkeiten durch das Exoskelett zu erfassen. Vielmehr sollte der Frage nachgegangen werden, ob es durch den Einsatz des Exoskeletts bei zwei, exemplarisch aus der Arbeitswelt gegriffenen Aktivitäten, generell zu einer Belastungsreduktion und/oder anderen Einflüssen auf bspw. das körperliche Schwanken kommt. Vor diesem Hintergrund ist eine uneingeschränkte Übertragbarkeit der Ergebnisse auf professionelle Anwender nicht zulässig. Darüber hinaus gehen mit der getroffenen Probandenauswahl Einschränkungen hinsichtlich der Übertragbarkeit auf weitere Personengruppen einher, die andere physiologische Grundvoraussetzungen mit sich bringen. Somit ist beispielsweise eine undifferenzierte Übertragung der Ergebnisse auf Frauen aufgrund anderer körperlicher Gegebenheiten und dadurch anderer Interaktionsvoraussetzungen nicht zulässig.

Das posturale Schwanken im Arbeitsverlauf wurde über eine Kraftmessplatte erhoben (Posturografie). Die hierfür herangezogene Kenngröße der 95%-Konfidenzellipse ist ein bewährter Parameter, der die Bewegungszyklen in ihrer Gesamtheit umfasst und somit eine solide Datenbasis lieferte, auf der das, durch das Exoskelett potentiell zusätzlich induzierte, körperliche Schwanken quantitativ beurteilt werden konnte. Die rigide Fußstellung auf der Kraftmessplatte, die keine Veränderung der Fußposition erlaubte, ist eine Grundvoraussetzung für die Hinzuziehung einer 95%-Konfidenzellipse als Parameter der posturalen Stabilität. Gleichzeitig mindert dies die externe Validität der Beurteilung des Einflusses des Exoskeletts auf das Gleichgewicht in realen Arbeitssituationen, da zu erwarten ist, dass sich in diesen eine Veränderung der Fußposition als Antwort auf das posturale Schwanken einstellt. Die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf Arbeitssituationen mit einem hohen Fortbewegungsanteil ist daher eingeschränkt.

Mit der erforderlichen Berücksichtigung der Unterschiede zwischen verschiedenen Nutzergruppen sowie arbeitsplatzspezifischer Besonderheiten, ermöglichen die Untersuchungsergebnisse der Studie, trotz der beschriebenen Limitierungen, auch für andere Nutzergruppen und Arbeitsplätze zumindest eine Einschätzung der zu erwartenden Effekte in der Nutzung des Exoskeletts „Lucy“.

8 Fazit und Ausblick

Die Ergebnisse der biomechanischen Analyse der Arbeitstätigkeiten mit dem Exoskelett Lucy zeigen, dass sich mit einer Nutzung des Exoskeletts in beiden Arbeitstätigkeiten, insbesondere aber in der Arbeitstätigkeit „Nieten“, deutliche Reduktion der muskulären Beanspruchung in der Schultermuskulatur ergaben. Gleichzeitig blieb eine negative Beeinflussung auf das Gleichgewicht in beiden Arbeitsaufgaben, zumindest für die hier untersuchte stationäre Arbeitsweise, aus. Somit entspricht das Exoskelett Lucy der Entwicklungsvorgabe für die primär adressierte Arbeitstätigkeit, eine Entlastung der Schultermuskulatur für Tätigkeiten in und über Kopfhöhe zu generieren, in vollem Umfang und offenbart großes Potential in der Reduktion muskuloskelettaler Beschwerden, die durch eine Überlastung der Schultermuskulatur entstehen.

Die Tests zur vorliegenden Entwicklungsstufe des Exoskeletts zeigen jedoch auch Handlungsbedarfe zur Überarbeitung und Weiterentwicklung des Systems Lucy auf, vor allem für Arbeitsaufgaben die außerhalb des engen, primären Anwendungskontexts liegen. So ergab sich für kurze Abschnitte der Arbeitshandlungen eine erhöhte Aktivität der unteren Rückenmuskulatur unter Einsatz des Exoskeletts mit einer jeweils aufgabenspezifischen Ursache. In der Arbeitsaufgabe „Nieten“ verursachte die Unterstützungsleistung des Exoskeletts eine Erhöhung der Rückenmuskelaktivität aufgrund der zusätzlichen Kraft, die in der Abwärtsbewegung entgegen der Unterstützungsrichtung des Exoskeletts durch die Probanden aufgebracht werden muss. In der Arbeitsaufgabe „Schleifen“ führte dieser Aspekt aufgrund der höheren Gewichtskraft des Langhalssschleifers zu keiner Erhöhung. Allerdings machte sich hier das Eigengewicht des Exoskeletts bemerkbar, was in der Oberkörpervorlage ebenfalls eine Erhöhung der Aktivität der unteren Rückenstrecker erzeugte. Diese unterschiedlichen Wirkmechanismen, die jeweils eine Erhöhung der Rückenmuskelaktivität verursachen, machen die Ursachenbeseitigung zu einer großen ingenieurtechnischen Herausforderung.

Es zeigte sich in der Befragung der Probanden, dass diese beiden Aspekte, das Eigengewicht sowie die Behinderung der intendierten Abwärtsbewegung des Armes, die stärksten Kritikpunkte am Exoskelett Lucy ausmachen. Insbesondere der letztgenannte Punkt der Behinderung der intendierten Abwärtsbewegung stellt für den Bereich der industriellen Exoskelette einen Zielkonflikt zwischen Entlastung über die Unterstützung in Flexionsbewegungen der Schulter einerseits und hierdurch zusätzlich hervorgerufener Belastung in der Extension andererseits dar. Gerade passive Exoskelette sind diesem Zielkonflikt aufgrund ihrer Bauweise dauerhaft unterworfen. Mit seinem aktiven, steuerbaren Antrieb bietet das Exoskelett Lucy in weiteren Entwicklungsstufen hingegen das Potential, über eine Intentionserkennung der Nutzerbewegungen zwischen Phasen gewünschter Unterstützungsleistung und ungehinderter Bewegung zu differenzieren. Eine dermaßen gestaltete Steuerung wäre somit in der Lage, den beschriebenen Zielkonflikt aufzulösen. Mit der Wahl eines aktiven Exoskeletts wie dem Exoskelett Lucy, wird aufgrund der komplexeren Bauart jedoch in der Regel ein gegenüber passiven Exoskeletten höheres Eigengewicht in Kauf genommen. Die Lastverteilung des Exoskeletts und mit ihr das Tragekonzept (Gurtsystem etc.) spielt damit eine maßgebliche Rolle in der Minimierung zusätzlicher Belastungen der Nutzer.

Die differenzierte Einschätzung der Gebrauchstauglichkeit des Exoskeletts Lucy für die untersuchten Arbeitsaufgaben macht deutlich, dass die Entwicklung von exoskelettalen Systemen auch weiterhin mit biomechanischen Messmethoden begleitet werden muss. Einerseits um die komplexen Interaktionsmuster zwischen Nutzer*in und Exoskelett aufzudecken, woraus sich neue Anforderungskataloge (bezogen auf u.a. Systemgewicht, Unterstützungscharakteristik oder Freiheitsgrade) an die Exoskelette ableiten. Andererseits ist es dabei von entscheidender Bedeutung, dass die Analysemethoden die Komplexität der Interaktion über die gesamten Bewegungsabläufe

abbilden können. So konnte der in dieser Arbeit genutzte Ansatz eines Parametric Mapping nicht nur aufdecken, dass sich signifikante Änderungen in der Kinematik und Muskelaktivität über den Einsatz des Exoskeletts ergaben. Zusätzlich wurden deren Zeitpunkte im Bewegungsverlauf objektiv erfasst. Für entwicklungsbegleitende biomechanische Messungen von Exoskeletten stellt dieser Aspekt einen enormen Erkenntnisgewinn dar, der sich direkt mit anderen Erhebungen koppeln lässt. So dient die beispielsweise aus der SPM-Analyse gewonnene bildliche Darstellung der kinematischen Unterschiede in der Schleifaufgabe ebenfalls als Visualisierung und Konkretisierung der in der Nutzerbefragung kritisierten Bewegungseinschränkungen. Für die Anpassung der Freiheitsgrade des Exoskeletts lassen sich somit aus den biomechanischen Analysen zielgenau die Positionen ermitteln, die es zu verbessern gilt. Gleichmaßen helfen die bildlichen Darstellungen des Vergleichs der Muskelaktivitäten, die Steuerung der Unterstützungsleistung (Drehmomentkurven) zukünftig genauer an die Bedürfnisse der Nutzer*innen anzupassen.

Die Ergebnisse dieser Arbeit belegen den Mehrwert aktiver, industrieller Exoskelette zur Reduktion muskuloskelettaler Beschwerden am Arbeitsplatz. Sie offenbaren aber auch die Komplexität der Interaktion zwischen Mensch und Exoskelett. Entlastungen in einzelnen Teilbereichen stehen zusätzlichen Belastungen und anderen Einschränkungen in anderen Bereichen gegenüber. Es ist für zukünftige Untersuchungen zudem dringend anzuraten, dass auch Arbeitsvorgänge in den Fokus genommen werden, die auf komplexen (beidarmigen) Bewegungsabfolgen basieren. Hierdurch können einerseits notwendige Verbesserungspotentiale an den Gelenkaufbauten der Exoskelette aufgedeckt werden. Zudem lassen sich hierüber Arbeitsabläufe identifizieren, deren notwendiger Bewegungsfreiraum durch die Exoskelette zum Testzeitraum noch nicht abgedeckt werden kann und für die dementsprechend vom Gebrauch der untersuchten Exoskelette abgeraten werden sollte. Es wird in zukünftigen biomechanischen Analysen von Exoskeletten darauf ankommen, diese Interaktionsmuster zwischen Mensch und Maschine immer detaillierter zu beschreiben. Auf Basis dieser Erkenntnisse lassen sich zusammen mit anderen wissenschaftlichen Disziplinen industrielle Exoskelette entwickeln, die an die Bedarfe von Nutzer*innen und die Arbeitskontexte bestmöglich angepasst sind und somit die größtmögliche Kosten-Nutzen Bilanz aufweisen.

Literaturverzeichnis

- Adolph, L., Rothe, I. & Windel, A. (2016). Arbeit in der digitalen Welt – Mensch im Mittelpunkt. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 70 (2), 77-81. doi:10.1007/s41449-016-0015-x
- Alabdulkarim, S. & Nussbaum, M. A. (2019). Influences of different exoskeleton designs and tool mass on physical demands and performance in a simulated overhead drilling task. *Applied ergonomics*, 74, 55-66. doi:10.1016/j.apergo.2018.08.004
- Alabdulkarim, S., Nussbaum, M. A., Rashedi, E., Kim, S., Agnew, M. & Gardner, R. (2017). Impact of task design on task performance and injury risk. Case study of a simulated drilling task. *Ergonomics*, 60 (6), 851-866. doi:10.1080/00140139.2016.1217354
- Alizadehkhayat, O., Roebuck, M. M., Makki, A. T. & Frostick, S. P. (2018). Subacromial impingement syndrome. An electromyographic study of shoulder girdle muscle fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 38, 136-142. doi:10.1016/j.jelekin.2017.12.001
- Anders, C. & Steiniger, B. (2018). Main force directions of trunk muscles. A pilot study in healthy male subjects. *Human movement science*, 60, 214-224. doi:10.1016/j.humov.2018.06.012
- Anton, D., Shibley, L. D., Fethke, N. B., Hess, J., Cook, T. M. & Rosecrance, J. (2001). The effect of overhead drilling position on shoulder moment and electromyography. *Ergonomics*, 44 (5), 489-501. doi:10.1080/00140130120079
- Antony, N. T. & Keir, P. J. (2010). Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20 (2), 191-198. doi:10.1016/j.jelekin.2009.04.010
- Argubi-Wollesen, A., Schubert, T. & Mattes, K. (2018). ASSESSMENT OF SHOULDER ASYMMETRY FOR THE DESIGN OF AN UPPER LIMB EXOSKELETON. In M. H. Murphy (Hrsg.), *Book of abstracts* (S. 293) [S: European College of Sport Science.
- Aziz, F. A., Ghazalli, Z., Mohamed, N. M. Z. & Isfar, A. (2017). Investigation on musculoskeletal discomfort and ergonomics risk factors among production team members at an automotive component assembly plant. In *4TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON MECHANICAL ENGINEERING RESEARCH (ICMER2017)* (IOP Conference Series-Materials Science and Engineering, Bd. 257).
- Badura, B., Ducki, A., Schröder, H., Klose, J. & Meyer, M. (2018). Fehlzeiten-Report 2018. doi:10.1007/978-3-662-57388-4
- Ballmer, C., Eichelberger, P., Leitner, M., Moser, H., Luginbuehl, H., Kuhn, A. et al. (2020). Electromyography of pelvic floor muscles with true differential versus faux differential electrode configuration. *International urogynecology journal*. doi:10.1007/s00192-020-04225-4
- Balogh, I., Arvidsson, I., Björk, J., Hansson, G.-Å., Ohlsson, K., Skerfving, S. et al. (2019). Work-related neck and upper limb disorders - quantitative exposure-response relationships adjusted for personal characteristics and psychosocial conditions. *BMC MUSCULOSKELETAL DISORDERS*, 20 (1), 139. doi:10.1186/s12891-019-2491-6
- Balogh, I., Ohlsson, K., Hansson, G.-Å., Engström, T. & Skerfving, S. (2006). Increasing the degree of automation in a production system. Consequences for the physical workload. *INTERNATIONAL JOURNAL OF INDUSTRIAL ERGONOMICS*, 36 (4), 353-365. doi:10.1016/j.ergon.2004.09.009
- Barroso, F., Santos, C. & Moreno, J. C. (2013). Influence of the robotic exoskeleton Lokomat on the control of human gait. An electromyographic and kinematic analysis. In *2013 IEEE 3rd Portuguese Meeting in Bioengineering (ENBENG)* (S. 1-6). IEEE.
- BAuA (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Hrsg.). *Ergonomiekompandium. Anwendung ergonomischer Regeln und Prüfung der Gebrauchstauglichkeit von Produkten* (1. Aufl.), Bundesanstalt für Arbeitsschutz.

- BAuA. *Faktenblatt 11 "Arbeitsbedingungen am Bau - Immer noch schwere körperliche Arbeit trotz technischen Fortschritts"*. Zugriff unter www.baua.de/dok/6505556
- BAuA (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Hrsg.). *Gefährdungsfaktoren: Ein Ratgeber*. Zugriff unter www.baua.de/gefaehrdungsfaktoren
- BAuA (undesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), Hrsg.). *Physische Belastungen / Arbeitsschwere*. Zugriff unter www.baua.de/gefaehrdungsfaktoren
- Bauer, J., Hennefarth, K.-S. & Ohlendorf, D. (2016). Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Arbeitswelt. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 66 (4), 202-204. doi:10.1007/s40664-016-0123-7
- Beach, J., Senthilselvan, A. & Cherry, N. (2012). Factors affecting work-related shoulder pain. *Occupational medicine (Oxford, England)*, 62 (6), 451-454. doi:10.1093/occmed/kqs130
- Beirer, M., Imhoff, A. B. & Braun, S. (2017). Impingement-Syndrome der Schulter. *Der Orthopade*, 46 (4), 373-386. doi:10.1007/s00132-017-3402-x
- Berger, C., Argubi-Wollesen, A. & Weidner, R. (2016). BIOMECHANICAL ANALYSIS OF A WEARABLE SUPPORT DEVICE FOR OVERHEAD WORK. In A. Baca, R. Diketmüller & H. Tschan (Hrsg.), *Book of abstracts. 21st annual congress of the European College of Sport Science : 6th-9th July 2016, Vienna - Austria* (S. 453).
- BGIA. (2007). *Muskel-Skelett-Erkrankungen der oberen Extremität und berufliche Tätigkeit. Entwicklung eines Systems zur Erfassung und arbeitswissenschaftlichen Bewertung von komplexen Bewegungen der oberen Extremität bei beruflichen Tätigkeiten* (BGIA-Report, Bd. 2007,2, 1. Aufl.). Hannover: Technische Informationsbibliothek u. Universitätsbibliothek; HVBG.
- Bitikofer, C. K., Hill, P. W., Wolbrecht, E. T. & Perry, J. C. (2019). Analysis of shoulder displacement during activities of daily living and implications on design of exoskeleton robotics for assessment. In L. Masia, S. Micera, M. Akay & J. L. Pons (Eds.), *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation III. Proceedings of the 4th International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR2018), October 16-20, 2018, Pisa, Italy* (Biosystems & Biorobotics, vol. 21, pp. 478–482). Cham: Springer International Publishing.
- Blache, Y., Desmoulins, L., Allard, P., Plamondon, A. & Begon, M. (2015). Effects of height and load weight on shoulder muscle work during overhead lifting task. *Ergonomics*, 58 (5), 748-761. doi:10.1080/00140139.2014.980336
- Blanco, A., Catalán, J. M., Díez, J. A., García, J. V., Lobato, E. & García-Aracil, N. (2019). Electromyography Assessment of the Assistance Provided by an Upper-Limb Exoskeleton in Maintenance Tasks. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19 (15). doi:10.3390/s19153391
- Błaszczuk, J. W. (2016). The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. *Gait & Posture*, 44, 1-6. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.10.014
- BMAS/BAuA. (2018). *Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit - Berichtsjahr 2017*. doi:10.21934/BAUA:BERICHT20181212
- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 16, 55-58. doi:10.5271/sjweh.1815
- Börner, K. & Bullinger, A. C. (2018). Altersdifferenzierte Beanspruchungsanalyse von Montagemitarbeitern in der Automobilindustrie. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 72 (4), 287-294. doi:10.1007/s41449-018-0121-z
- Borstad, J. D., Szucs, K. & Navalgund, A. (2009). Scapula kinematic alterations following a modified push-up plus task. *Human movement science*, 28 (6), 738-751. doi:10.1016/j.humov.2009.05.002
- Bosch, T., Mathiassen, S. E., Visser, B., Looze, M. P. de & van Dieën, J. H. (2011). The effect of work pace on workload, motor variability and fatigue during simulated light assembly work. *Ergonomics*, 54 (2), 154-168. doi:10.1080/00140139.2010.538723

- Boschman, J. S., Frings-Dresen, M. H. W. & van der Molen, H. F. (2015). Use of Ergonomic Measures Related to Musculoskeletal Complaints among Construction Workers. A 2-year Follow-up Study. *Safety and health at work*, 6 (2), 90-96. doi:10.1016/j.shaw.2014.12.003
- Boschman, J. S., van der Molen, H. F., Sluiter, J. K. & Frings-Dresen, M. H. W. (2012). Musculoskeletal disorders among construction workers. A one-year follow-up study. *BMC MUSCULOSKELETAL DISORDERS*, 13. doi:10.1186/1471-2474-13-196
- Boyas, S. & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle. Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 54 (2), 88-108. doi:10.1016/j.rehab.2011.01.001
- Brandes, R., Lang, F. & Schmidt, R. F. (Hrsg.). (2019). *Physiologie des Menschen. Mit Pathophysiologie* (Springer-Lehrbuch, 32. Auflage).
- Brandl, C., Mertens, A., Luczak, H. & Nitsch, V. (2018). Produktion in der Industrie 4.0. Renaissance der arbeitswissenschaftlichen Forschung für manuelle Montagesysteme. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 72 (4), 227-228. doi:10.1007/s41449-018-0130-y
- Brenscheidt, S., Siefer, A., Hinnenkamp, H. & Hünefeld, L. Arbeitswelt im Wandel, Ausgabe 2018. doi:10.21934/baua:praxis20180131
- Bruder, R., Bier, L., Rönick, K. & Bopp, V. (2016). HANDgerecht. Handwerk demografiegerecht gestalten, 1-146.
- Brunner, U. H. & Scheibel, M. (2017). Klinische Untersuchung der Schulter. In P. Habermeyer, S. Lichtenberg, M. Loew, P. Magosch, F. Martetschläger & M. Tauber (Hrsg.), *Schulterchirurgie* (5. Auflage, S. 57-87). Deutschland: Elsevier. doi:10.1016/B978-3-437-22342-6.00004-0
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), Hrsg.). *Berufskrankheiten mit Bezug zu Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems (MSE)*, Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Zugriff unter <https://www.baua.de/DE/Themen/Arbeit-und-Gesundheit/Muskel-Skelett-Erkrankungen/Arbeitsbedingte-MSE.html>
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. (2019). *MEGAPHYS - Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz*. doi:10.21934/BAUA:BERICHT20190821
- Bureau of Labor Statistics. *Nonfatal occupational injuries and illnesses requiring days away from work, 2015*, US Department of Labor Washington.
- Butler, T. R. (2016). Exoskeleton technology. Making workers safer and more productive. *Professional Safety*, 61 (09), 32-36.
- Cempini, M., Rossi, S. M. M. de, Lenzi, T., Vitiello, N. & Carrozza, M. C. (2013). Self-Alignment Mechanisms for Assistive Wearable Robots. A Kinetostatic Compatibility Method. *IEEE Transactions on Robotics*, 29 (1), 236-250. doi:10.1109/TRO.2012.2226381
- Cenciarini, M. & Dollar, A. M. (2011). *Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons. June 29 - July 1, 2011 ; ETH Zurich, Science City, Zurich, Switzerland ; [part of Rehab Week Zurich 2011, June 27 to July 1, 2011]* (vol. 2011). Piscataway, NJ: IEEE.
- Charles, L. E., Ma, C. C., Burchfiel, C. M. & Dong, R. G. (2018). Vibration and Ergonomic Exposures Associated With Musculoskeletal Disorders of the Shoulder and Neck. *Safety and health at work*, 9 (2), 125-132. doi:10.1016/j.shaw.2017.10.003
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A. & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2. Instrumental errors. *Gait & Posture*, 21 (2), 197-211. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.04.004
- Coenen, P., Douwes, M., van den Heuvel, S. & Bosch, T. (2016). Towards exposure limits for working postures and musculoskeletal symptoms - a prospective cohort study. *Ergonomics*, 59 (9), 1182-1192. doi:10.1080/00140139.2015.1130862

- Cohen, J. (2013). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*: Academic press.
- Cömert, A. & Hyttinen, J. (2015). A motion artifact generation and assessment system for the rapid testing of surface biopotential electrodes. *Physiological measurement*, 36 (1), 1-25. doi:10.1088/0967-3334/36/1/1
- Côté, J. N. (2012). A critical review on physical factors and functional characteristics that may explain a sex/gender difference in work-related neck/shoulder disorders. *Ergonomics*, 55 (2), 173-182. doi:10.1080/00140139.2011.586061
- Côté, J. N. (2014). Adaptations to neck/shoulder fatigue and injuries. In M. F. Levin (Ed.), *Progress in Motor Control. Skill Learning, Performance, Health, and Injury* (Advances in Experimental Medicine and Biology, vol. 826, Bd. 826, pp. 205–228). New York, NY: Springer New York. doi:10.1007/978-1-4939-1338-1_13
- Cudlip, A. C., Kim, S. Y. & Dickerson, C. R. (2020). The ability of surface electromyography to represent supraspinatus anterior and posterior partition activity depends on elevation angle, hand load and plane of elevation. *Journal of Biomechanics*, 99, 109526. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.109526
- Cudlip, A. C., Meszaros, K. A. & Dickerson, C. R. (2016). The Influence of Hand Location and Force Direction on Shoulder Muscular Activity in Females During Nonsagittal Multidirectional Overhead Exertions. *Human factors*, 58 (1), 120-139. doi:10.1177/0018720815623523
- Dalbøge, A., Frost, P., Andersen, J. H. & Svendsen, S. W. (2014). Cumulative occupational shoulder exposures and surgery for subacromial impingement syndrome. A nationwide Danish cohort study. *OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL MEDICINE*, 71 (11), 750-756. doi:10.1136/oemed-2014-102161
- D'Elia, N., Vanetti, F., Cempini, M., Pasquini, G., Parri, A., Rabuffetti, M. et al. (2017). Physical human-robot interaction of an active pelvis orthosis. Toward ergonomic assessment of wearable robots. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 14 (1), 29. doi:10.1186/s12984-017-0237-y
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L. & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4. Assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*, 21 (2), 226-237. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.003
- Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. (2016). *DGUV Information 208-033 "Belastungen für Rücken und Gelenke - was geht mich das an?" (BGI/GUV-I 7011)* (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. (DGUV), Hrsg.).
- DIN, 1005-4:2005+A1:2008 (2009). *Sicherheit von Maschinen - Menschliche körperliche Leistung - Teil 4: Bewertung von Körperhaltungen und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- Di Giacomo, G., Pouliart, N., Costantini, A. & Vita, A. de. (2008). Atlas of Functional Shoulder Anatomy. doi:10.1007/978-88-470-0759-8
- Dickerson, C. R., Meszaros, K. A., Cudlip, A. C., Chopp-Hurley, J. N. & Langenderfer, J. E. (2015). The influence of cycle time on shoulder fatigue responses for a fixed total overhead workload. *Journal of Biomechanics*, 48 (11), 2911-2918. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.04.043
- DiDomenico, A., McGorry, R. W., Huang, Y.-H. & Blair, M. F. (2010). Perceptions of postural stability after transitioning to standing among construction workers. *SAFETY SCIENCE*, 48 (2), 166-172. doi:10.1016/j.ssci.2009.07.006
- Donnelly, C. J., Alexander, C., Pataky, T. C., Stannage, K., Reid, S. & Robinson, M. A. (2017). Vector-field statistics for the analysis of time varying clinical gait data. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 41, 87-91. doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.11.008
- Doorenbosch, C. A., Mourits, A. J., Veeger, D. H., Harlaar, J. & van der Helm, F. C. (2001). Determination of Functional Rotation Axes During Elevation of the Shoulder Complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31 (3), 133-137.

- Dorrestijn, O., Stevens, M., Winters, J. C., van der Meer, K. & Diercks, R. L. (2009). Conservative or surgical treatment for subacromial impingement syndrome? A systematic review. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18 (4), 652-660. doi:10.1016/j.jse.2009.01.010
- Du, F., Chen, J. & Wang, X. (2016). Human motion measurement and mechanism analysis during exoskeleton design. In *2016 23rd International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice (M2VIP)* (S. 1-5). IEEE.
- Duarte, M. & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 14 (3), 183-192. doi:10.1590/S1413-35552010000300003
- Duprey, S., Naaim, A., Moissenet, F., Begon, M. & Chèze, L. (2017). Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation. An overview. *Journal of Biomechanics*, 62, 87-94. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.12.005
- Ebaugh, D. D., McClure, P. W. & Karduna, A. R. (2006). Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16 (3), 224-235. doi:10.1016/j.jelekin.2005.06.015
- Elser, H., Falconi, A. M., Bass, M. & Cullen, M. R. (2018). Blue-collar work and women's health. A systematic review of the evidence from 1990 to 2015. *SSM - population health*, 6, 195-244. doi:10.1016/j.ssmph.2018.08.002
- Fachinger, U. (2017). Technikeinsatz bei Pflegebedürftigkeit. In J. Klauber, A. Kuhlmeier, A. Schwinger, K. Jacobs & S. Greß (Hrsg.), *Schwerpunkt. Die Versorgung der Pflegebedürftigen* (Pflege-Report, Bd. 2017, 1. Auflage, S. 83-93). Stuttgart: Schattauer; Schattauer Verlag.
- Ferguson, S. A., Allread, W. G., Le, P., Rose, J. & Marras, W. S. (2013). Shoulder muscle fatigue during repetitive tasks as measured by electromyography and near-infrared spectroscopy. *Human factors*, 55 (6), 1077-1087. doi:10.1177/0018720813482328
- Fourcade, P., Hansen, C., LeBozec, S. & Bouisset, S. (2014). Simultaneous Postural Adjustments (SPA) scrutinized using the Lissajous method. *Journal of Biomechanics*, 47 (15), 3645-3649. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.10.004
- Frey Law, L. A. & Avin, K. G. (2010). Endurance time is joint-specific. A modelling and meta-analysis investigation. *Ergonomics*, 53 (1), 109-129. doi:10.1080/00140130903389068
- Frost, P. & Andersen, J. H. (1999). Shoulder impingement syndrome in relation to shoulder intensive work. *OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL MEDICINE*, 56 (7), 494-498. doi:10.1136/oem.56.7.494
- Frost, P., Bonde, J. P. E., Mikkelsen, S., Andersen, J. H., Fallentin, N., Kaergaard, A. et al. (2002). Risk of shoulder tendinitis in relation to shoulder loads in monotonous repetitive work. *AMERICAN JOURNAL OF INDUSTRIAL MEDICINE*, 41 (1), 11-18. doi:10.1002/ajim.10019
- Fuchs, J., Rabenberg, M. & Scheidt-Nave, C. (2013). Prävalenz ausgewählter muskuloskelettaler Erkrankungen. Ergebnisse der Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland (DEGS1). *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz*, 56 (5-6), 678-686. doi:10.1007/s00103-013-1687-4
- Garving, C., Jakob, S., Bauer, I., Nadjar, R. & Brunner, U. H. (2017). Impingement Syndrome of the Shoulder. *Deutsches Arzteblatt international*, 114 (45), 765-776. doi:10.3238/arztebl.2017.0765
- Gebel, A., Lehmann, T. & Granacher, U. (2020). Balance task difficulty affects postural sway and cortical activity in healthy adolescents. *Experimental brain research*. doi:10.1007/s00221-020-05810-1
- Geonea, I. D. & Tarnita, D. (2017). Design and evaluation of a new exoskeleton for gait rehabilitation. *Mechanical Sciences*, 8 (2), 307-321. doi:10.5194/ms-8-307-2017

- Gillette, J. C. & Stephenson, M. L. (2019). Electromyographic Assessment of a Shoulder Support Exoskeleton During on-Site Job Tasks. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7 (3-4), 302-310. doi:10.1080/24725838.2019.1665596
- Glitsch, U., Bäuerle, I., Hertrich, L., Heinrich, K. & Liedtke, M. (2019). Biomechanische Beurteilung der Wirksamkeit von rumpfunterstützenden Exoskeletten für den industriellen Einsatz. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 21 (5), 456. doi:10.1007/s41449-019-00184-9
- GMBI. *Arbeitsmedizinische Regeln: Tätigkeiten mit wesentlich erhöhten körperlichen Belastungen mit Gesundheitsgefährdungen für das Muskel-Skelett-System. (AMR 13.2) (76/77).*
- Golriz, S., Hebert, J. J., Foreman, K. B. & Walker, B. F. (2015). The effect of hip belt use and load placement in a backpack on postural stability and perceived exertion. A within-subjects trial. *Ergonomics*, 58 (1), 140-147. doi:10.1080/00140139.2014.960010
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E. & Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22 (4), 501-512. doi:10.1016/j.jelekin.2012.02.019
- Gopura, R. A. R. C., Bandara, D. S. V., Kiguchi, K. & Mann, G. K. I. (2016). Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots. A review. *ROBOTICS AND AUTONOMOUS SYSTEMS*, 75, 203-220. doi:10.1016/j.robot.2015.10.001
- Gorgey, A. S. (2018). Robotic exoskeletons. The current pros and cons. *World journal of orthopedics*, 9 (9), 112-119. doi:10.5312/wjo.v9.i9.112
- Grassi, A., Alexiou, K., Amendola, A., Moorman, C. T., Samuelsson, K., Ayeni, O. R. et al. (2018). Postural stability deficit could predict ankle sprains. A systematic review. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 26 (10), 3140-3155. doi:10.1007/s00167-017-4818-x
- Grieve, J. R. & Dickerson, C. R. (2008). Identification of evidence-based exposure guidelines. *Occupational Ergonomics* (8), 53-66.
- Guo, F., Wang, T. & Ning, Z. (2017). Subjective measures of work-related fatigue in automobile factory employees. *Work (Reading, Mass.)*, 58 (2), 233-240. doi:10.3233/WOR-172606
- Habermeyer, P., Lichtenberg, S., Loew, M., Magosch, P., Martetschläger, F. & Tauber, M. (Hrsg.). (2017). *Schulterchirurgie* (5. Auflage). Deutschland: Elsevier.
- Habes, D., Carlson, W. & Badger, D. (1985). Muscle fatigue associated with repetitive arm lifts. Effects of height, weight and reach. *Ergonomics*, 28 (2), 471-488. doi:10.1080/00140138508963156
- Hamberg-van Reenen, H. H., Am Ariëns, G., Blatter, B. M., van der Beek, A. J., Twisk, J. W. R., van Mechelen, W. et al. (2006). Is an imbalance between physical capacity and exposure to work-related physical factors associated with low-back, neck or shoulder pain? *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 32 (3), 190-197. doi:10.5271/sjweh.998
- Hanvold, T. N., Kines, P., Nykänen, M., Thomée, S., Holte, K. A., Vuori, J. et al. (2019). Occupational Safety and Health Among Young Workers in the Nordic Countries. A Systematic Literature Review. *Safety and health at work*, 10 (1), 3-20. doi:10.1016/j.shaw.2018.12.003
- Hartmann, B., Klußmann, A. & Serafin, P. (2018). Physische Leistungsfähigkeit, Alter und Geschlecht – Zur Beurteilung gesundheitlicher Risiken bei körperlich belastenden Tätigkeiten. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 68 (6), 309-316. doi:10.1007/s40664-018-0287-4
- Heidl, M. J., Boespflug, A. & Wakula, J. (2018). Evaluierung von fünf Screening-Bewertungsverfahren für repetitive physische Belastungen anhand des subjektiven Belastungsempfindens der Arbeitspersonen in der Montage der Automobil-Zulieferindustrie. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 72 (2), 120-129. doi:10.1007/s41449-018-0096-9
- Hensel, R. & Keil, M. (2018). Subjektive Evaluation industrieller Exoskelette im Rahmen von Feldstudien an ausgewählten Arbeitsplätzen. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 72 (4), 252-263. doi:10.1007/s41449-018-0122-y

- Hermans, V., Hautekiet, M., Spaepen, A., Cobbaut, L. & Clerq, J. de. (1999). Influence of material handling devices on the physical load during the end assembly of cars. *INTERNATIONAL JOURNAL OF INDUSTRIAL ERGONOMICS*, 24 (6), 657-664. doi:10.1016/S0169-8141(98)00070-5
- Hesse, S., Schmidt, H. & Schmidt, U. (2001). *Manipulatorpraxis. Manuell geführte Handhabungssysteme*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag.
- Hessinger, M., Christmann, E., Werthschützky, R. & Kupnik, M. (2018). Messung von Nutzerinteraktion mit einem Exoskelett durch EMG und Gelenk-Drehmomente. *tm - Technisches Messen*, 85 (7-8), 487-495. doi:10.1515/teme-2017-0133
- Hill, D., Holloway, C. S., Morgado Ramirez, D. Z., Smitham, P. & Pappas, Y. (2017). WHAT ARE USER PERSPECTIVES OF EXOSKELETON TECHNOLOGY? A LITERATURE REVIEW. *International journal of technology assessment in health care*, 33 (2), 160-167. doi:10.1017/S0266462317000460
- Hoehne-Hückstädt, U., Herda, C., Ellegast, R., Hermanns, I., Hamburger, R. & Ditchen, D. (2007). *Muskel-Skelett-Erkrankungen der oberen Extremität (BGIA-Report 2/2007). Entwicklung eines Systems zur Erfassung und arbeitswissenschaftlichen Bewertung von komplexen Bewegungen der oberen Extremität bei beruflichen Tätigkeiten (BGIA-Report 2/2007)*.
- Hoffmann, N., Argubi-Wollesen, A., Linnenberg, C., Weidner, R. & Franke, J. (2019). Towards a Framework for Evaluating Exoskeletons. In J. P. Wulfsberg, W. Hintze & B.-A. Behrens (Hrsg.), *Production at the leading edge of technology* (S. 441-450). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. doi:10.1007/978-3-662-60417-5_44
- Hooftman, W. E., van der Beek, A. J., Bongers, P. M. & van Mechelen, W. (2009). Is there a gender difference in the effect of work-related physical and psychosocial risk factors on musculoskeletal symptoms and related sickness absence? *Scandinavian journal of work, environment & health*, 35 (2), 85-95. doi:10.5271/sjweh.1316
- Horak, F. B. (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*, 6 (1), 76-84. doi:10.1016/S0966-6362(97)00018-0
- Horton, L. M., Nussbaum, M. A. & Agnew, M. J. (2012). Effects of rotation frequency and task order on localised muscle fatigue and performance during repetitive static shoulder exertions. *Ergonomics*, 55 (10), 1205-1217. doi:10.1080/00140139.2012.704406
- Hottenrott, K. (2017). Potenziale der Individualisierung im Sport und Gesundheitscoaching stärker nutzen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2017 (09), 187-188. doi:10.5960/dzsm.2017.294
- Hunter, S. K. (2014). Sex differences in human fatigability. Mechanisms and insight to physiological responses. *Acta physiologica (Oxford, England)*, 210 (4), 768-789. doi:10.1111/apha.12234
- Hunter, S. K. (2009). Sex differences and mechanisms of task-specific muscle fatigue. *Exercise and sport sciences reviews*, 37 (3), 113-122. doi:10.1097/JES.0b013e3181aa63e2
- Ide, D., Tokcalar, O. & Gunduz, T. (2018). The effect of joint forces and torques on speed variation in automobile assembly lines. *Work (Reading, Mass.)*, 61 (2), 211-224. doi:10.3233/WOR-182793
- Iridiastadi, H. & Nussbaum, M. A. (2006). Muscular fatigue and endurance during intermittent static efforts. Effects of contraction level, duty cycle, and cycle time. *Human factors*, 48 (4), 710-720. doi:10.1518/001872006779166389
- Januario, L. B., Oliveira, A. B., Cid, M. M., Madeleine, P. & Samani, A. (2017). The coordination of shoulder girdle muscles during repetitive arm movements at either slow or fast pace among women with or without neck-shoulder pain. *Human movement science*, 55, 287-295. doi:10.1016/j.humov.2017.09.002
- Jebens, E., Mamen, A., Medbø, J. I., Knudsen, O. & Veiersted, K. B. (2015). Are elderly construction workers sufficiently fit for heavy manual labour? *Ergonomics*, 58 (3), 450-462. doi:10.1080/00140139.2014.977828
- Jung, K. M. & Choi, J. D. (2019). The Effects of Active Shoulder Exercise with a Sling Suspension System on Shoulder Subluxation, Proprioception, and Upper Extremity Function in Patients with Acute

- Stroke. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research*, 25, 4849-4855. doi:10.12659/MSM.915277
- Kahl, L. & Hofmann, U. G. (2016). Comparison of algorithms to quantify muscle fatigue in upper limb muscles based on sEMG signals. *MEDICAL ENGINEERING & PHYSICS*, 38 (11, SI), 1260-1269. doi:10.1016/j.medengphy.2016.09.009
- Kapandji, A. I. & Koebke, J. (2009). *Funktionelle Anatomie der Gelenke. Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik ; [einbändige Ausgabe: obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule]* (5., [unveränd.] Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Karafillidis, A. & Weidner, R. (Eds.). (2018). *Developing Support Technologies. Integrating Multiple Perspectives to Create Assistance that People Really Want* (Biosystems & Biorobotics, vol. 23). Cham: Springer International Publishing.
- Kelson, D. M., Kim, S., Nussbaum, M. A. & Srinivasan, D. (2019). Effects of Passive Upper-Extremity Exoskeleton Use on Motor Performance in a Precision Task. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 63 (1), 1084-1085. doi:10.1177/1071181319631437
- Kennedy, C. A., Amick, B. C., Dennerlein, J. T., Brewer, S., Catli, S., Williams, R. et al. (2010). Systematic review of the role of occupational health and safety interventions in the prevention of upper extremity musculoskeletal symptoms, signs, disorders, injuries, claims and lost time. *Journal of occupational rehabilitation*, 20 (2), 127-162. doi:10.1007/s10926-009-9211-2
- Kilbom, A. & Persson, J. (1987). Work technique and its consequences for musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 30 (2), 273-279. doi:10.1080/00140138708969706
- Kim, S. & Lockhart, T. E. (2008). The effects of 10% front load carriage on the likelihood of slips and falls. *INDUSTRIAL HEALTH*, 46 (1), 32-39.
- Kim, S. & Nussbaum, M. A. (2019). A Follow-Up Study of the Effects of An Arm Support Exoskeleton on Physical Demands and Task Performance During Simulated Overhead Work. *IIE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7 (3-4), 163-174. doi:10.1080/24725838.2018.1551255
- Kim, S., Nussbaum, M. A., Mokhlespour Esfahani, M. I., Alemi, M. M., Alabdulkarim, S. & Rashedi, E. (2018). Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation. Part I - "Expected" effects on discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance. *Applied ergonomics*, 70, 315-322. doi:10.1016/j.apergo.2018.02.025
- Kim, S., Nussbaum, M. A., Mokhlespour Esfahani, M. I., Alemi, M. M., Jia, B. & Rashedi, E. (2018). Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation. Part II - "Unexpected" effects on shoulder motion, balance, and spine loading. *Applied ergonomics*, 70, 323-330. doi:10.1016/j.apergo.2018.02.024
- Kinali, G., Kara, S. & Yildirim, M. S. (2016). Electromyographic analysis of an ergonomic risk factor. Overhead work. *Journal of physical therapy science*, 28 (6), 1924-1927. doi:10.1589/jpts.28.1924
- Krieger, R., Staab, H., Matthias, B., Behnisch, K. & Kuhlenkötter, B. (2008). Industrieroboter als Produktionsassistenten für die Automobilmontage. Industrial Robots as Manufacturing Assistants for Automotive Assembly. *Proceedings of Robotics*.
- Krishnan, R., Björzell, N., Gutierrez-Farewik, E. M. & Smith, C. (2019). A survey of human shoulder functional kinematic representations. *Medical & biological engineering & computing*, 57 (2), 339-367. doi:10.1007/s11517-018-1903-3
- Kromer, T. O. (2013). Rehabilitation der oberen Extremität. doi:10.1007/978-3-642-30262-6
- Kronberg, M., Németh, G. & Broström, L. (1990). 00003086-199008000-00016. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (257), 76-85.
- Laird, R. A., Keating, J. L. & Kent, P. (2018). Subgroups of lumbo-pelvic flexion kinematics are present in people with and without persistent low back pain. *BMC MUSCULOSKELETAL DISORDERS*, 19 (1), 309. doi:10.1186/s12891-018-2233-1

- Lamberto, G., Martelli, S., Cappozzo, A. & Mazzà, C. (2017). To what extent is joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal models sensitive to soft tissue artefacts? *Journal of Biomechanics*, 62, 68-76. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.07.042
- Latos, B. A., Holtkötter, C., Brinkjans, J., Kalantar, P., Przybysz, P. M. & Mütze-Niewöhner, S. (2018). Partizipatives und simulationsgestütztes Vorgehen zur Konzeption einer flexiblen und demografierobusten Montagelinie. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 72 (1), 90-98. doi:10.1007/s41449-017-0081-8
- Liem, D. & Scheibel, M. (2017). Pathologie und Pathomechanik des Subakromialraums und der Rotatorenmanschette (inkl. lange Bizepssehne). In *Schulterchirurgie* (S. 35-55). Elsevier. doi:10.1016/B978-3-437-22342-6.00003-9
- Linaker, C. H. & Walker-Bone, K. (2015). Shoulder disorders and occupation. *Best practice & research. Clinical rheumatology*, 29 (3), 405-423. doi:10.1016/j.berh.2015.04.001
- Linnenberg, C. & Weidner, R. (2019). Designing Physical Human-Machine-Interfaces for Exoskeletons Using 3D-Shape Analysis. In N. D'Apuzzo (Hrsg.), *Proceedings of 3DBODY.TECH 2019 - 10th International Conference and Exhibition on 3D Body Scanning and Processing Technologies, Lugano, Switzerland, 22-23 Oct. 2019* (S. 85-95). Ascona, Switzerland: Hometrica Consulting - Dr. Nicola D'Apuzzo.
- Liu, S., Hemming, D., Luo, R. B., Reynolds, J., Delong, J. C., Sandler, B. J. et al. (2018). Solving the surgeon ergonomic crisis with surgical exosuit. *Surgical endoscopy*, 32 (1), 236-244. doi:10.1007/s00464-017-5667-x
- Locks, F., Hansson, G.-A., Nogueira, H. C., Enquist, H., Holtermann, A. & Oliveira, A. B. (2018). Biomechanical exposure of industrial workers - Influence of automation process. *INTERNATIONAL JOURNAL OF INDUSTRIAL ERGONOMICS*, 67, 41-52. doi:10.1016/j.ergon.2018.04.002
- Long, Y., Du, Z.-j., Wang, W.-d. & Dong, W. (2018). Human motion intent learning based motion assistance control for a wearable exoskeleton. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 49, 317-327. doi:10.1016/j.rcim.2017.08.007
- Looze, M. P. de, Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S. & O'Sullivan, L. W. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 59 (5), 671-681. doi:10.1080/00140139.2015.1081988
- Lotter, E. (2006). Hybride Montagesysteme. In B. Lotter & H.-P. Wiendahl (Hrsg.), *Montage in der industriellen Produktion. Ein Handbuch für die Praxis ; mit 16 Tabellen* (VDI-Buch, S. 193-2018). Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Luger, T., Bosch, T., Hoozemans, M., Looze, M. de & Veeger, D. (2015). Task variation during simulated, repetitive, low-intensity work--influence on manifestation of shoulder muscle fatigue, perceived discomfort and upper-body postures. *Ergonomics*, 58 (11), 1851-1867. doi:10.1080/00140139.2015.1043356
- Luger, T., Mathiassen, S. E., Srinivasan, D. & Bosch, T. (2017). Influence of Work Pace on Upper Extremity Kinematics and Muscle Activity in a Short-Cycle Repetitive Pick-and-Place Task. *Annals of work exposures and health*, 61 (3), 356-368. doi:10.1093/annweh/wxx001
- Lugo, R., Kung, P. & Ma, C. B. (2008). Shoulder biomechanics. *European journal of radiology*, 68 (1), 16-24. doi:10.1016/j.ejrad.2008.02.051
- Lurati, A. R. (2017). Identifying Personal Risk Factors for Falls in the Workplace. *Workplace health & safety*, 65 (6), 236-239. doi:10.1177/2165079916686592
- Maenhout, A., Dhooge, F., van Herzeele, M., Palmans, T. & Cools, A. (2015). Acromiohumeral distance and 3-dimensional scapular position change after overhead muscle fatigue. *Journal of athletic training*, 50 (3), 281-288. doi:10.4085/1062-6050-49.3.92

- Martinez, R., Bouffard, J., Michaud, B., Plamondon, A., Côté, J. N. & Begon, M. (2019). Sex differences in upper limb 3D joint contributions during a lifting task. *Ergonomics*, 62 (5), 682-693. doi:10.1080/00140139.2019.1571245
- Matson, T. & Schinkel-Ivy, A. (2020). How does balance during functional tasks change across older adulthood? *Gait & Posture*, 75, 34-39. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.09.020
- Mayring, P. (2010). Qualitative Inhaltsanalyse. In G. Mey & K. Mruck (Hrsg.), *Handbuch Qualitative Forschung in der Psychologie* (1. Aufl., S. 601-613). s.l.: VS Verlag für Sozialwissenschaften (GWV).
- McAtamney, L. & Nigel Corlett, E. (1993). RULA. A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied ergonomics*, 24 (2), 91-99. doi:10.1016/0003-6870(93)90080-s
- McDonald, A. C., Mulla, D. M. & Keir, P. J. (2019). Muscular and kinematic adaptations to fatiguing repetitive upper extremity work. *Applied ergonomics*, 75, 250-256. doi:10.1016/j.apergo.2018.11.001
- McDonald, A. C., Tse, C. T. F. & Keir, P. J. (2016). Adaptations to isolated shoulder fatigue during simulated repetitive work. Part II. Recovery. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 29, 42-49. doi:10.1016/j.jelekin.2015.05.005
- McQuade, K. J., Dawson, J. & Smidt, G. L. (1998). Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 28 (2), 74-80. doi:10.2519/jospt.1998.28.2.74
- Merkus, S. L., Lunde, L.-K., Koch, M., Wærsted, M., Knardahl, S. & Veiersted, K. B. (2019). Physical capacity, occupational physical demands, and relative physical strain of older employees in construction and healthcare. *INTERNATIONAL ARCHIVES OF OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL HEALTH*, 92 (3), 295-307. doi:10.1007/s00420-018-1377-5
- Miehl, J., Wolf, A. & Wartzack, S. (2018). Musculoskeletal Simulation and Evaluation of Support System Designs. In A. Karafillidis & R. Weidner (Hrsg.), *Developing Support Technologies: Integrating Multiple Perspectives to Create Assistance that People Really Want* (S. 219-227). Cham: Springer International Publishing. doi:10.1007/978-3-030-01836-8_21
- Miranda, H., Punnett, L., Viikari-Juntura, E., Heliövaara, M. & Knekt, P. (2008). Physical work and chronic shoulder disorder. Results of a prospective population-based study. *Annals of the rheumatic diseases*, 67 (2), 218-223. doi:10.1136/ard.2007.069419
- Moberg, L. L., Lunde, L.-K., Koch, M., Tveter, A. T. & Veiersted, K. B. (2017). Association between VO₂max, handgrip strength, and musculoskeletal pain among construction and health care workers. *BMC PUBLIC HEALTH*, 17. doi:10.1186/s12889-017-4173-3
- Mörl, F., Günther, M., Riede, J. M., Hammer, M. & Schmitt, S. (2020). Loads distributed in vivo among vertebrae, muscles, spinal ligaments, and intervertebral discs in a passively flexed lumbar spine. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*. doi:10.1007/s10237-020-01322-7
- Mulla, D. M., Hodder, J. N., Maly, M. R., Lyons, J. L. & Keir, P. J. (2020). Glenohumeral stabilizing roles of the scapulohumeral muscles. Implications of muscle geometry. *Journal of Biomechanics*, 100, 109589. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.109589
- Müller, E. & Schwameder, H. (2003). Biomechanical aspects of new techniques in alpine skiing and ski-jumping. *Journal of sports sciences*, 21 (9), 679-692. doi:10.1080/0264041031000140284
- Nae, M. B., Koopman, A. S., Baltrusch, S., Rodriguez-Guerrero, C., Vanderborght, B. & Lefeber, D. (2018). Passive Back Support Exoskeleton Improves Range of Motion Using Flexible Beams. *Frontiers in Robotics and AI*, 5. doi:10.3389/frobt.2018.00072
- Niyetkalyev, A. S., Hussain, S., Ghayesh, M. H. & Alici, G. (2017). Review on Design and Control Aspects of Robotic Shoulder Rehabilitation Orthoses. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 47 (6), 1134-1145. doi:10.1109/THMS.2017.2700634

- Nordander, C., Ohlsson, K., Balogh, I., Hansson, G.-A., Axmon, A., Persson, R. et al. (2008). Gender differences in workers with identical repetitive industrial tasks. Exposure and musculoskeletal disorders. *INTERNATIONAL ARCHIVES OF OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL HEALTH*, 81 (8), 939-947. doi:10.1007/s00420-007-0286-9
- Nüesch, C., Roos, E., Egloff, C., Pagenstert, G. & Mündermann, A. (2019). The effect of different running shoes on treadmill running mechanics and muscle activity assessed using statistical parametric mapping (SPM). *Gait & Posture*, 69, 1-7. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.01.013
- Nussbaum, M. A. (2003). Postural Stability Is Compromised by Fatiguing Overhead Work. *AIHA Journal*, 64 (1), 56-61. doi:10.1080/15428110308984786
- Nussbaum, M. A., Clark, L. L., Lanza, M. A. & Rice, K. M. (2001). Fatigue and Endurance Limits During Intermittent Overhead Work. *AIHAJ - American Industrial Hygiene Association*, 62 (4), 446-456. doi:10.1080/15298660108984646
- Okunribido, O. & Wynn, T. (2010). Ageing and work-related musculoskeletal disorders. A review of the recent literature. *Health and Safety Executive Research Report RR799. Buxton: Health and Safety Executive*.
- Okunribido, O. O., Wynn, T. & Lewis, D. (2011). Are older workers at greater risk of musculoskeletal disorders in the workplace than young workers?—A literature review. *Occupational Ergonomics*, 10 (1, 2), 53-68.
- Oliv, S., Gustafsson, E., Baloch, A. N., Hagberg, M. & Sandén, H. (2019). Workplace Interventions can Reduce Sickness Absence for Persons With Work-Related Neck and Upper Extremity Disorders. A One-Year Prospective Cohort Study. *Journal of occupational and environmental medicine*, 61 (7), 559-564. doi:10.1097/JOM.0000000000001608
- Oliv, S., Noor, A., Gustafsson, E. & Hagberg, M. (2017). A Lower Level of Physically Demanding Work Is Associated with Excellent Work Ability in Men and Women with Neck Pain in Different Age Groups. *Safety and health at work*, 8 (4), 356-363. doi:10.1016/j.shaw.2017.03.004
- Otten, B., Weidner, R. & Linnenberg, C. (2016). Leichtgewichtige und inhärent biomechanisch kompatible Unterstützungssysteme für Tätigkeiten in und über Kopfhöhe. In R. Weidner (Hrsg.), *Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen. Zweite Transdisziplinäre Konferenz : Hamburg 2016* (S. 495-505). Hamburg: Laboratorium Fertigungstechnik smartASSIST Helmut Schmidt Universität.
- Otten, B. M., Weidner, R. & Argubi-Wollesen, A. (2018). Evaluation of a Novel Active Exoskeleton for Tasks at or Above Head Level. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3 (3), 2408-2415. doi:10.1109/LRA.2018.2812905
- Otto, A., Emery, K. & Côté, J. N. (2019). Sex differences in perceptual responses to experimental pain before and after an experimental fatiguing arm task. *Biology of sex differences*, 10 (1), 39. doi:10.1186/s13293-019-0253-7
- Papi, E., Bull, A. M. J. & McGregor, A. H. (2020). Alteration of movement patterns in low back pain assessed by Statistical Parametric Mapping. *Journal of Biomechanics*, 100, 109597. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.109597
- Parent-Thirion, A., Biletta, I., Cabrita, J., Vargas, O., Vermeylen, G., Wilczynska, A. et al. (2017). Sixth European Working Conditions Survey – Overview report (2017 update),. doi:10.2806/422172
- Park, H., Trejo, H., Miles, M., Bauer, A., Kim, S. & Stull, J. (2015). Impact of firefighter gear on lower body range of motion. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 27 (2), 315-334. doi:10.1108/IJCS-01-2014-0011
- Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, 43 (10), 1976-1982. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.03.008

- Pataky, T. C., Robinson, M. A. & Vanrenterghem, J. (2013). Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *Journal of Biomechanics*, 46 (14), 2394-2401. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.07.031
- Pataky, T. C., Robinson, M. A. & Vanrenterghem, J. (2016). Region-of-interest analyses of one-dimensional biomechanical trajectories. Bridging 0D and 1D theory, augmenting statistical power. *PeerJ*, 4, e2652. doi:10.7717/peerj.2652
- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J. & Robinson, M. A. (2015). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics*, 48 (7), 1277-1285. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.02.051
- Peters, M. & Wischniewski, S. (2019). THE IMPACT OF USING EXOSKELETONS ON OCCUPATIONAL SAFETY AND HEALTH. *European Agency for Safety and Health at Work* unter <http://osha.europa.eu>
- Phelan, D. & O'Sullivan, L. (2014). Shoulder muscle loading and task performance for overhead work on ladders versus Mobile Elevated Work Platforms. *Applied ergonomics*, 45 (6), 1384-1391. doi:10.1016/j.apergo.2014.03.007
- Pickle, N. T., Silverman, A. K., Wilken, J. M. & Fey, N. P. (2019). Statistical analysis of timeseries data reveals changes in 3D segmental coordination of balance in response to prosthetic ankle power on ramps. *Scientific reports*, 9 (1), 1272. doi:10.1038/s41598-018-37581-9
- Pieper, C., Schröer, S. & Eilerts, A.-L. (2019). Evidence of Workplace Interventions-A Systematic Review of Systematic Reviews. *International journal of environmental research and public health*, 16 (19). doi:10.3390/ijerph16193553
- Pritchard, S. E., Tse, C. T. F., McDonald, A. C. & Keir, P. J. (2019). Postural and muscular adaptations to repetitive simulated work. *Ergonomics*, 62 (9), 1214-1226. doi:10.1080/00140139.2019.1626491
- Punnett, L., Fine, L. J., Keyserling, W. M., Herrin, G. D. & Chaffin, D. B. (2000). Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 26 (4), 283-291. doi:10.5271/sjweh.544
- Putz, R. & Müller-Gerbl, M. (2017). Topografie und funktionelle Anatomie des Schultergürtels und des Schultergelenks. In *Schulterchirurgie* (S. 1-18). Elsevier. doi:10.1016/B978-3-437-22342-6.00001-5
- Qin, J., Lin, J.-H., Buchholz, B. & Xu, X. (2014). Shoulder muscle fatigue development in young and older female adults during a repetitive manual task. *Ergonomics*, 57 (8), 1201-1212. doi:10.1080/00140139.2014.914576
- Qin, J., Lin, J.-H., Faber, G. S., Buchholz, B. & Xu, X. (2014). Upper extremity kinematic and kinetic adaptations during a fatiguing repetitive task. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 24 (3), 404-411. doi:10.1016/j.jelekin.2014.02.001
- Rashedi, E., Kim, S., Nussbaum, M. A. & Agnew, M. J. (2014). Ergonomic evaluation of a wearable assistive device for overhead work. *Ergonomics*, 57 (12), 1864-1874. doi:10.1080/00140139.2014.952682
- Rhode, B. (2015). Occupational Risk Factors for Shoulder Tendon Disorders 2015 Update. *MOJ Orthopedics & Rheumatology*, 3 (4). doi:10.15406/mojor.2015.03.00104
- Robert Koch-Institut. (2017). *Inanspruchnahme physiotherapeutischer Leistungen in Deutschland*. doi:10.17886/RKI-GBE-2017-118
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C. & Plamondon, A. (2017). Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Medical & biological engineering & computing*, 55 (4), 609-619. doi:10.1007/s11517-016-1537-2
- Robinson, M. A., Vanrenterghem, J. & Pataky, T. C. (2015). Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. *Journal of electromyography and*

- kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 25 (1), 14-19. doi:10.1016/j.jelekin.2014.10.018
- 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“. *Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen*, 213.
- Rohmert, W. (1984). Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 38 (38), 193-200.
- Rönick, K., Bier, L., Bopp, V. & Bruder, R. (2018). Handwerk demografiegerecht gestalten – Belastungsbewertung und Arbeitsgestaltung im Baugewerbe am Beispiel der Dachdecker und Zimmerer. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 72 (1), 82-89. doi:10.1007/s41449-017-0073-8
- Ruiz, A. F., Forner-Cordero, A., Rocon, E. & Pons, J. L. (2006). Exoskeletons for Rehabilitation and Motor Control, 601-606.
- Rukina, N. N., Kuznetsov, A. N., Borzиков, V. V., Komkova, O. V. & Belova, A. N. (2016). Surface Electromyography. Its Role and Potential in the Development of Exoskeleton. *SOVREMENNYE TEHNOLOGII V MEDICINE*, 8 (2), 109-117. doi:10.17691/stm2016.8.2.15
- Sakakibara, H., Miyao, M., Kondo, T. & Yamada, S. (1995). Overhead work and shoulder-neck pain in orchard farmers harvesting pears and apples. *Ergonomics*, 38 (4), 700-706. doi:10.1080/00140139508925141
- Schick, R. (2018). Einsatz von Exoskeletten in der Arbeitswelt. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 68 (5), 266-269. doi:10.1007/s40664-018-0299-0
- Schiele, A. & van der Helm, F. C. T. (2006). Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 14 (4), 456-469. doi:10.1109/TNSRE.2006.881565
- Schlick, C., Luczak, H. & Bruder, R. (Hrsg.). (2010). *Arbeitswissenschaft*. Heidelberg: Springer.
- Schlund, S., Mayrhofer, W. & Rupprecht, P. (2018). Möglichkeiten der Gestaltung individualisierbarer Montagearbeitsplätze vor dem Hintergrund aktueller technologischer Entwicklungen. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 72 (4), 276-286. doi:10.1007/s41449-018-0128-5
- Schmalz, T., Bornmann, J., Schirrmeister, B., Schändlinger, J. & Schuler, M. (2019). Prinzipstudie zur Wirkung eines industriellen Exoskeletts bei Überkopfarbeit. *Othopädie Technik*, 70 (6), 36-41.
- Schubert, P., Kirchner, M., Schmidtbleicher, D. & Haas, C. T. (2012). About the structure of posturography. Sampling duration, parametrization, focus of attention (part II). *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 05 (09), 508-516. doi:10.4236/jbise.2012.59063
- Schwartz, C., Tubez, F., Wang, F.-C., Croisier, J.-L., Brüls, O., Denoël, V. et al. (2017). Normalizing shoulder EMG. An optimal set of maximum isometric voluntary contraction tests considering reproducibility. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 37, 1-8. doi:10.1016/j.jelekin.2017.08.005
- Serafin, P., Hartmann, B. & Klußmann, A. (2018). Physische Leistungsfähigkeit, Alter und Geschlecht – Zur Beurteilung gesundheitlicher Risiken bei körperlich belastenden Tätigkeiten. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 68 (6), 317-324. doi:10.1007/s40664-018-0289-2
- Serrien, B., Goossens, M. & Baeyens, J.-P. (2019). Statistical parametric mapping of biomechanical one-dimensional data with Bayesian inference. *International Biomechanics*, 6 (1), 9-18. doi:10.1080/23335432.2019.1597643
- Singh, T. & Koh, M. (2009). Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. *Gait & Posture*, 29 (1), 49-53. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.06.006
- Sommer, T. G., Frost, P. & Svendsen, S. W. (2015). Combined musculoskeletal pain in the upper and lower body. Associations with occupational mechanical and psychosocial exposures.

- INTERNATIONAL ARCHIVES OF OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL HEALTH*, 88 (8), 1099-1110.
doi:10.1007/s00420-015-1036-z
- Sood, D., Nussbaum, M. A., Hager, K. & Nogueira, H. C. (2017). Predicted endurance times during overhead work. Influences of duty cycle and tool mass estimated using perceived discomfort. *Ergonomics*, 60 (10), 1405-1414. doi:10.1080/00140139.2017.1293850
- Spada, S., Ghibaudo, L., Carnazzo, C., Gastaldi, L. & Cavatorta, M. P. (2019). Passive Upper Limb Exoskeletons. An Experimental Campaign with Workers. In S. Bagnara, R. Tartaglia, S. Albolino, T. Alexander & Y. Fujita (Hrsg.), *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association (IEA 2018)* (S. 230-239). Cham: Springer International Publishing.
- Spada, S., Ghibaudo, L., Gilotta, S., Gastaldi, L. & Cavatorta, M. P. (2017). Investigation into the Applicability of a Passive Upper-limb Exoskeleton in Automotive Industry. *Procedia Manufacturing*, 11, 1255-1262. doi:10.1016/j.promfg.2017.07.252
- Spallek, M., Kuhn, W., Uibel, S., van Mark, A. & Quarcoo, D. (2010). Work-related musculoskeletal disorders in the automotive industry due to repetitive work - implications for rehabilitation. *Journal of occupational medicine and toxicology (London, England)*, 5 (1), 6. doi:10.1186/1745-6673-5-6
- Sprenger, A., Spliethoff, P., Rother, M., Machner, B. & Helmchen, C. (2020). Effects of perceptible and imperceptible galvanic vestibular stimulation on the postural control of patients with bilateral vestibulopathy. *Journal of neurology*. doi:10.1007/s00415-020-09852-x
- Srinivasan, D., Samani, A., Mathiassen, S. E. & Madeleine, P. (2015). The size and structure of arm movement variability decreased with work pace in a standardised repetitive precision task. *Ergonomics*, 58 (1), 128-139. doi:10.1080/00140139.2014.957736
- Sterud, T., Johannessen, H. A. & Tynes, T. (2014). Work-related psychosocial and mechanical risk factors for neck/shoulder pain. A 3-year follow-up study of the general working population in Norway. *INTERNATIONAL ARCHIVES OF OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL HEALTH*, 87 (5), 471-481. doi:10.1007/s00420-013-0886-5
- Strube, E. M., Sumner, A., Kollock, R., Games, K. E., Lackamp, M. A., Mizutani, M. et al. (2017). The Effect of Military Load Carriage on Postural Sway, Forward Trunk Lean, and Pelvic Girdle Motion. *International Journal of Exercise Science*, 1 (10), 25-36.
- Svendsen, S. W., Bonde, J. P., Mathiassen, S. E., Stengaard-Pedersen, K. & Frich, L. H. (2004). Work related shoulder disorders. Quantitative exposure-response relations with reference to arm posture. *OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL MEDICINE*, 61 (10), 844-853. doi:10.1136/oem.2003.010637
- Terry, G. C. & Chopp, T. M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. *Journal of athletic training*, 35 (3), 248-255.
- Theurel, J. & Desbrosses, K. (2019). Occupational Exoskeletons. Overview of Their Benefits and Limitations in Preventing Work-Related Musculoskeletal Disorders. *IIE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 24 (8), 1-17. doi:10.1080/24725838.2019.1638331
- Theurel, J., Desbrosses, K., Roux, T. & Savescu, A. (2018). Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. *Applied ergonomics*, 67, 211-217. doi:10.1016/j.apergo.2017.10.008
- Tian, B., Yu, S., Chu, J. & Li, W. (2019). Shoulder girdle muscle activity and fatigue during automobile chassis repair. *International journal of occupational medicine and environmental health*, 32 (4), 537-552. doi:10.13075/ijomeh.1896.01387
- Tröster, M., Schneider, U., Bauernhansl, T., Rasmussen, J. & Andersen, M. S. (2018). Simulation Framework for Active Upper Limb Exoskeleton. *Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen*, 345.
- Tse, C. T. F., McDonald, A. C. & Keir, P. J. (2016). Adaptations to isolated shoulder fatigue during simulated repetitive work. Part I. Fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology : official*

- Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 29, 34-41. doi:10.1016/j.jelekin.2015.07.003
- Umer, W., Antwi-Afari, M. F., Li, H., Szeto, G. P. Y. & Wong, A. Y. L. (2018). The prevalence of musculoskeletal symptoms in the construction industry. A systematic review and meta-analysis. *INTERNATIONAL ARCHIVES OF OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL HEALTH*, 91 (2), 125-144. doi:10.1007/s00420-017-1273-4
- Valevicius, A. M., Jun, P. Y., Hebert, J. S. & Vette, A. H. (2018). Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks. A systematic review. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 40, 1-15. doi:10.1016/j.jelekin.2018.02.011
- Van der Beek, A. J., Dennerlein, J. T., Huysmans, M. A., Mathiassen, S. E., Burdorf, A., van Mechelen, W. et al. (2017). A research framework for the development and implementation of interventions preventing work-related musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 43 (6), 526-539. doi:10.5271/sjweh.3671
- Van der Molen, H. F., Foresti, C., Daams, J. G., Frings-Dresen, M. H. W. & Kuijer, P. P. F. M. (2017). Work-related risk factors for specific shoulder disorders. A systematic review and meta-analysis. *OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL MEDICINE*, 74 (10), 745-755. doi:10.1136/oemed-2017-104339
- Van Engelhoven, L. & Kazerooni, H. (2019). Design and Intended Use of a Passive Actuation Strategy for a Shoulder Supporting Exoskeleton. In IEEE (Hrsg.), *Wearable Robotics Association Conference (WearRAcon)* (S. 7-12).
- Van Engelhoven, L., Poon, N., Kazerooni, H., Barr, A., Rempel, D. & Harris-Adamson, C. (2018). Evaluation of an adjustable support shoulder exoskeleton on static and dynamic overhead tasks. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 62 (1), 804-808. doi:10.1177/1541931218621184
- Veeger, H. E. J. & van der Helm, F. C. T. (2007). Shoulder function. The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, 40 (10), 2119-2129. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.016
- Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M. & McGill, S. M. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20 (1), 10-16. doi:10.1016/j.jelekin.2009.03.010
- Vogel-Heuser, B., Bauernhansl, T. & Hompel, M. ten. (2017). Handbuch Industrie 4.0 Bd.4. doi:10.1007/978-3-662-53254-6
- Vries, A. de & Looze, M. de. (2019). The Effect of Arm Support Exoskeletons in Realistic Work Activities: A Review Study. *Journal of Ergonomics*, 9 (4), 1-9.
- Vries, A. de, Murphy, M., Könemann, R., Kingma, I. & Looze, M. de. (2019). The Amount of Support Provided by a Passive Arm Support Exoskeleton in a Range of Elevated Arm Postures. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7 (3-4), 311-321. doi:10.1080/24725838.2019.1669736
- Wang, X., Dong, X. S., Choi, S. D. & Dement, J. (2017). Work-related musculoskeletal disorders among construction workers in the United States from 1992 to 2014. *OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL MEDICINE*, 74 (5), 374-380. doi:10.1136/oemed-2016-103943
- Wang, X., Lavender, S. A. & Sommerich, C. (2019). The Effects of Load Stability and Visual Access During Asymmetric Lifting Tasks on Back and Upper Extremity Biomechanical Responses. *Human factors*, 61 (5), 712-721. doi:10.1177/0018720818814107

- Weidner, R., Argubi-Wollesen, A., Karafillidis, A. & Otten, B. (2017). Human-Machine Integration as Support Relation. Individual and Task-Related Hybrid Systems in Industrial Production. *i-com*, 16 (2), 143-152. doi:10.1515/icom-2017-0019
- Weidner, R. & Karafillidis, A. (2018). Distinguishing Support Technologies. A General Scheme and Its Application to Exoskeletons. In A. Karafillidis & R. Weidner (Eds.), *Developing Support Technologies. Integrating Multiple Perspectives to Create Assistance that People Really Want* (Biosystems & Biorobotics, vol. 23, pp. 85–100). Cham: Springer International Publishing.
- Weidner, R., Redlich, T. & Wulfsberg, J. P. (2014). Passive und aktive Unterstützungssysteme für die Produktion. *wt Werkstattstechnik online*, 104 (9).
- Welwei, D. (2017, Oktober). *Ergonomie ind der Automobilindustrie*, Innenministerium Stuttgart.
- Weston, E. B., Alizadeh, M., Knapik, G. G., Wang, X. & Marras, W. S. (2018). Biomechanical evaluation of exoskeleton use on loading of the lumbar spine. *Applied ergonomics*, 68, 101-108. doi:10.1016/j.apergo.2017.11.006
- Wiker, S. F., Chaffin, D. B. & Langolf, G. D. (1989). Shoulder posture and localized muscle fatigue and discomfort. *Ergonomics*, 32 (2), 211-237. doi:10.1080/00140138908966080
- Willigenburg, N. W., Daffertshofer, A., Kingma, I. & van Dieën, J. H. (2012). Removing ECG contamination from EMG recordings. A comparison of ICA-based and other filtering procedures. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22 (3), 485-493. doi:10.1016/j.jelekin.2012.01.001
- Willwacher, S., Kurz, M., Menne, C., Schrödter, E. & Brüggemann, G.-P. (2016). Biomechanical response to altered footwear longitudinal bending stiffness in the early acceleration phase of sprinting. *Footwear Science*, 8 (2), 99-108. doi:10.1080/19424280.2016.1144653
- Winter, L., Linnenberg, C. & Weidner, R. (2018). Biomechanical assessment of a backpack system. In R. Weidner & A. Karafillidis (Hrsg.), *Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen. Dritte transdisziplinäre Konferenz : Hamburg 2018* (S. 408-416). Hamburg, Deutschland: Helmut-Schmidt-Universität.
- Wollesen, B., Menzel, J., Lex, H. & Mattes, K. (2016). The BASE-Program-A Multidimensional Approach for Health Promotion in Companies. *Healthcare (Basel, Switzerland)*, 4 (4). doi:10.3390/healthcare4040091
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J. D., Makhsous, M., van Roy, P., Anglin, C. et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II. Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38 (5), 981-992. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
- Yao, Z., Weidner, R., Linnenberg, C., Argubi-Wollesen, A. & Wulfsberg, J. P. (2016). Gestaltung eines biomimetischen, weichen Muskelhandschuhs. In *Proceedings of the 2nd Transdisziplinäre Konferenz "Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen* (S. 599-609).
- Yassierli & Nussbaum, M. A. (2007). Muscle fatigue during intermittent isokinetic shoulder abduction. Age effects and utility of electromyographic measures. *Ergonomics*, 50 (7), 1110-1126. doi:10.1080/00140130701308716
- Zare, M., Sagot, J.-C. & Roquelaure, Y. (2018). Within and between Individual Variability of Exposure to Work-Related Musculoskeletal Disorder Risk Factors. *International journal of environmental research and public health*, 15 (5). doi:10.3390/ijerph15051003
- Zoffoli, L., Ditroilo, M., Federici, A. & Lucertini, F. (2017). Patterns of trunk muscle activation during walking and pole walking using statistical non-parametric mapping. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 37, 52-60. doi:10.1016/j.jelekin.2017.09.002
- Zöllick, J. C., Kuhlmeier, A., Suhr, R., Eggert, S. & Nordheim, J. (2019). Akzeptanz von Technikeinsatz in der Pflege. Zwischenergebnisse einer Befragung unter professionell Pflegenden. In K. Jacobs, A.

Kuhlmei, S. Greß, J. Klauber & A. Schwinger (Hrsg.), *Pflege-Report 2019*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Zwart, B. C. de, Frings-Dresen, M. H. & Kilbom, A. (2001). Gender differences in upper extremity musculoskeletal complaints in the working population. *INTERNATIONAL ARCHIVES OF OCCUPATIONAL AND ENVIRONMENTAL HEALTH*, 74 (1), 21-30. doi:10.1007/s004200000188

Lebenslauf

Lebenslauf aus datenschutzrechtlichen Gründen nicht enthalten



Fakultät für
Psychologie und
Bewegungswissenschaft

Institut für Bewegungswissenschaft
Institut für Psychologie

Eidesstattliche Erklärung nach *(bitte Zutreffendes ankreuzen)*

- § 7 (4) der Promotionsordnung des Instituts für Bewegungswissenschaft der Universität Hamburg vom 18.08.2010
- § 9 (1c und 1d) der Promotionsordnung des Instituts für Psychologie der Universität Hamburg vom 20.08.2003

Hiermit erkläre ich an Eides statt,

1. dass die von mir vorgelegte Dissertation nicht Gegenstand eines anderen Prüfungsverfahrens gewesen oder in einem solchen Verfahren als ungenügend beurteilt worden ist.
2. dass ich die von mir vorgelegte Dissertation selbst verfasst, keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und keine kommerzielle Promotionsberatung in Anspruch genommen habe. Die wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen habe ich als solche kenntlich gemacht.

Hamburg, den 23.02.2021

Ort, Datum



Unterschrift

Veröffentlichungen des Autors

Veröffentlichungen mit Bezug zur Dissertation (im Rahmen der Promotionsstelle)

Hoffmann, N., Argubi-Wollesen, A., Linnenberg, C., & Weidner, R. (2019). Towards a Framework for Evaluating Exoskeletons. In *Production at the leading edge of technology: Proceedings of the 9th Congress of the German Academic Association for Production Technology (WGP)*, September 30th-October 2nd, Hamburg 2019 (p. 441). Springer Nature.

Otten, B. M., Weidner, R., & Argubi-Wollesen, A. (2018). Evaluation of a novel active exoskeleton for tasks at or above head level. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(3), 2408-2415.

Weidner, R., Otten, B., Argubi-Wollesen, A., & Yao, Z. (2018). Support Technologies for Industrial Production. In *Developing Support Technologies* (pp. 149-156). Springer, Cham.

Argubi-Wollesen, A., & Weidner, R. (2018). Biomechanical Analysis: Adapting to Users' Physiological Preconditions and Demands. In *Developing Support Technologies* (pp. 47-61). Springer, Cham.

Yao, Z., Linnenberg, C., Argubi-Wollesen, A., Weidner, R., & Wulfsberg, J. P. (2017). Biomimetic design of an ultra-compact and light-weight soft muscle glove. *Production Engineering*, 11(6), 731-743.

Weidner, R., Argubi-Wollesen, A., Karafillidis, A., & Otten, B. (2017). Human-Machine Integration as Support Relation. *INFORMATIK 2017*.

Weidner, R., Argubi-Wollesen, A., Karafillidis, A., & Otten, B. (2017). Human-machine integration as support relation: individual and task-related hybrid systems in industrial production. *i-com*, 16(2), 143-152.

Berger, C., Argubi-Wollesen, A., & Weidner, R. (2016). Biomechanical analysis of a wearable support device for overhead work. In *Eur. College Sports Sci. Congr.*

Weidner, R., Argubi-Wollesen, A., Berger, C., Otten, B., Yao, Z., & Wulfsberg, J. P. (2016). Unterstützungssysteme für Tätigkeiten in und über Kopfhöhe. Für: 62. GfA-Frühjahrskongress–Arbeit in komplexen Systemen–Digital, vernetzt, human, 1-6.

Weitere Veröffentlichungen – Journals, Zeitschriften, Sammelbände

Wollesen B, Argubi-Wollesen A, Leitner M, Schulz S, Keuchel M et al. (2017). Development and Testing of an Ergonomic Handle and Wheel Design for Industrial Transport Carts. *Glob Environ Health Saf.* 2017, Vol. 1 No 2: 9.

Argubi-Wollesen, A. & Wibowo, J. (2017). Der Kampf um Positionen. *Sportpädagogik*, 41. 36-41.

Argubi-Wollesen, A., Wollesen, B., Leitner, M., & Mattes, K. (2017). Human body mechanics of pushing and pulling: analyzing the factors of task-related strain on the musculoskeletal system. *Safety and health at work*, 8(1), 11-18

Leitner, M., Wollesen, B., Argubi-Wollesen, A., Mattes, K. (2014). Human body mechanics of pushing and pulling: factors of task related stress on the musculoskeletal system. *Ergonomics*, Taylor & Francis

Zech, A. Argubi-Wollesen, A., Rahlf, A.L. (2014). Minimalist, standard and no footwear on static and dynamic postural stability following jump landing. *European Journal of Sports Science*. Taylor & Francis

Hollander, K., Argubi-Wollesen, A., Reer, R., Zech, A. (2014). Comparison of minimalist footwear strategies for simulating barefoot running: A randomized cross-sectional study. *PLOS ONE*

Reer, R., Argubi-Wollesen, A., Reischmann, M., Braumann, KM., Mattes, K. (2011). Effekte medizinischer Kompressionstrümpfe auf die Ermüdungsresistenz. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 62, (7/8), 231.

Argubi-Wollesen, A. (2005). Kampfsportarten übergreifendes Training. In: Streso, W. & Streso, J. (Hrsg.), *Judo & Sportwissenschaft.; Band 2*(S. 61-73). Magdeburg: Otto-von-Guericke Universität.

Weitere Veröffentlichungen – Konferenzen, Abstracts

Reer, R., Argubi-Wollesen, A., Reischmann, M., Braumann, KM., Mattes, K. (2011). The influence of a medical compression-sock on fatigue. 7th EFSMA – *European Congress of Sports Medicine; 3rd Central European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation 26.-29. Oktober 2011 Salzburg/ Austria, Book of Abstracts.*

Reer, R., Argubi-Wollesen, A., Reischmann, M., Braumann, KM., Mattes, K. (2011). DOES A MEDICAL COMPRESSION-SOCK INFLUENCE FATIGUE? In: T. Cable, K. George (Eds.). *16th Congress ECSS 06.-09. July 2011 Liverpool/ United Kingdom, Book of Abstracts.*

Argubi-Wollesen, A. Happ, S. Ehmler. R. (2009). Vom Ringen und Raufen zum Zweikampfsport – Entwicklung von interaktiven und multimedialen Unterrichtshilfen. In: Krüger, M., Neuber, N. Brach, M. Reinhart (Hrsg.) *Bildungspotenziale im Sport: Abstracts; 19. Sportwissenschaftlicher Hochschultag, Münster 2009*

Weitere Veröffentlichungen – Monografien

Wollesen, B. & Argubi-Wollesen, A. (2012). Mobil & Vital im Alter- Bewegungskompetenzen fördern und erhalten bei Senioren und Menschen mit dementiellen Erkrankungen. Ein Praxisbuch mit Übungsanregungen. Verlag: BOD; im Auftrag der Landesinitiative Demenz, Schleswig Holstein

Argubi-Wollesen, A. & Wollesen, B. (2011). Das Bewegungssystem im Handlungsfeld der Physiotherapie. *Apparative Biomechanik*. 1. Aufl. Hamburg: Hamburger Fern-Hochschule

Anhang

Anhang I: Gegenüberstellung parametrische vs. nicht parametrische SPM-Statistiken.....	XVII
Anhang II: Konfidenzellipsen der posturografischen Analyse	XXI

Anhang I: Gegenüberstellung parametrische vs. nicht parametrische SPM-Statistiken

Statistik der kinematischen Daten für die Arbeitsaufgabe „Nieten“

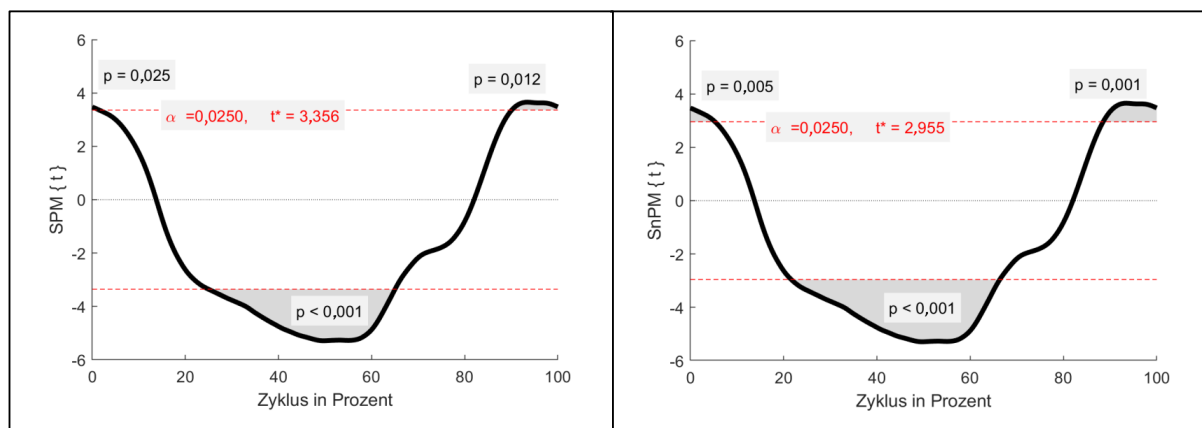


Abb. A 1 Zweiseitiger, gepaarter t-Test der Schulterflexion in der Arbeitsaufgabe „Nieten“. Vergleich zwischen parametrischem (links) und nicht-parametrischem Test (rechts).

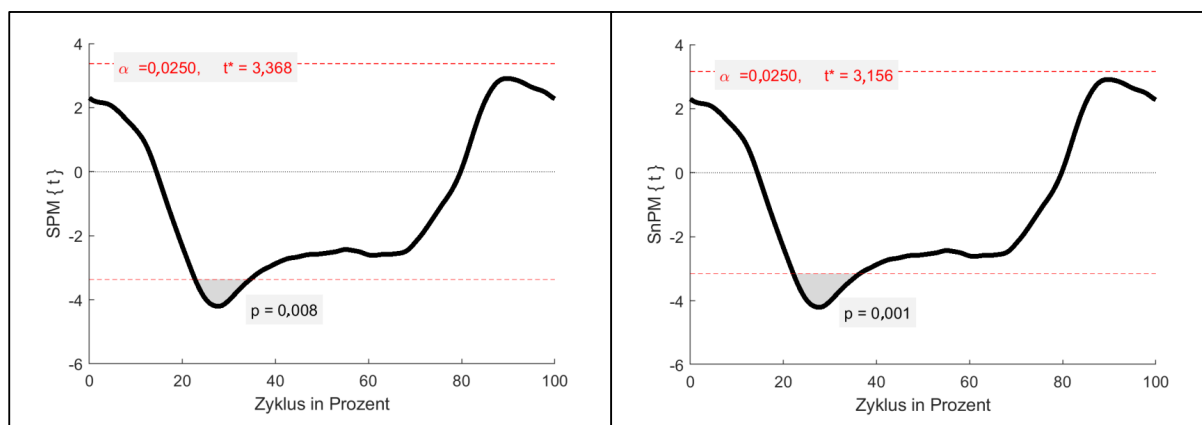


Abb. A2 Zweiseitiger, gepaarter t-Test der Schulterabduktion in der Arbeitsaufgabe „Nieten“. Vergleich zwischen parametrischem (links) und nicht-parametrischem Test (rechts).

Statistik der kinematischen Daten für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“

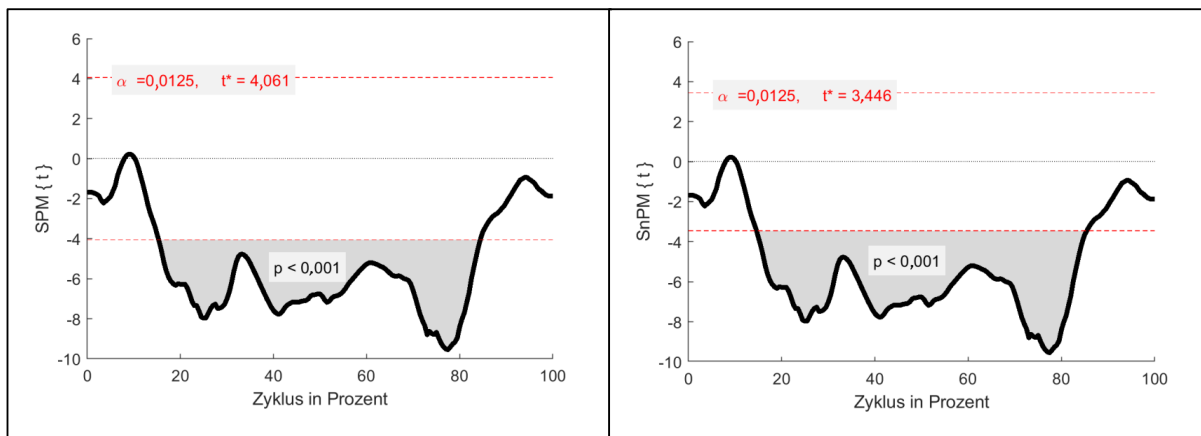


Abb. A.3 Zweiseitiger, gepaarter t-Test der Schulterflexion in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. Vergleich zwischen parametrischem (links) und nicht-parametrischem Test (rechts).

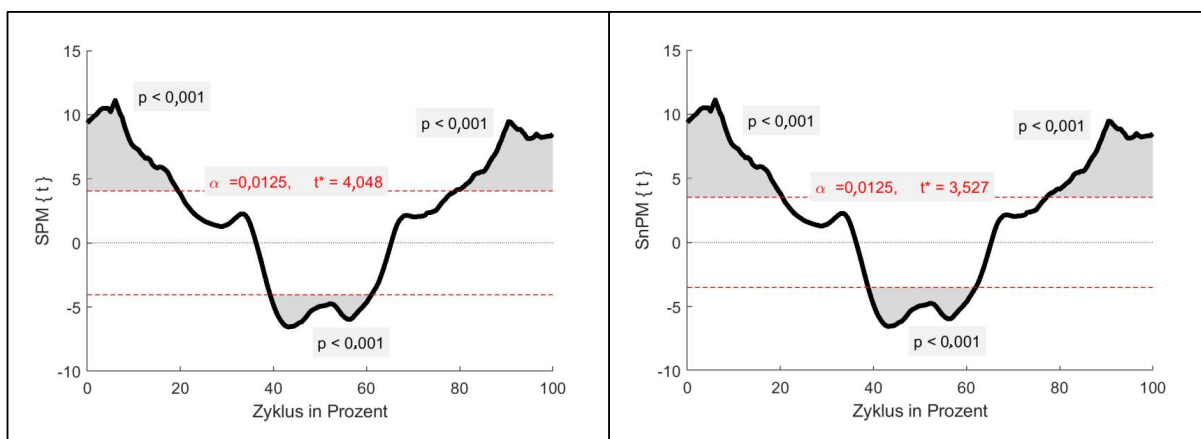


Abb. A.4 Zweiseitiger, gepaarter t-Test der Schulterabduktion in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“. Vergleich zwischen parametrischem (links) und nicht-parametrischem Test (rechts).

Statistik der elektromyografischen Daten für die Arbeitsaufgabe „Nieten“

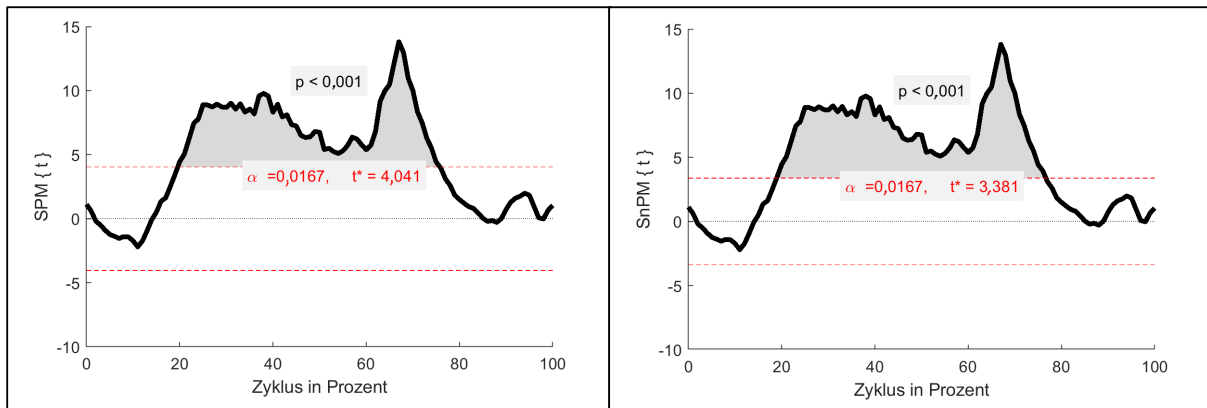


Abb. A5 Zweiseitiger, gepaarter t-Test der EMG-Aktivität des M. deltoideus anterior in der Arbeitsaufgabe „Nieten“. Vergleich zwischen parametrischem (links) und nicht-parametrischem Test (rechts).

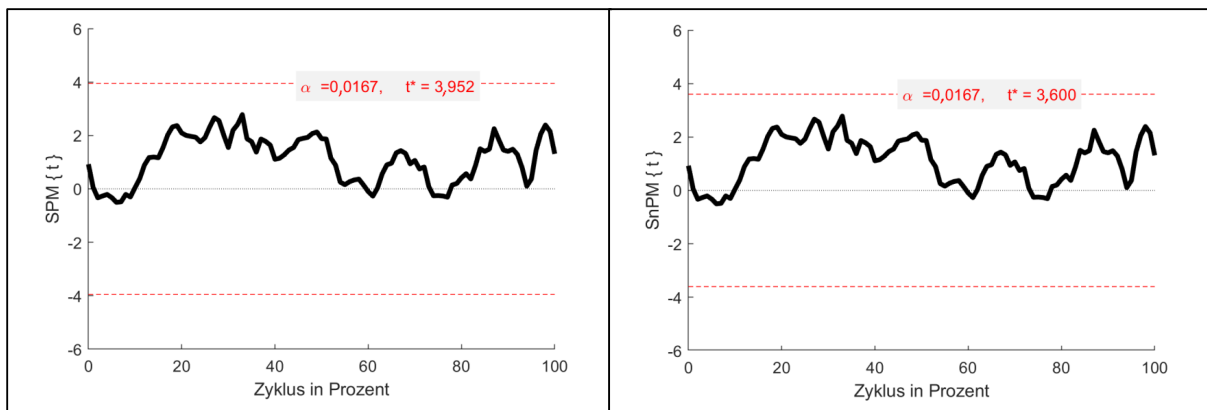


Abb. A6 Zweiseitiger, gepaarter t-Test der EMG-Aktivität des M. trapezius pars descendens in der Arbeitsaufgabe „Nieten“. Vergleich zwischen parametrischem (links) und nicht-parametrischem Test (rechts).

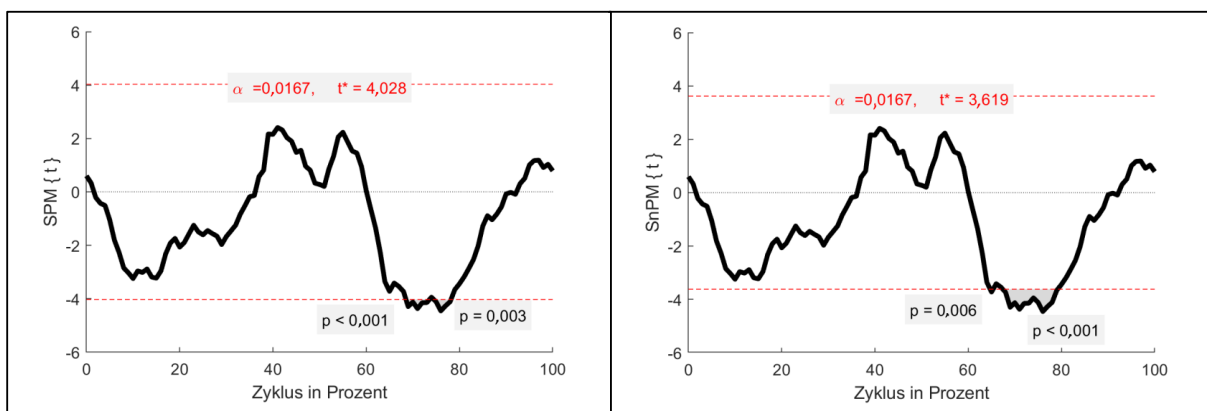


Abb. A7 Zweiseitiger, gepaarter t-Test der EMG-Aktivität des M. erector spinae in der Arbeitsaufgabe „Nieten“. Vergleich zwischen parametrischem (links) und nicht-parametrischem Test (rechts).

Statistik der elektromyografischen Daten für die Arbeitsaufgabe „Schleifen“

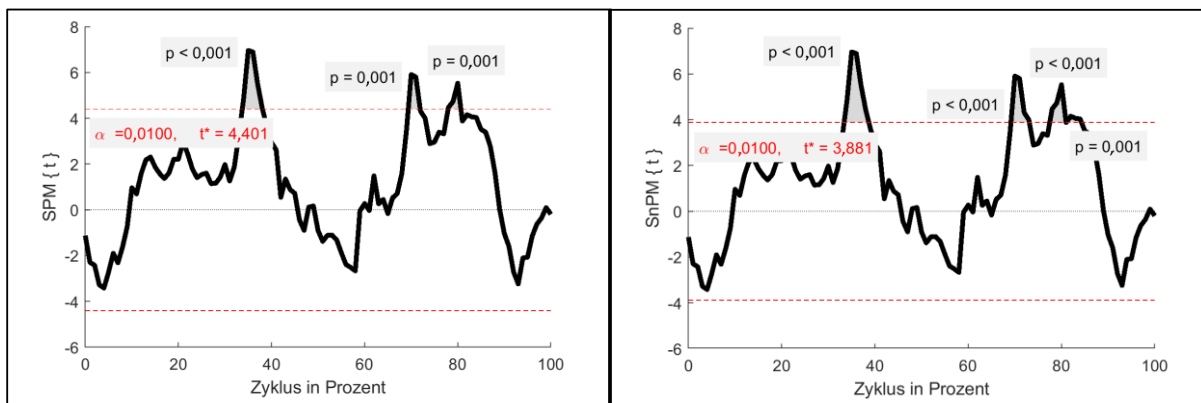


Abb. A8 Zweiseitiger, gepaarter t-Test der EMG-Aktivität des M. deltoideus anterior der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen". Vergleich zwischen parametrischem (links) und nicht-parametrischem Test (rechts).

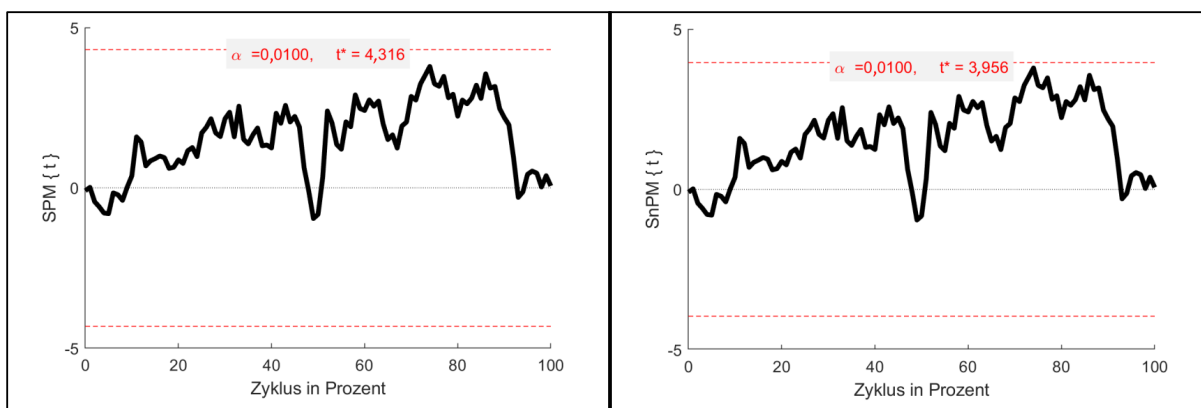


Abb. A9 Zweiseitiger, gepaarter t-Test der EMG-Aktivität des M. trapezius pars descendens der dominanten Schulter in der Arbeitsaufgabe "Schleifen". Vergleich zwischen parametrischem (links) und nicht-parametrischem Test (rechts).

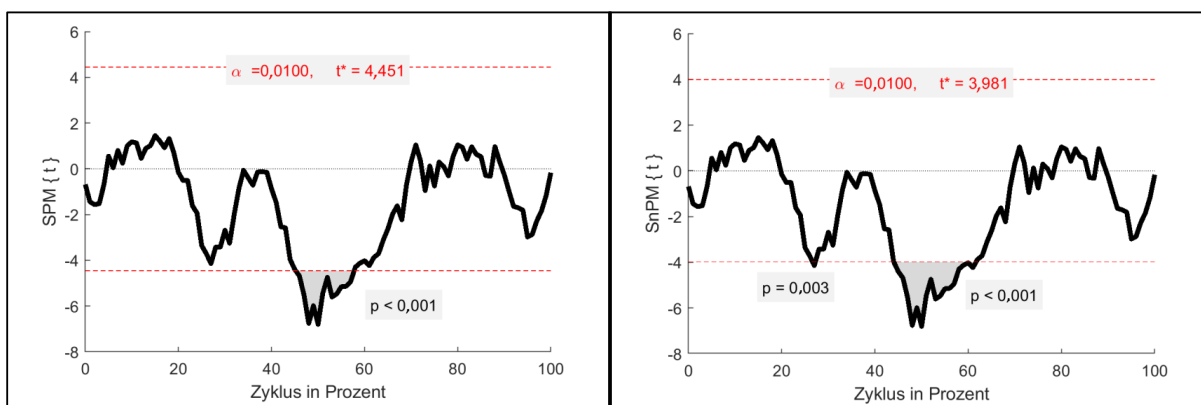


Abb. A10 Zweiseitiger, gepaarter t-Test der EMG-Aktivität des dominanten M. erector spinae in der Arbeitsaufgabe "Schleifen". Vergleich zwischen parametrischem (links) und nicht-parametrischem Test (rechts).

Anhang II: Konfidenzellipsen der posturografischen Analyse

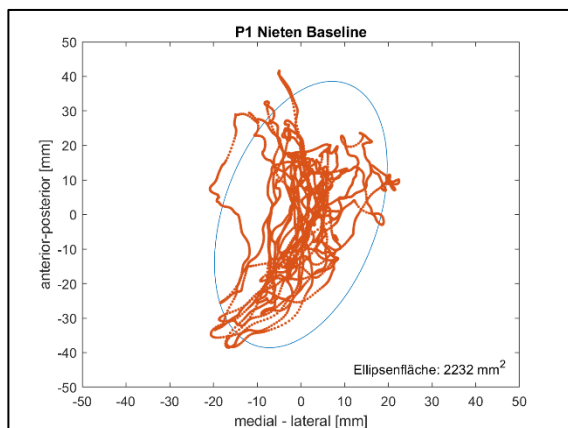
Konfidenzellipsen in der Arbeitsaufgabe „Nieten“

Abb. A. 11 Konfidenzellipse Proband 1, Baseline „Nieten“

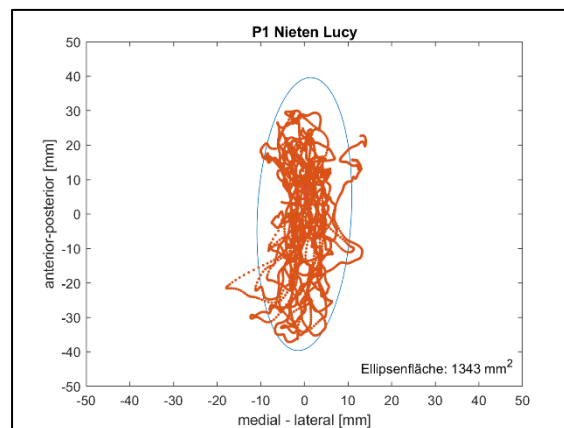


Abb. A. 12 Konfidenzellipse Proband 1, Lucy „Nieten“

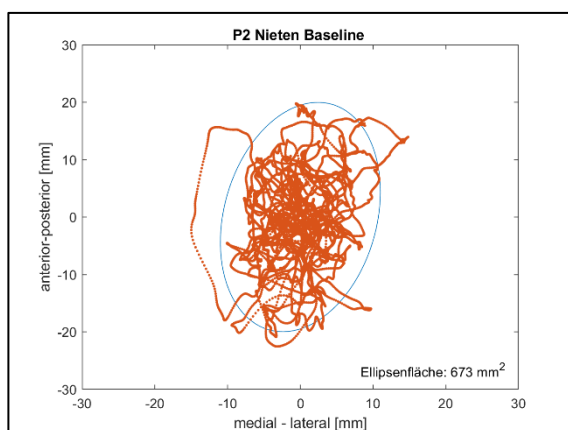


Abb. A. 13 Konfidenzellipse Proband 2, Baseline „Nieten“

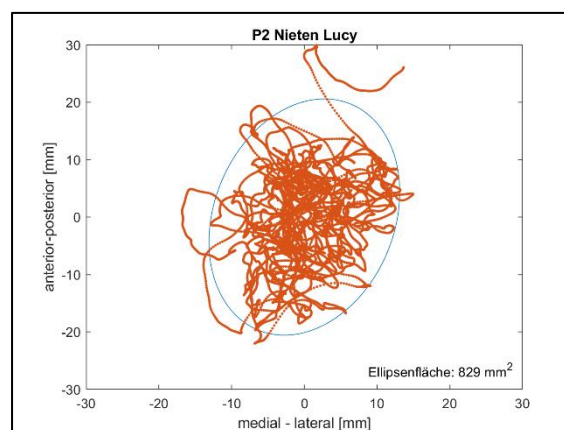


Abb. A. 14 Konfidenzellipse Proband 2, Lucy „Nieten“

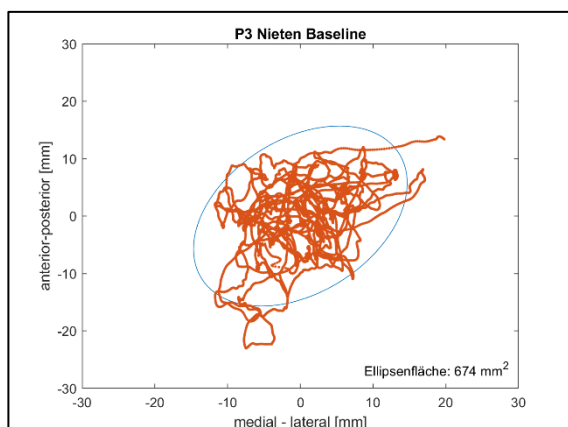


Abb. A. 15 Konfidenzellipse Proband 3, Baseline „Nieten“

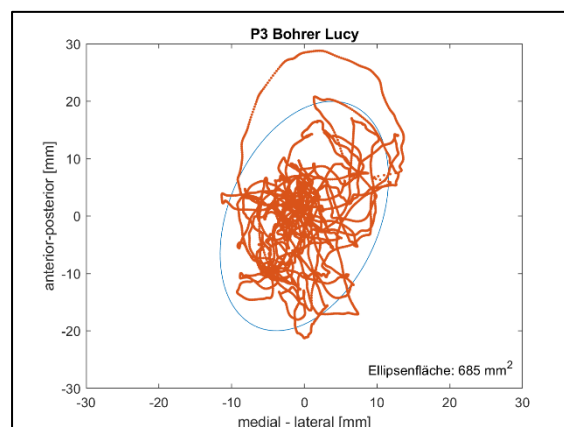


Abb. A. 16 Konfidenzellipse Proband 3, Lucy „Nieten“

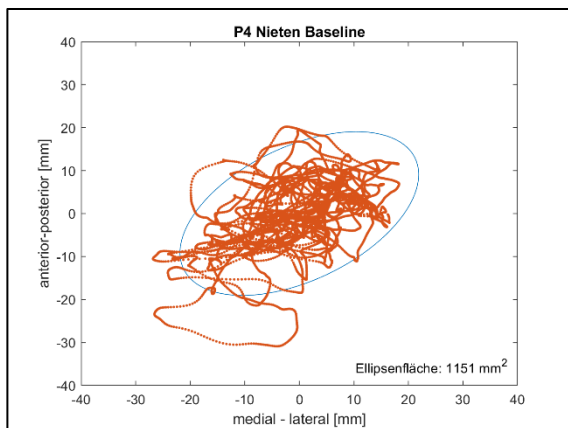


Abb. A. 17 Konfidenzellipse Proband 4, Baseline „Nieten“

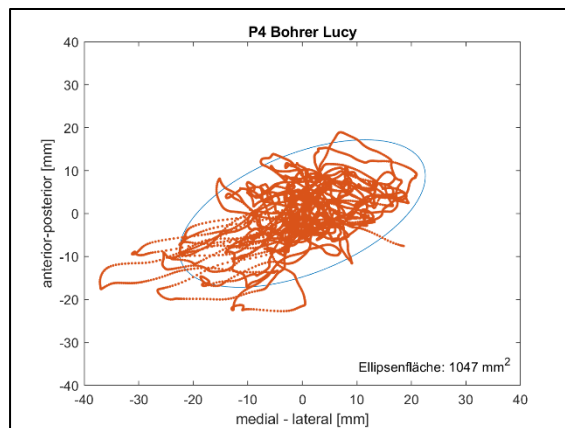


Abb. A. 18 Konfidenzellipse Proband 4, Lucy „Nieten“

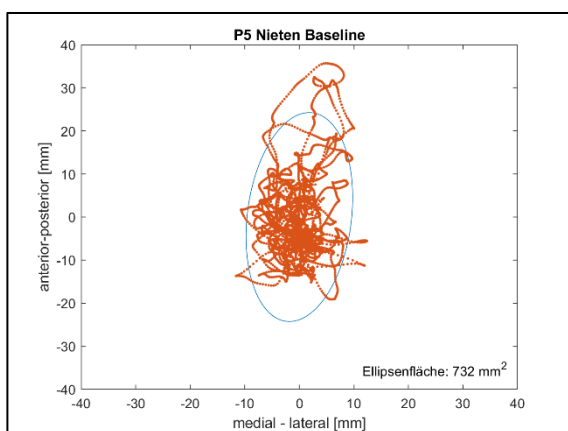


Abb. A. 19 Konfidenzellipse Proband 5, Baseline „Nieten“

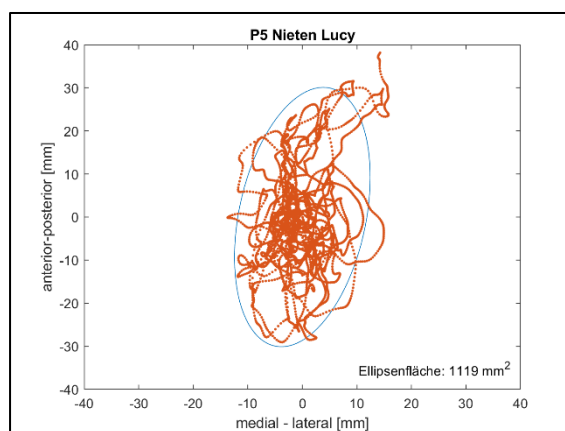


Abb. A. 20 Konfidenzellipse Proband 5, Lucy „Nieten“

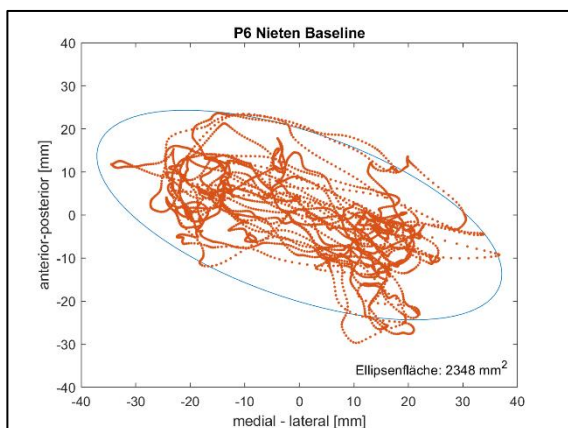


Abb. A. 21 Konfidenzellipse Proband 6, Baseline „Nieten“

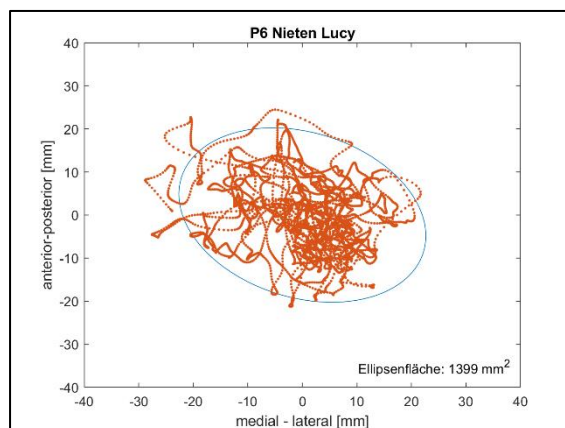


Abb. A. 22 Konfidenzellipse Proband 6, Lucy „Nieten“

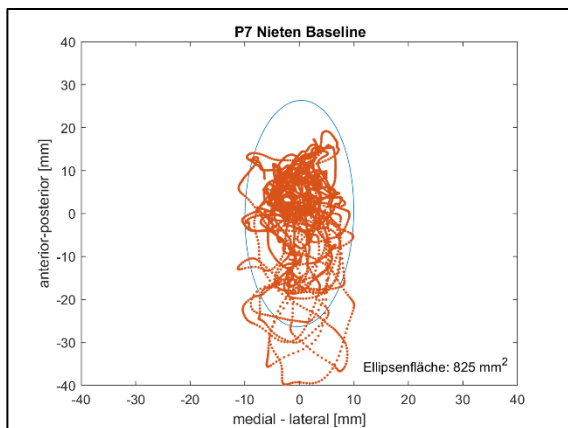


Abb. A. 23 Konfidenzellipse Proband 7, Baseline „Nieten“

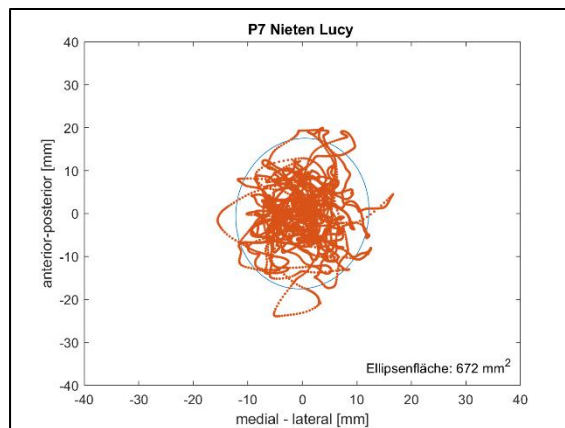


Abb. A. 24 Konfidenzellipse Proband 7, Lucy „Nieten“

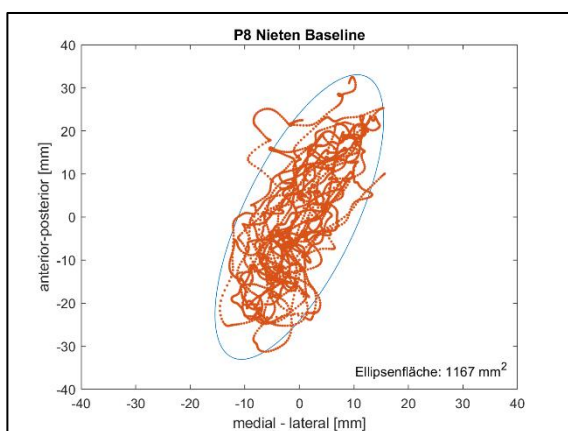


Abb. A. 25 Konfidenzellipse Proband 8, Baseline „Nieten“

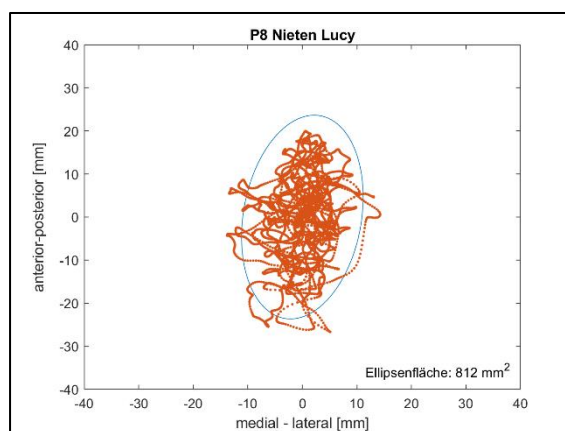


Abb. A. 26 Konfidenzellipse Proband 8, Lucy „Nieten“

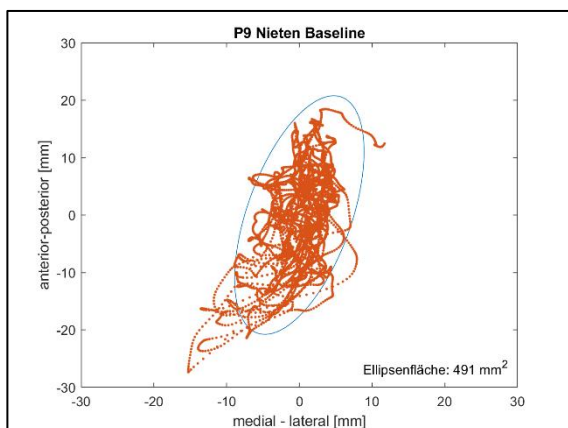


Abb. A. 27 Konfidenzellipse Proband 9, Baseline „Nieten“

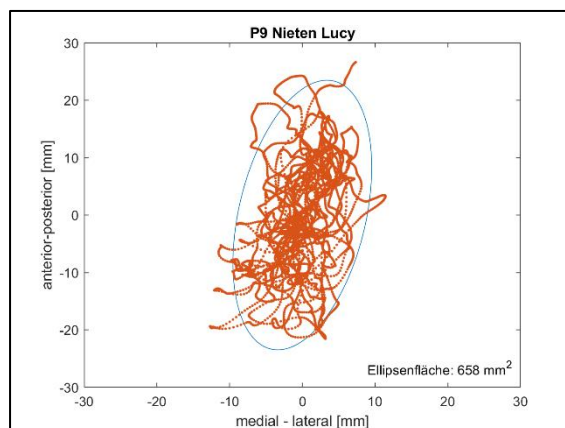


Abb. A. 28 Konfidenzellipse Proband 9, Lucy „Nieten“

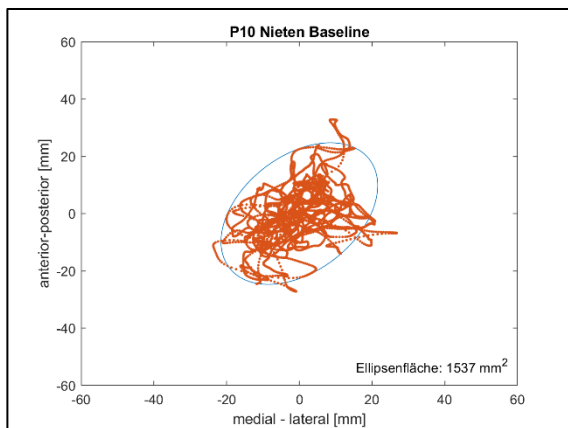


Abb. A. 29 Konfidenzellipse Proband 10, Baseline „Nieten“

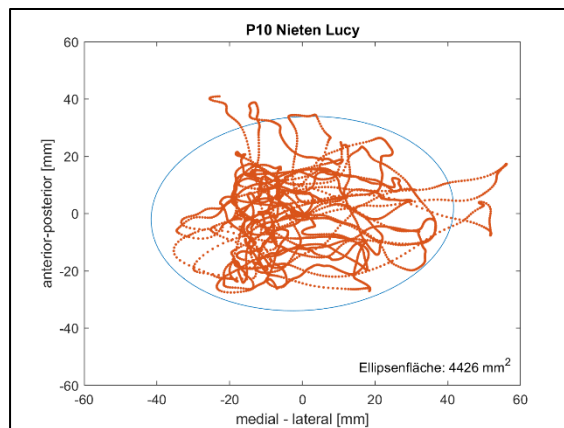


Abb. A. 30 Konfidenzellipse Proband 10, Lucy „Nieten“

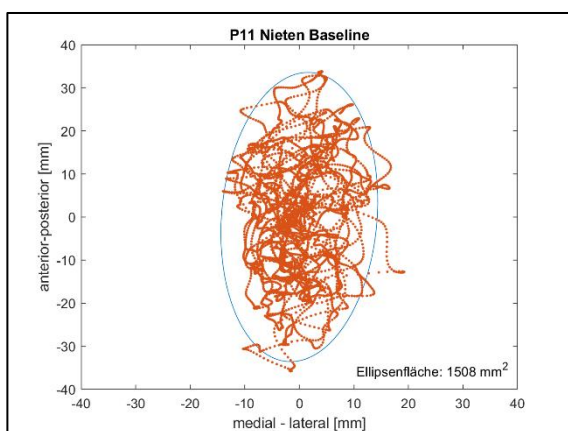


Abb. A. 31 Konfidenzellipse Proband 11, Baseline „Nieten“

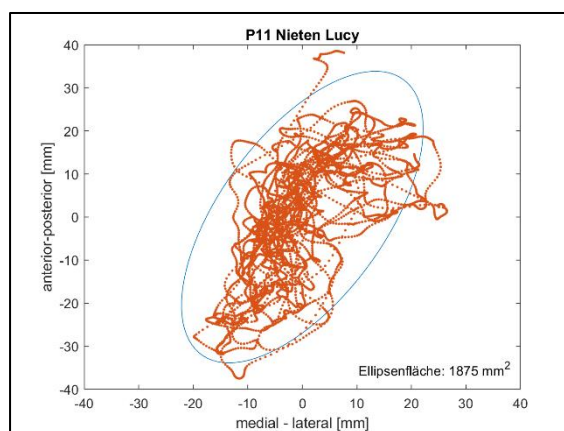


Abb. A. 32 Konfidenzellipse Proband 11, Lucy „Nieten“

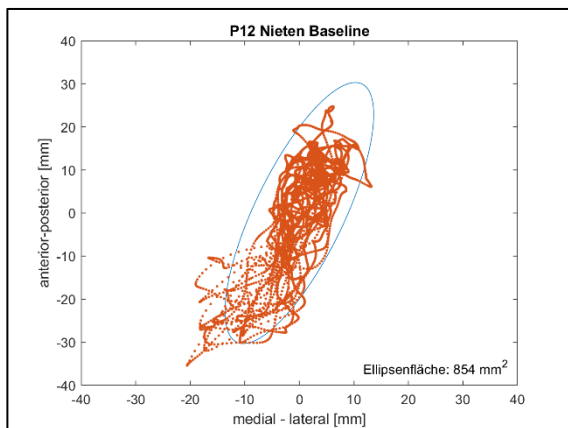


Abb. A. 33 Konfidenzellipse Proband 12, Baseline „Nieten“

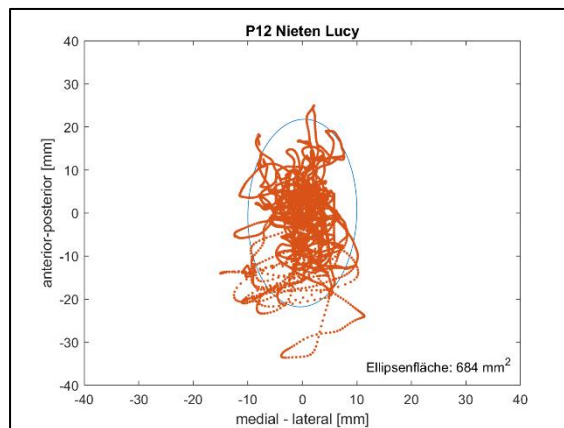


Abb. A. 34 Konfidenzellipse Proband 12, Lucy „Nieten“

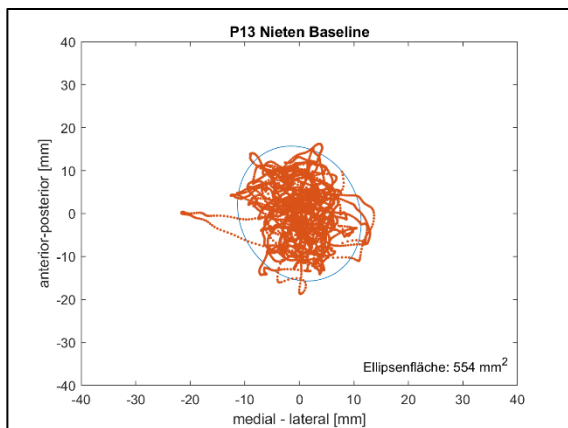


Abb. A. 35 Konfidenzellipse Proband 13, Baseline „Nieten“

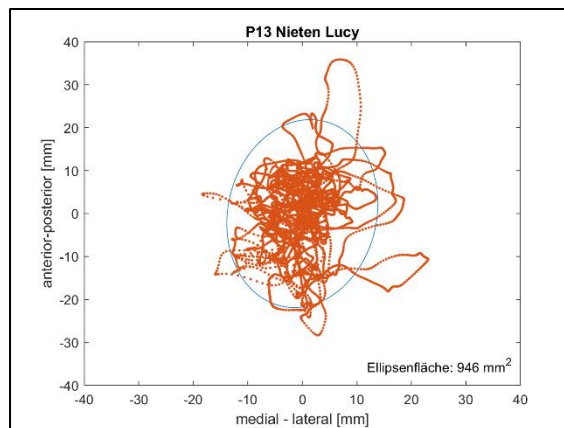


Abb. A. 36 Konfidenzellipse Proband 13, Lucy „Nieten“

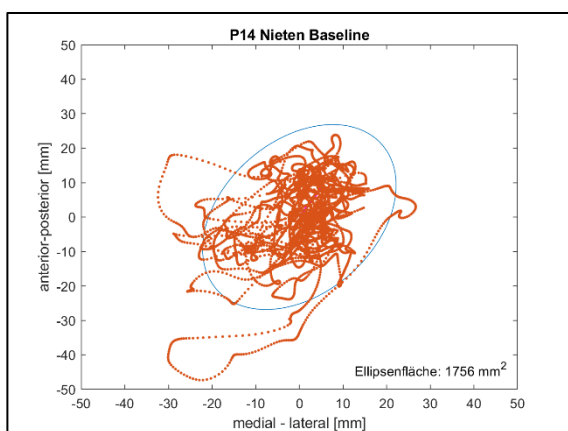


Abb. A. 37 Konfidenzellipse Proband 14, Baseline „Nieten“

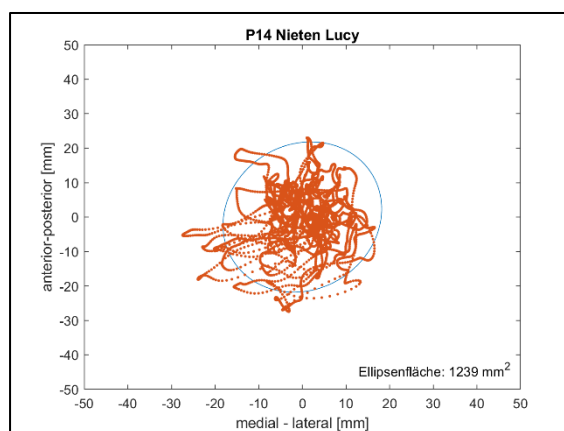


Abb. A. 38 Konfidenzellipse Proband 14, Lucy „Nieten“

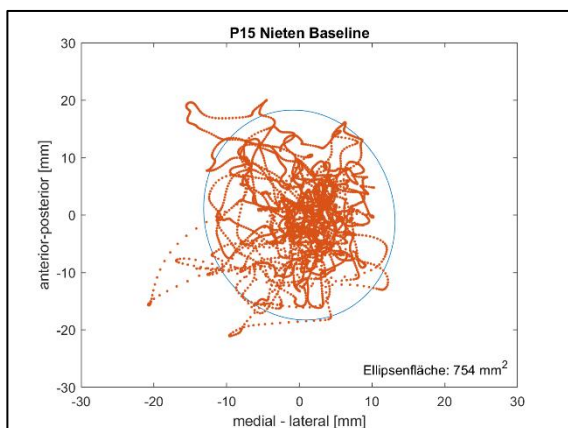


Abb. A. 39 Konfidenzellipse Proband 15, Baseline „Nieten“

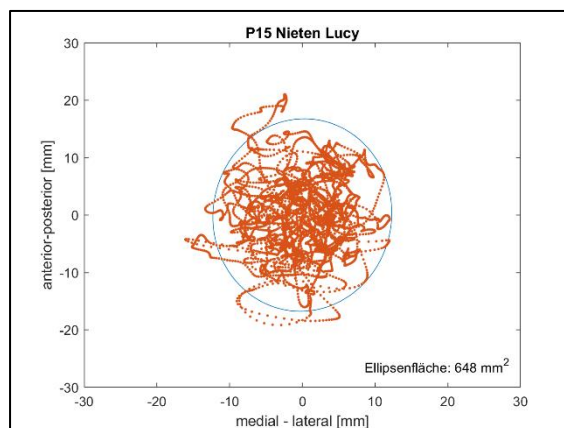


Abb. A. 40 Konfidenzellipse Proband 15, Lucy „Nieten“

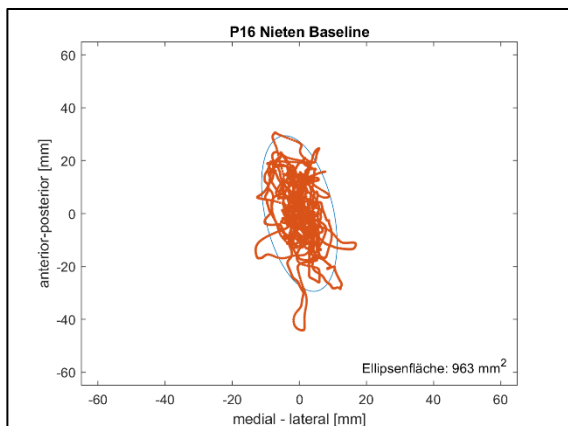


Abb. A. 41 Konfidenzellipse Proband 16, Baseline „Nieten“

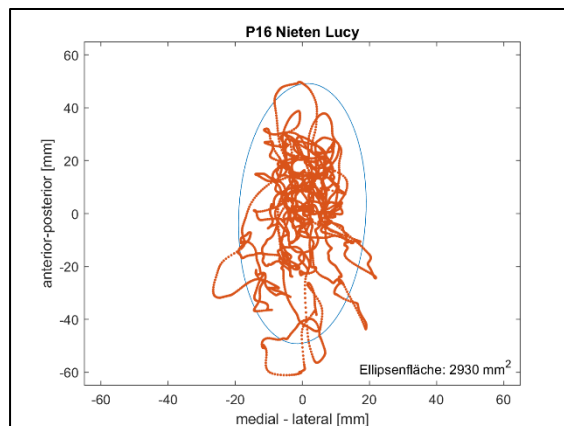


Abb. A. 42 Konfidenzellipse Proband 16, Lucy „Nieten“

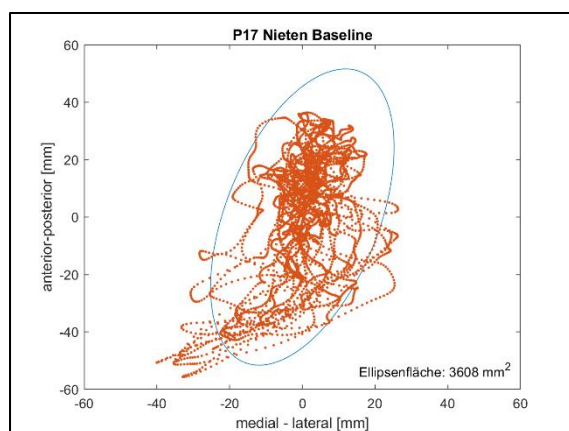


Abb. A. 43 Konfidenzellipse Proband 17, Baseline „Nieten“

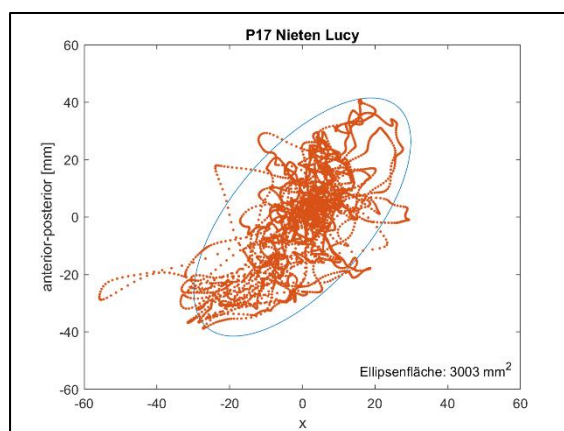


Abb. A. 44 Konfidenzellipse Proband 17, Lucy „Nieten“

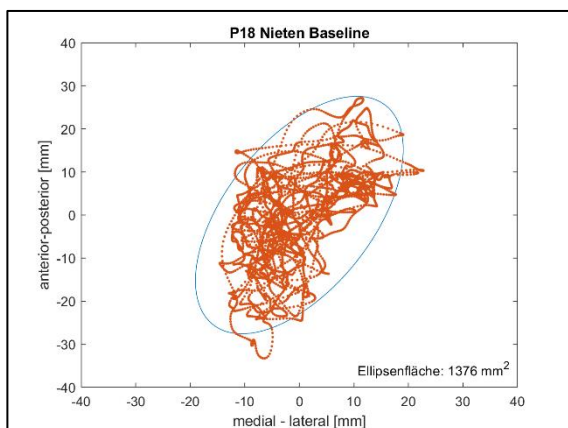


Abb. A. 45 Konfidenzellipse Proband 18, Baseline „Nieten“

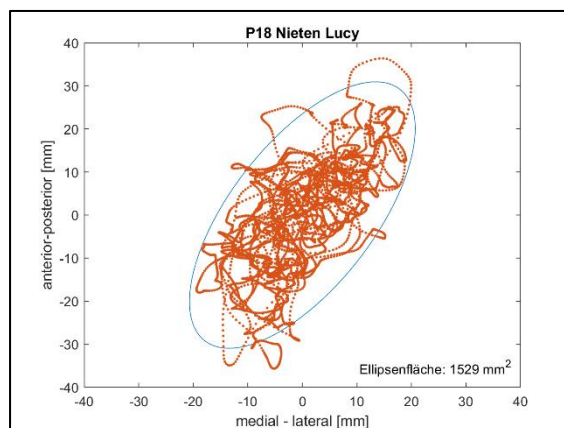


Abb. A. 46 Konfidenzellipse Proband 18, Lucy „Nieten“

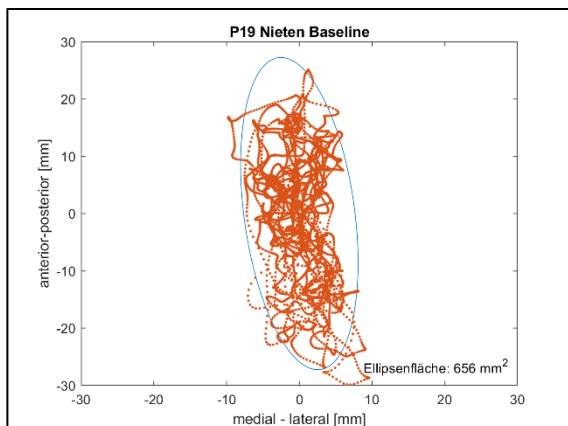


Abb. A. 47 Konfidenzellipse Proband 19, Baseline „Nieten“

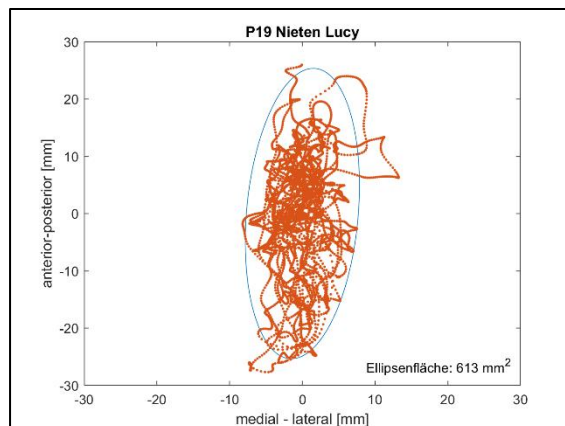


Abb. A. 48 Konfidenzellipse Proband 19, Lucy „Nieten“

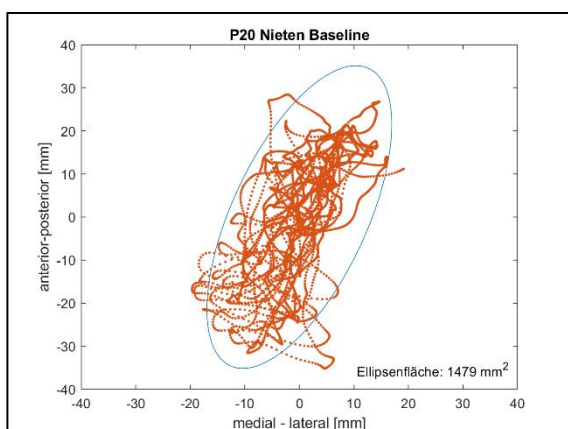


Abb. A. 49 Konfidenzellipse Proband 20, Baseline „Nieten“

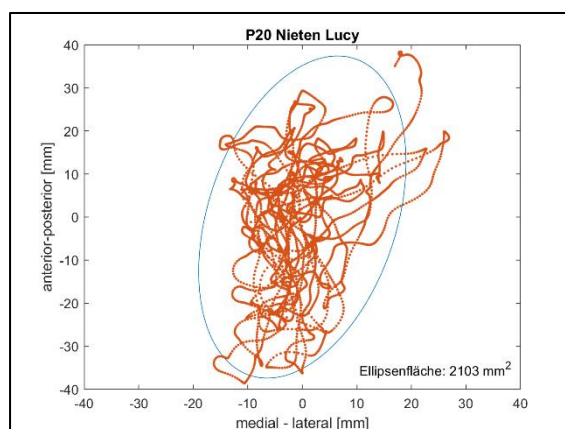


Abb. A. 50 Konfidenzellipse Proband 20, Lucy „Nieten“

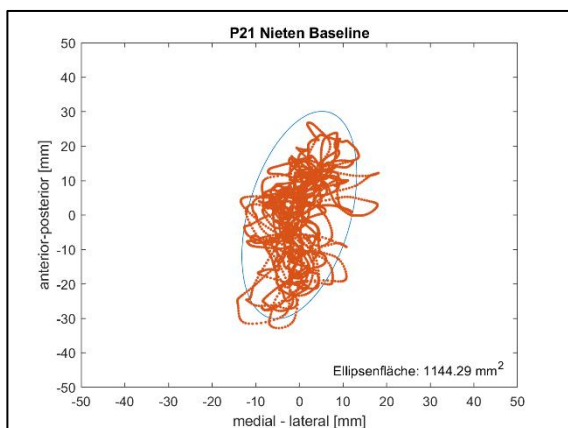


Abb. A. 51 Konfidenzellipse Proband 21, Baseline „Nieten“

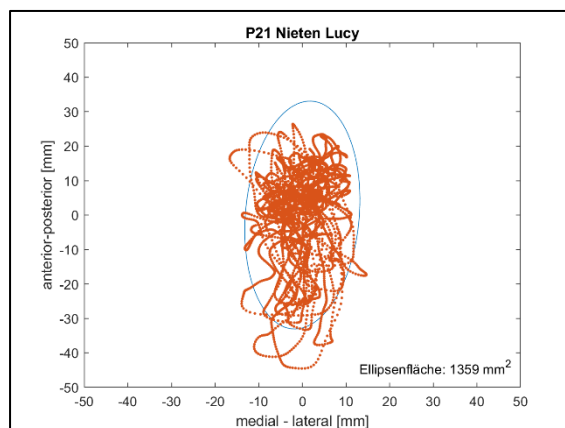


Abb. A. 52 Konfidenzellipse Proband 21, Lucy „Nieten“

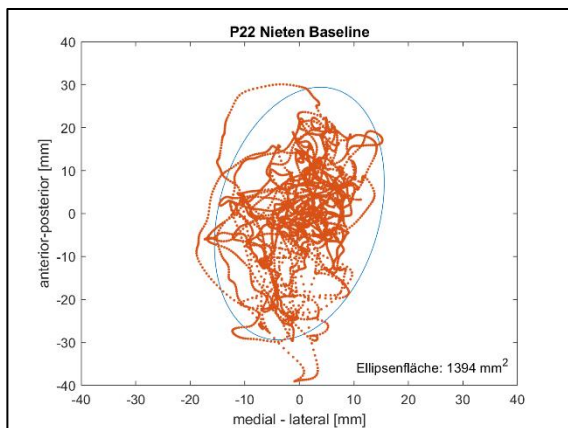


Abb. A. 53 Konfidenzellipse Proband 22, Baseline „Nieten“

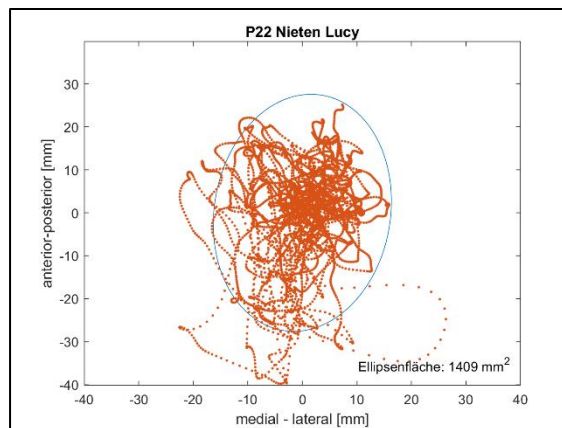


Abb. A. 54 Konfidenzellipse Proband 22, Lucy „Nieten“

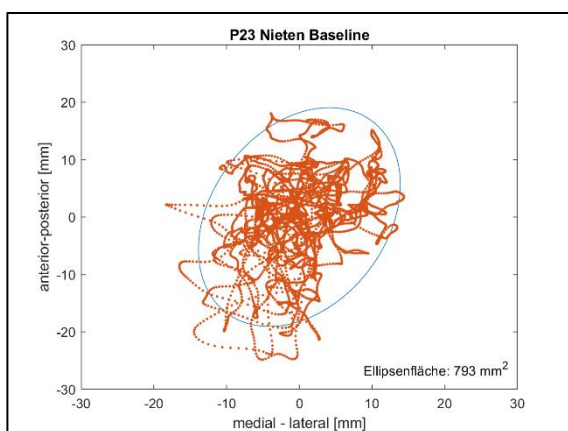


Abb. A. 55 Konfidenzellipse Proband 23, Baseline „Nieten“

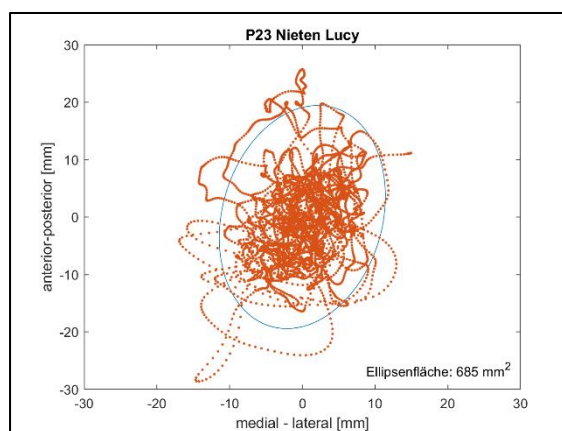


Abb. A. 56 Konfidenzellipse Proband 23, Lucy „Nieten“

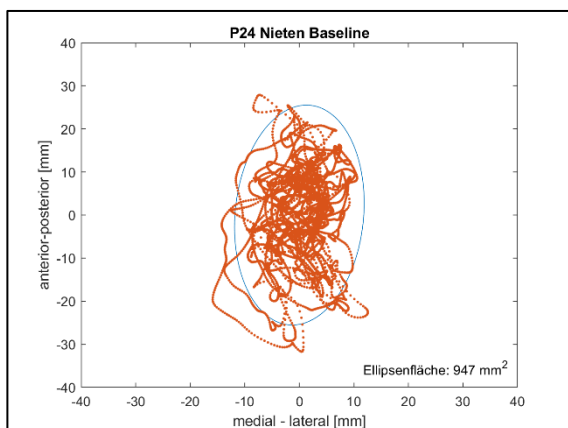


Abb. A. 57 Konfidenzellipse Proband 24, Baseline „Nieten“

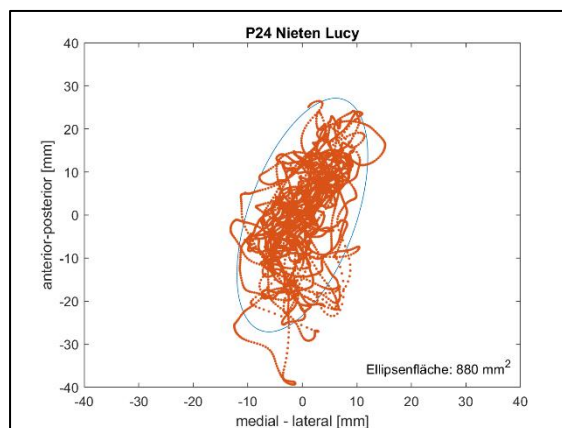


Abb. A. 58 Konfidenzellipse Proband 24, Lucy „Nieten“

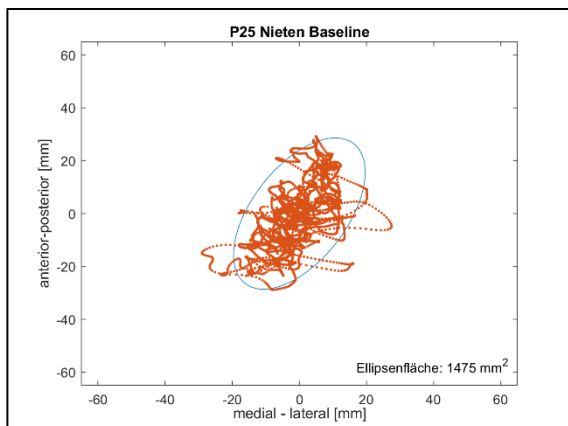


Abb. A. 59 Konfidenzellipse Proband 25, Baseline „Nieten“

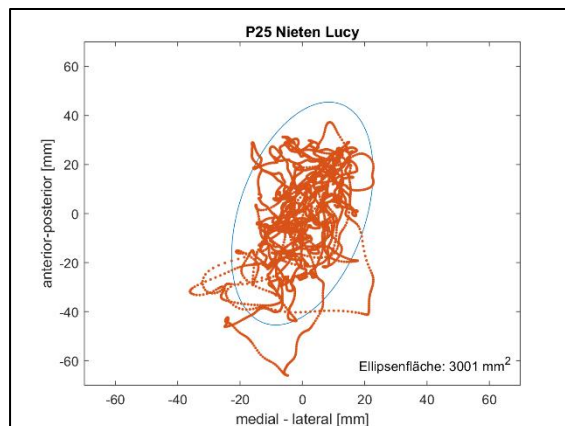


Abb. A. 60 Konfidenzellipse Proband 25, Lucy „Nieten“

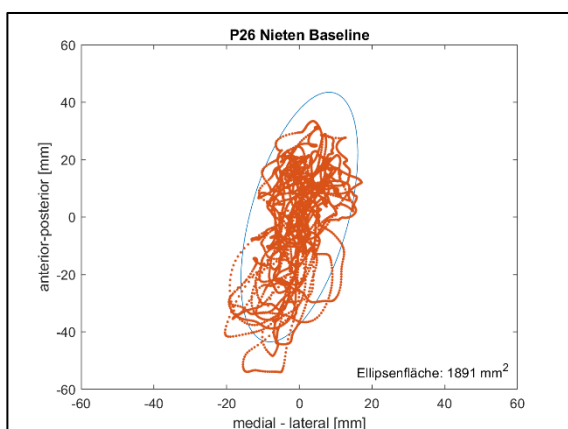


Abb. A. 61 Konfidenzellipse Proband 26, Baseline „Nieten“

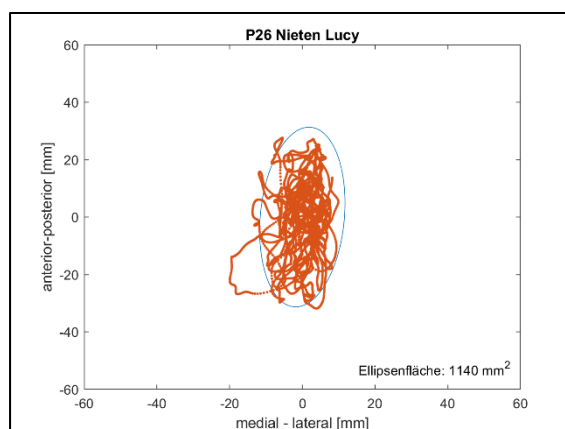


Abb. A. 62 Konfidenzellipse Proband 26, Lucy „Nieten“

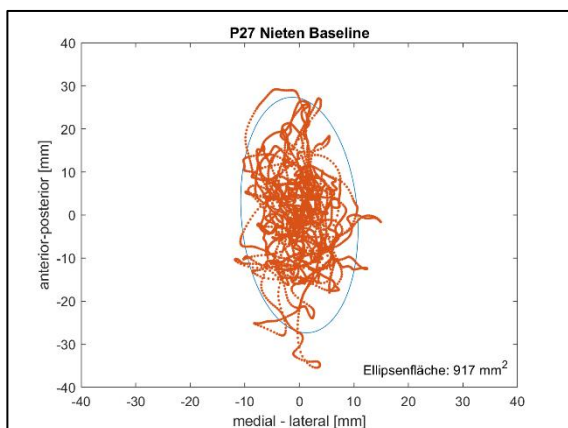


Abb. A. 63 Konfidenzellipse Proband 27, Baseline „Nieten“

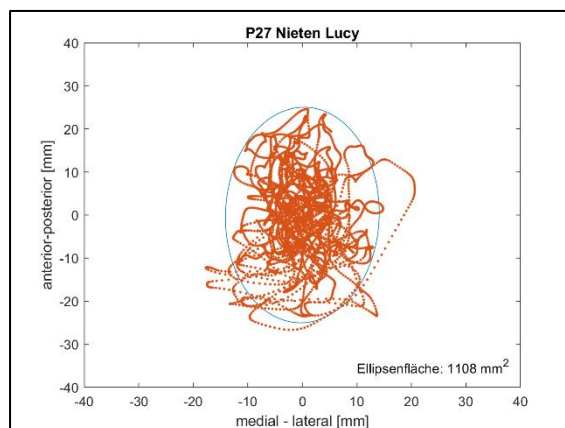


Abb. A. 64 Konfidenzellipse Proband 27, Lucy „Nieten“

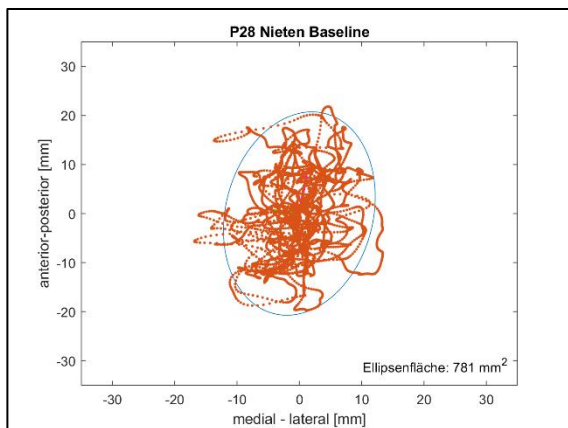


Abb. A. 65 Konfidenzellipse Proband 28, Baseline „Nieten“

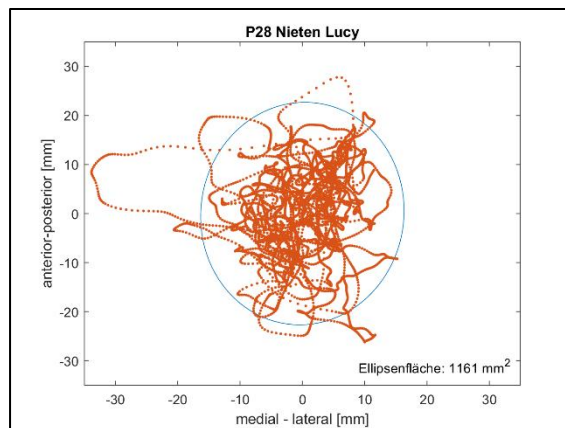


Abb. A. 66 Konfidenzellipse Proband 28, Lucy „Nieten“

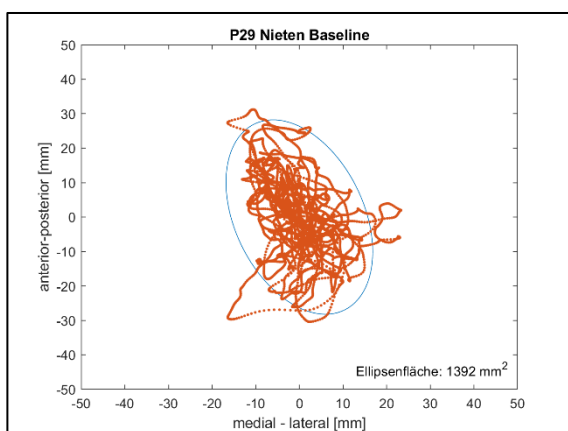


Abb. A. 67 Konfidenzellipse Proband 29, Baseline „Nieten“

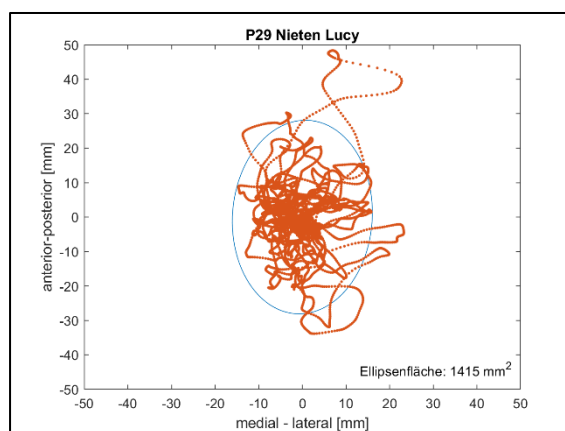


Abb. A. 68 Konfidenzellipse Proband 29, Lucy „Nieten“

Konfidenzellipsen in der Arbeitsaufgabe „Schleifen“

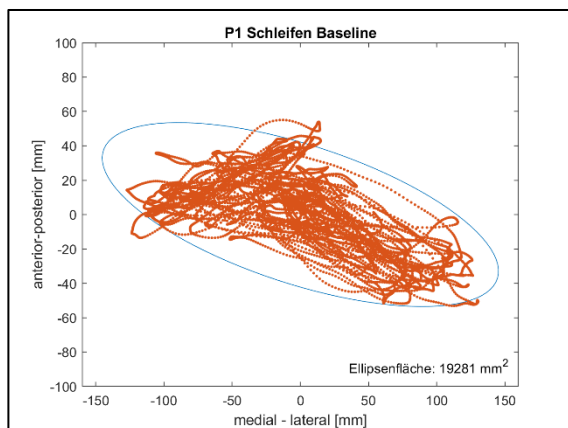


Abb. A. 69 Konfidenzellipse Proband 1, Baseline „Schleifen“

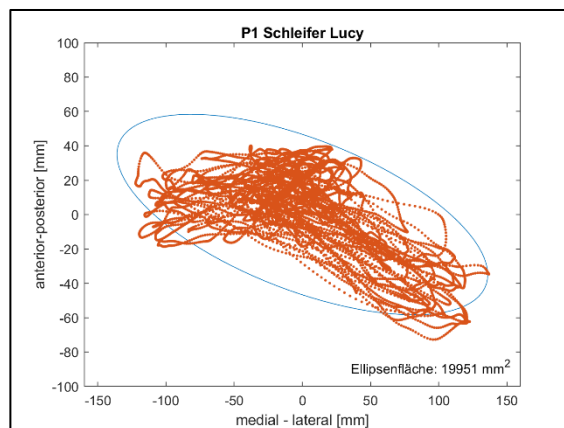


Abb. A. 70 Konfidenzellipse Proband 1, Lucy „Schleifen“

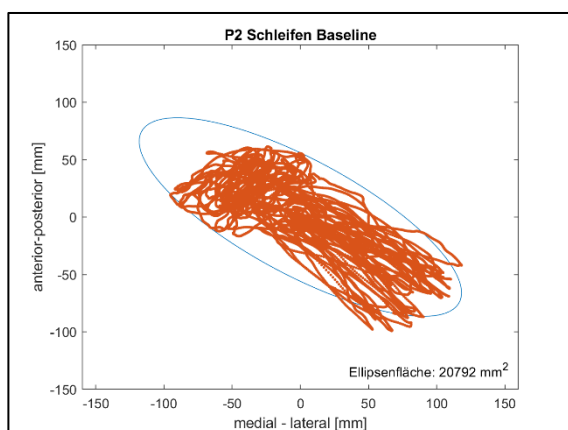


Abb. A. 71 Konfidenzellipse Proband 2, Baseline „Schleifen“

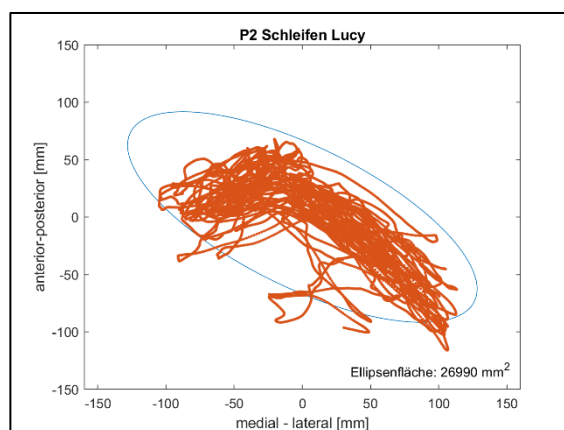


Abb. A. 72 Konfidenzellipse Proband 2, Lucy „Schleifen“

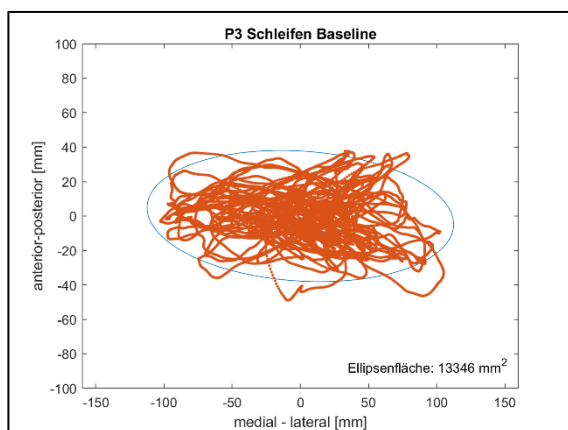


Abb. A. 73 Konfidenzellipse Proband 3, Baseline „Schleifen“

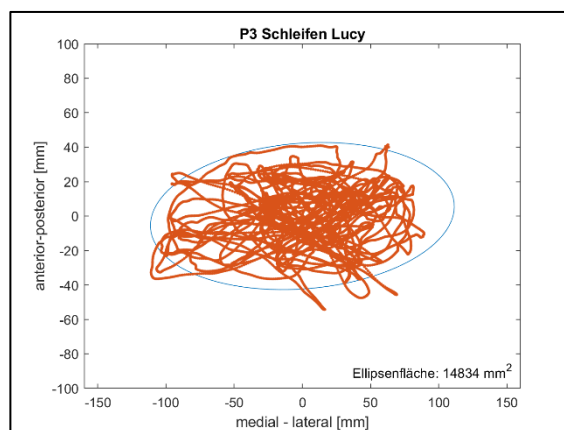


Abb. A. 74 Konfidenzellipse Proband 3, Lucy „Schleifen“

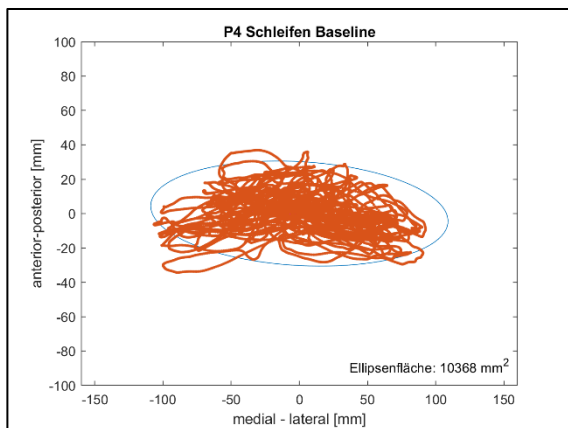


Abb. A. 75 Konfidenzellipse Proband 4, Baseline „Schleifen“

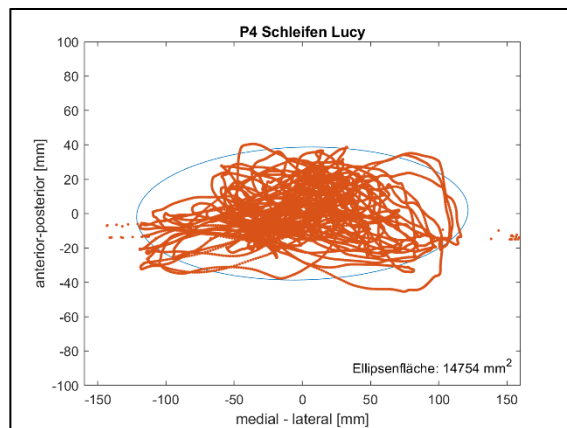


Abb. A. 76 Konfidenzellipse Proband 4, Lucy „Schleifen“

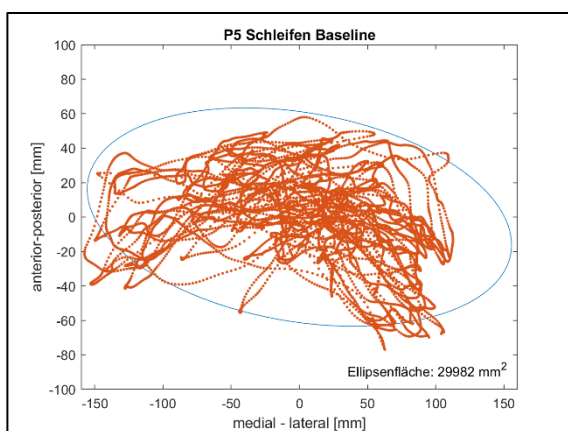


Abb. A. 77 Konfidenzellipse Proband 5, Baseline „Schleifen“

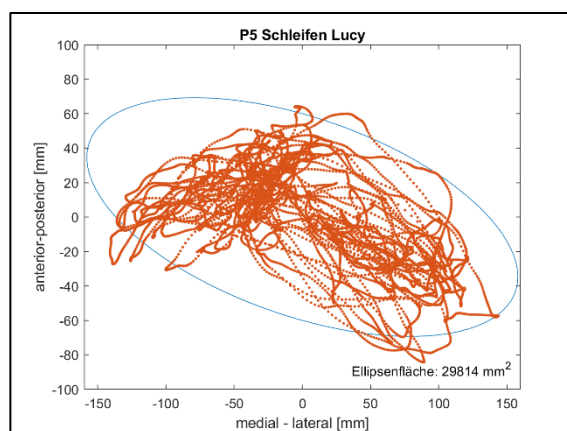


Abb. A. 78 Konfidenzellipse Proband 5, Lucy „Schleifen“

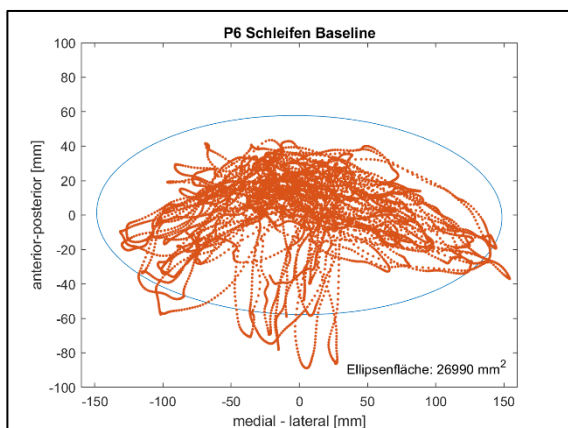


Abb. A. 79 Konfidenzellipse Proband 6, Baseline „Schleifen“

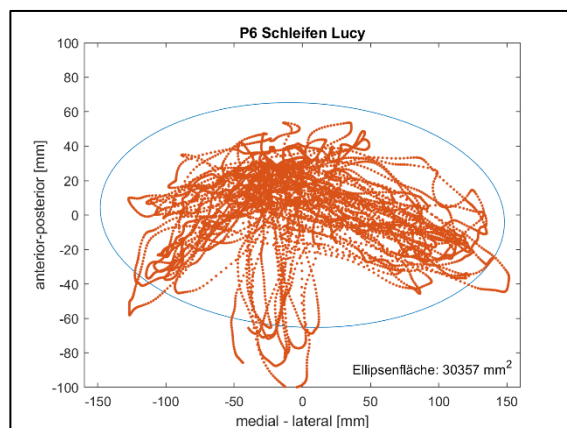


Abb. A. 80 Konfidenzellipse Proband 6, Lucy „Schleifen“

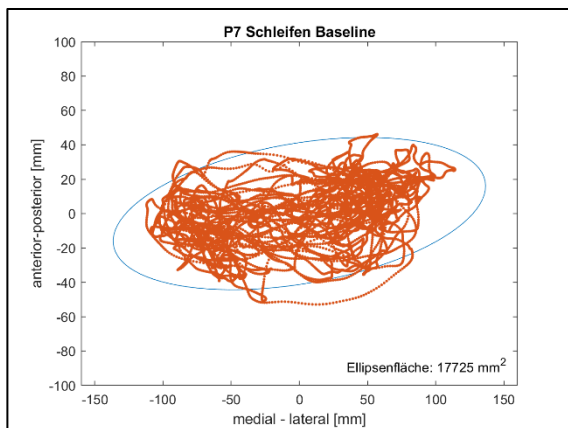


Abb. A. 81 Konfidenzellipse Proband 7, Baseline „Schleifen“

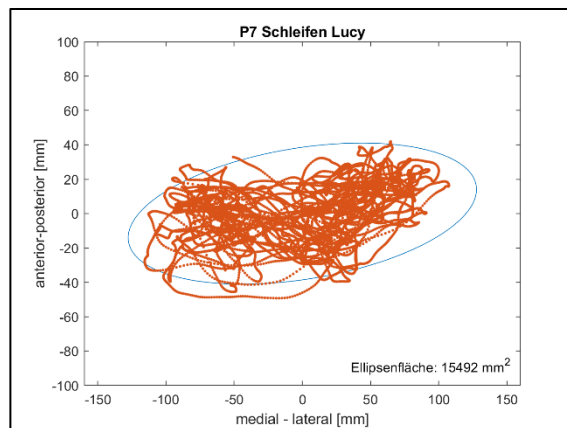


Abb. A. 82 Konfidenzellipse Proband 7, Lucy „Schleifen“

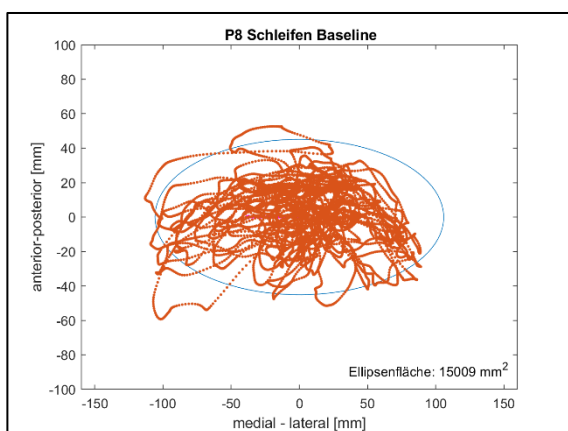


Abb. A. 83 Konfidenzellipse Proband 8, Baseline „Schleifen“

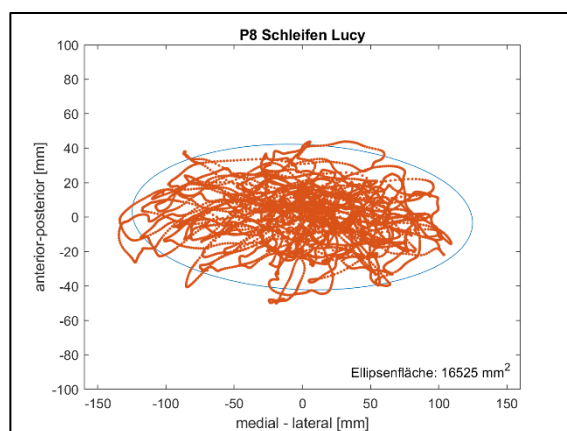


Abb. A. 84 Konfidenzellipse Proband 8, Lucy „Schleifen“

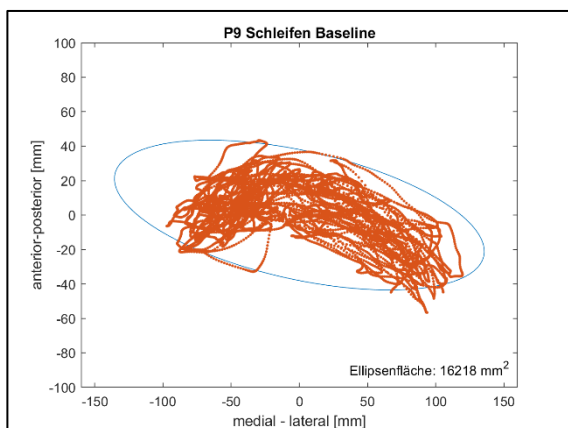


Abb. A. 85 Konfidenzellipse Proband 9, Baseline „Schleifen“

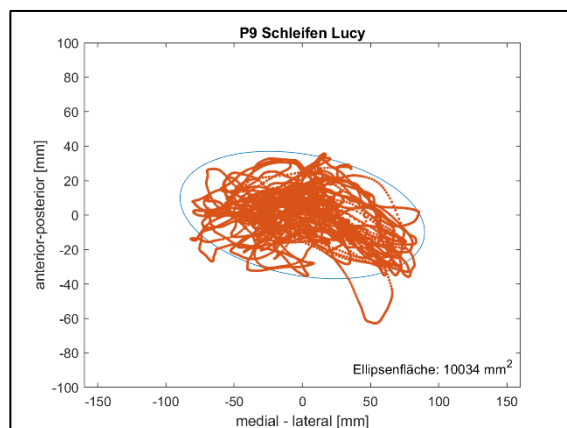


Abb. A. 86 Konfidenzellipse Proband 9, Lucy „Schleifen“

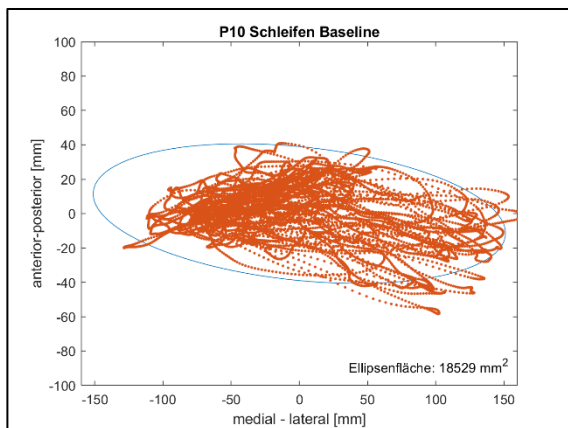


Abb. A. 87 Konfidenzellipse Proband 10, Baseline „Schleifen“

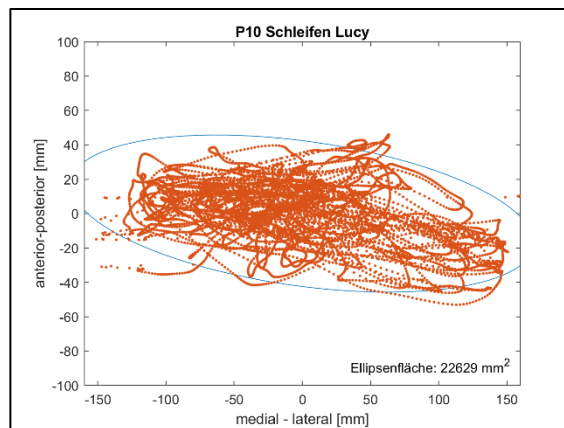


Abb. A. 88 Konfidenzellipse Proband 10, Lucy „Schleifen“

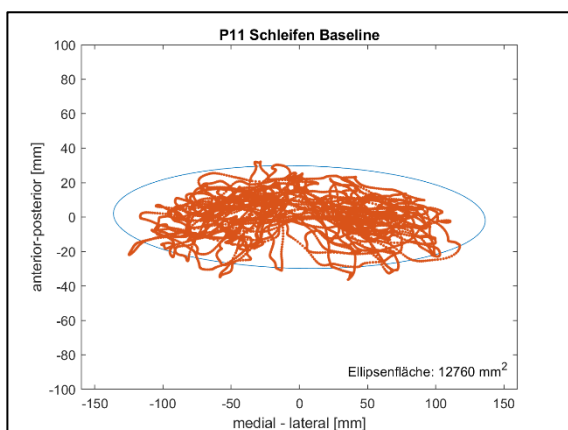


Abb. A. 89 Konfidenzellipse Proband 11, Baseline „Schleifen“

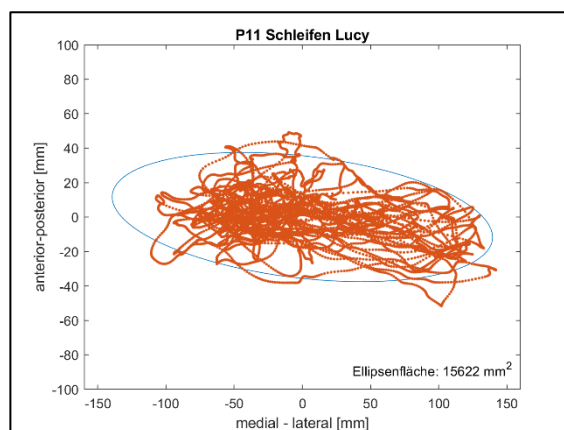


Abb. A. 90 Konfidenzellipse Proband 11, Lucy „Schleifen“

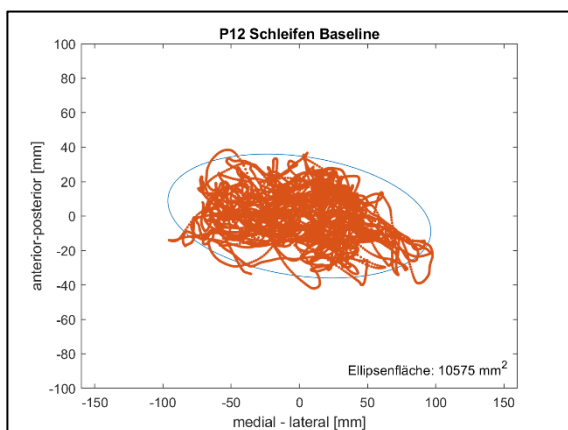


Abb. A. 91 Konfidenzellipse Proband 12, Baseline „Schleifen“

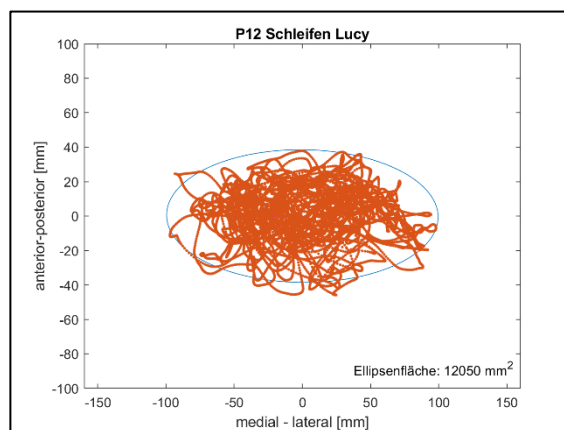


Abb. A. 92 Konfidenzellipse Proband 12, Lucy „Schleifen“

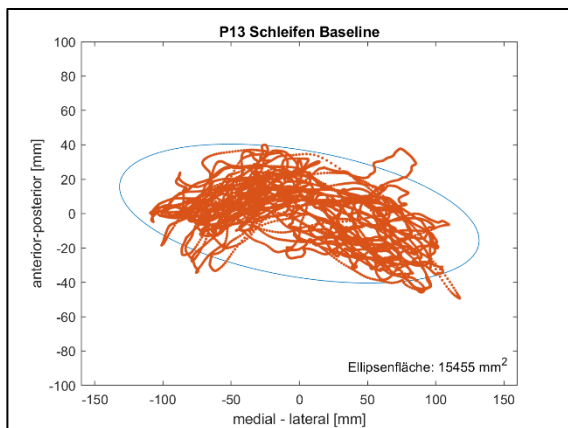


Abb. A. 93 Konfidenzellipse Proband 13, Baseline „Schleifen“

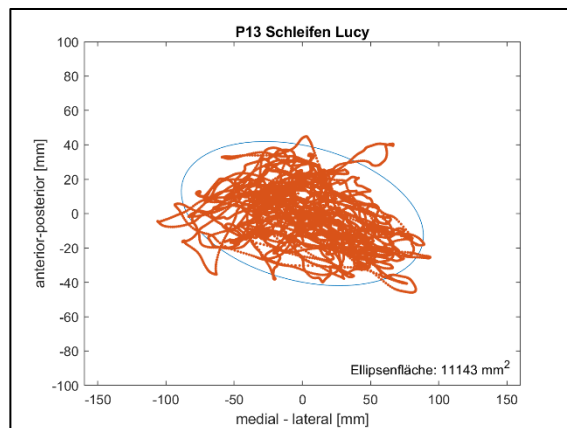


Abb. A. 94 Konfidenzellipse Proband 13, Lucy „Schleifen“

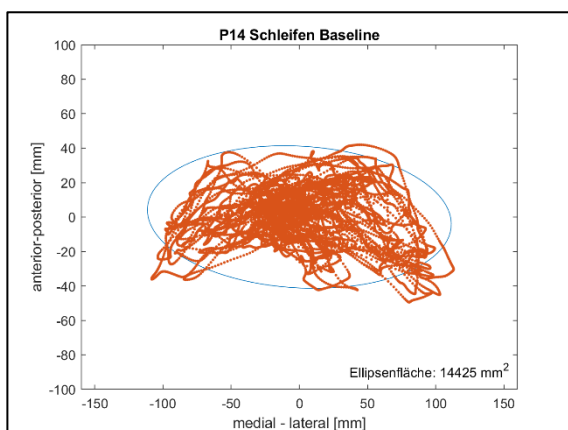


Abb. A. 95 Konfidenzellipse Proband 14, Baseline „Schleifen“

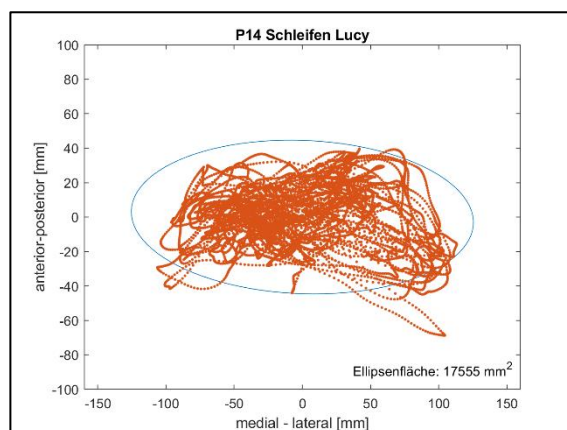


Abb. A. 96 Konfidenzellipse Proband 14, Lucy „Schleifen“

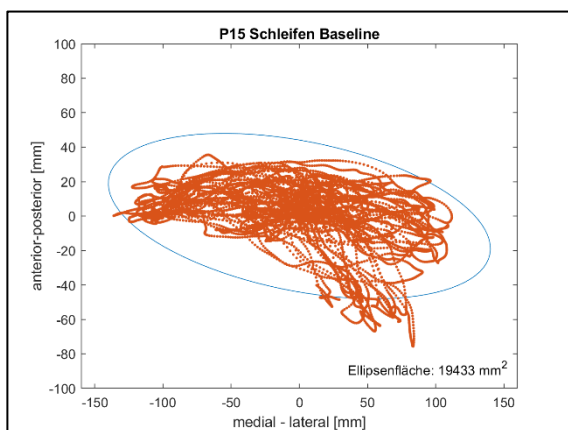


Abb. A. 97 Konfidenzellipse Proband 15, Baseline „Schleifen“

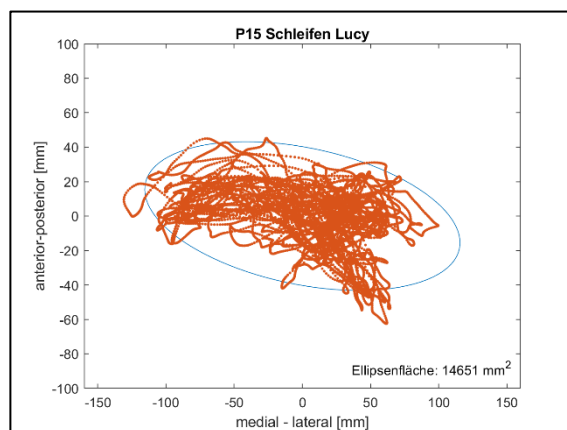


Abb. A. 98 Konfidenzellipse Proband 15, Lucy „Schleifen“

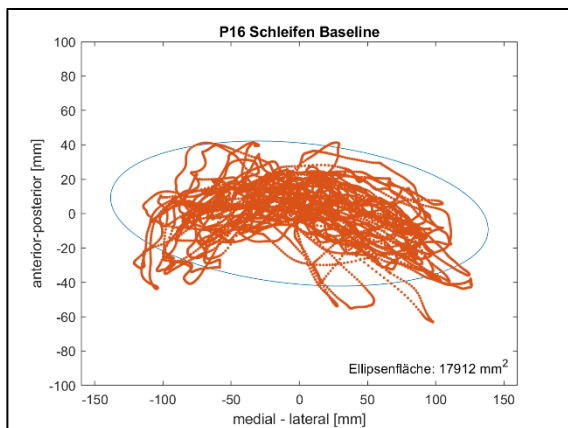


Abb. A. 99 Konfidenzellipse Proband 18, Baseline „Schleifen“

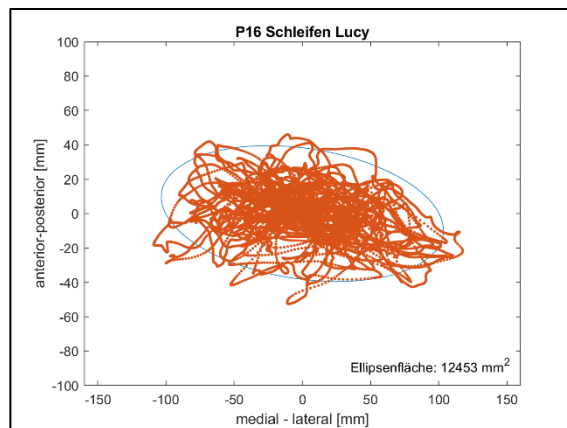


Abb. A. 100 Konfidenzellipse Proband 16, Lucy „Schleifen“

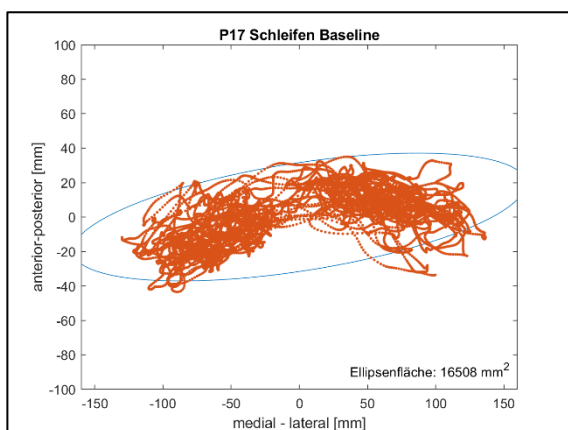


Abb. A. 101 Konfidenzellipse Proband 17, Baseline „Schleifen“

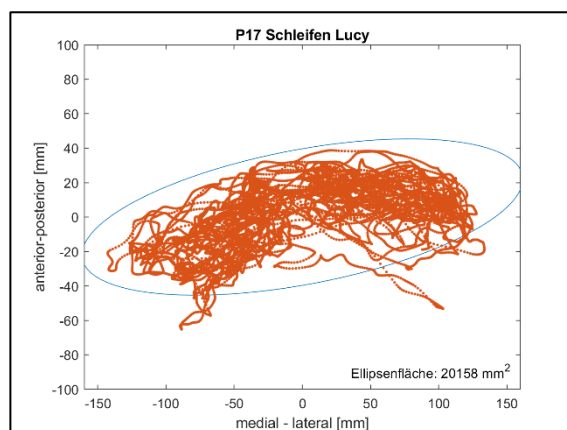


Abb. A. 102 Konfidenzellipse Proband 17, Lucy „Schleifen“

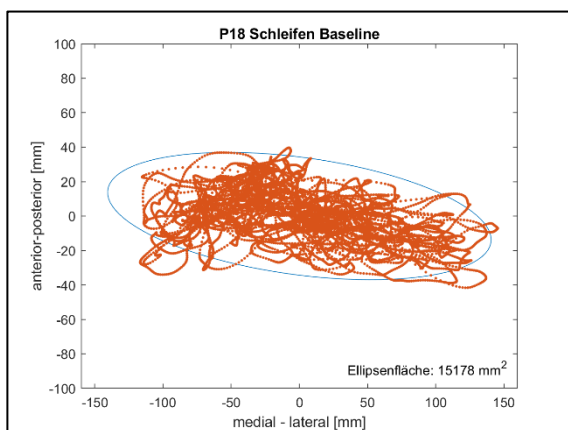


Abb. A. 103 Konfidenzellipse Proband 18, Baseline „Schleifen“

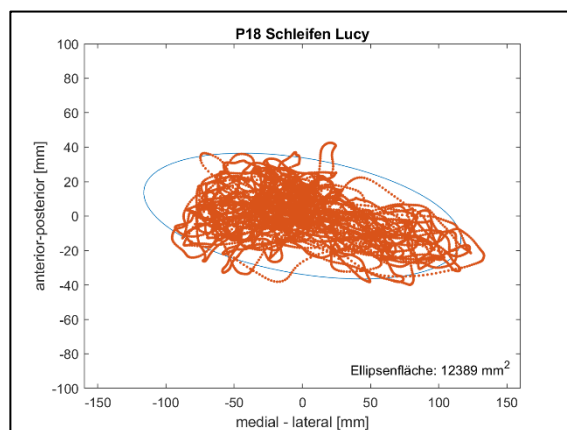


Abb. A. 104 Konfidenzellipse Proband 18, Lucy „Schleifen“

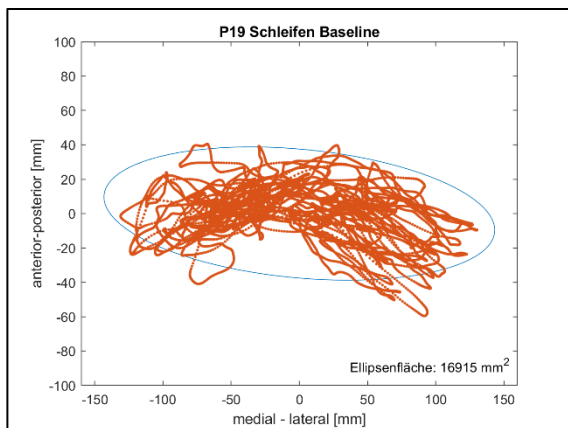


Abb. A. 105 Konfidenzellipse Proband 19, Baseline „Schleifen“

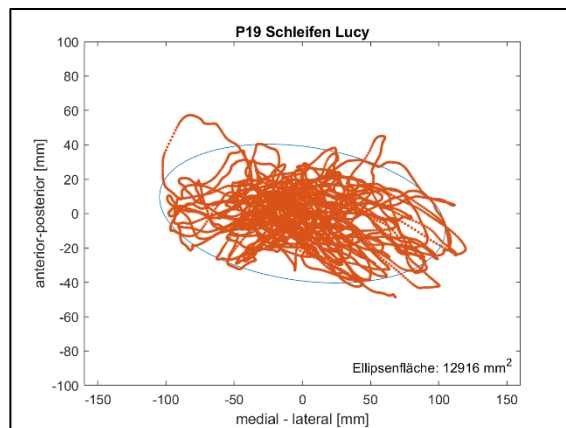


Abb. A. 106 Konfidenzellipse Proband 19, Lucy „Schleifen“

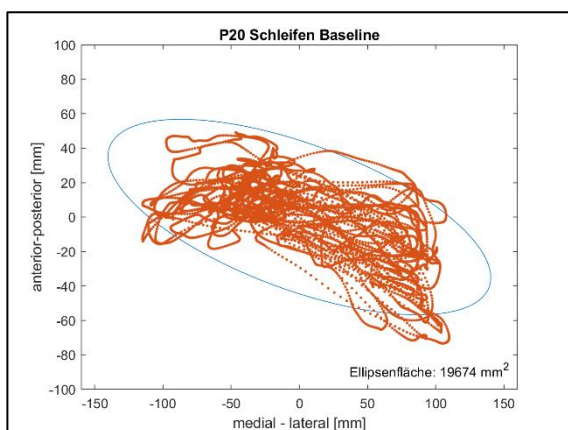


Abb. A. 107 Konfidenzellipse Proband 20, Baseline „Schleifen“

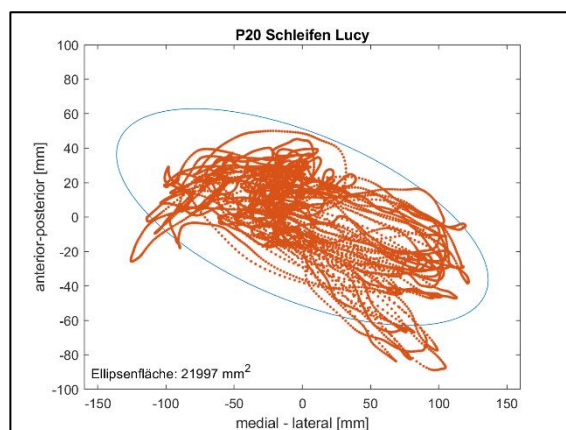


Abb. A. 108 Konfidenzellipse Proband 20, Lucy „Schleifen“

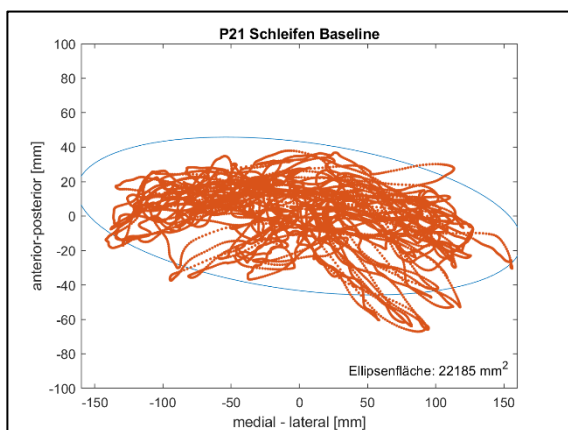


Abb. A. 109 Konfidenzellipse Proband 21, Baseline „Schleifen“

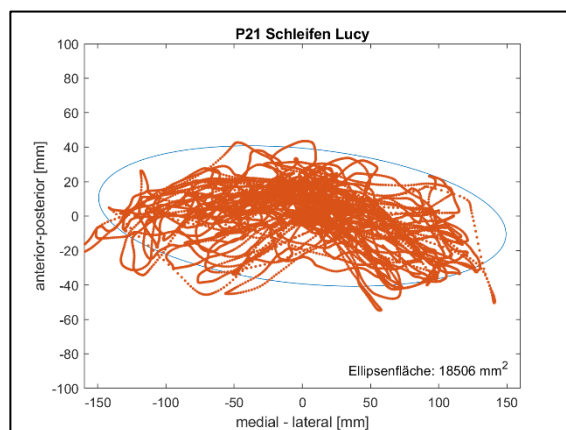


Abb. A. 110 Konfidenzellipse Proband 21, Lucy „Schleifen“

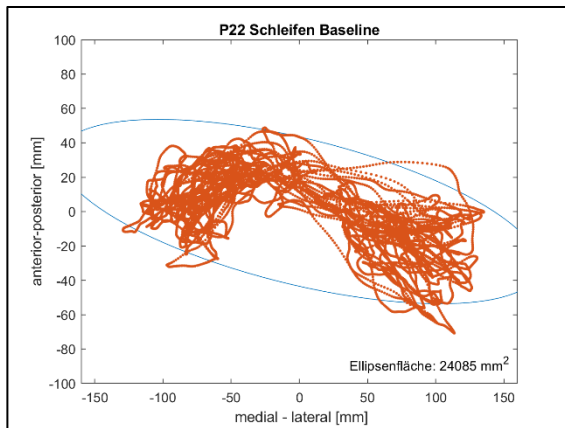


Abb. A. 111 Konfidenzellipse Proband 22, Baseline „Schleifen“

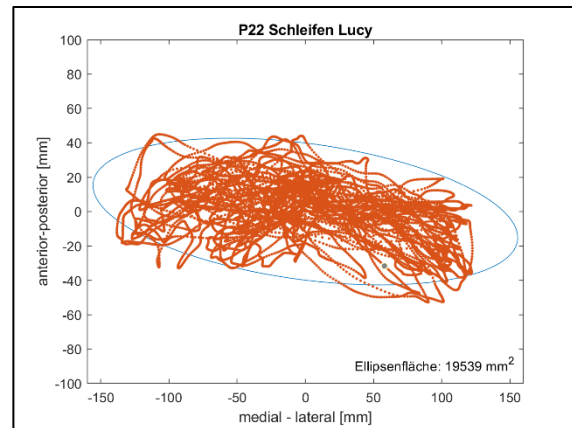


Abb. A. 112 Konfidenzellipse Proband 22, Lucy „Schleifen“

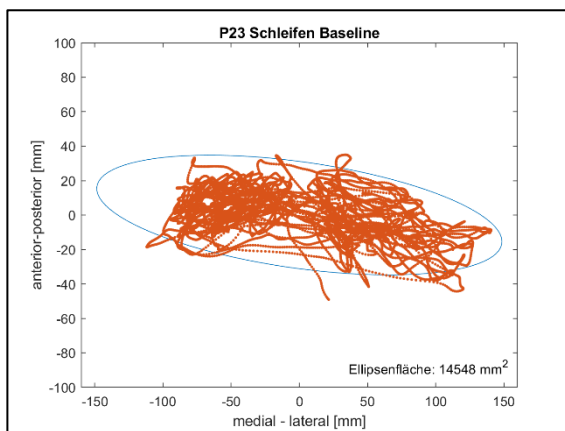


Abb. A. 113 Konfidenzellipse Proband 23, Baseline „Schleifen“

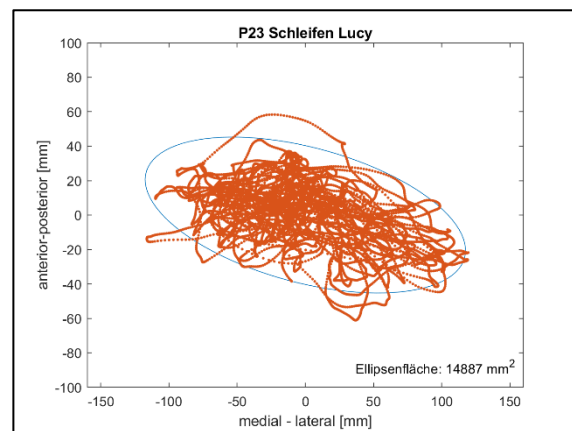


Abb. A. 114 Konfidenzellipse Proband 23, Lucy „Schleifen“

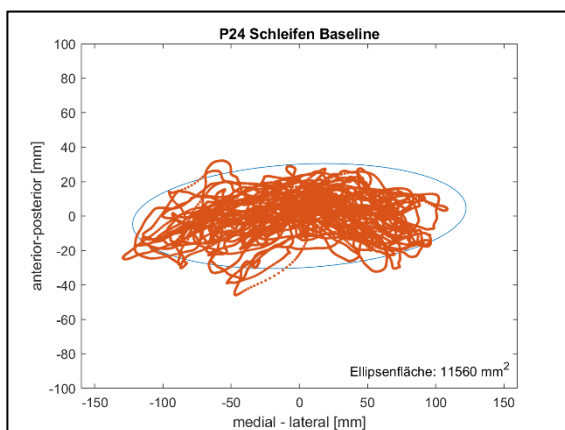


Abb. A. 115 Konfidenzellipse Proband 24, Baseline „Schleifen“

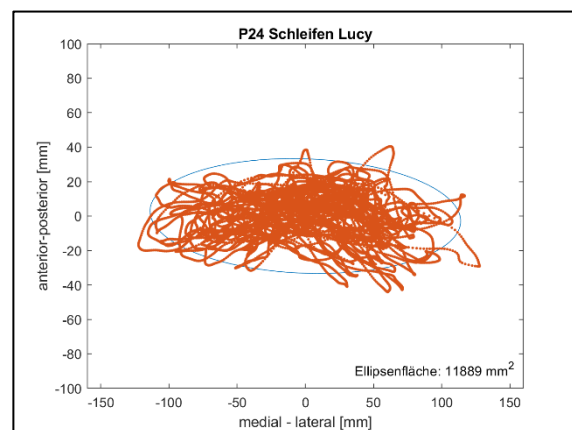


Abb. A. 116 Konfidenzellipse Proband 24, Lucy „Schleifen“

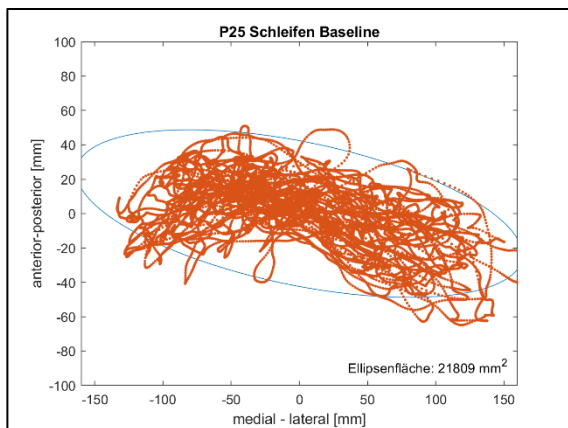


Abb. A. 117 Konfidenzellipse Proband 25, Baseline „Schleifen“

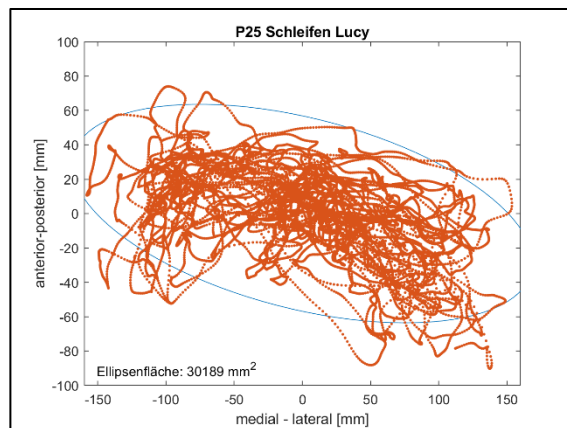


Abb. A. 118 Konfidenzellipse Proband 25, Lucy „Schleifen“

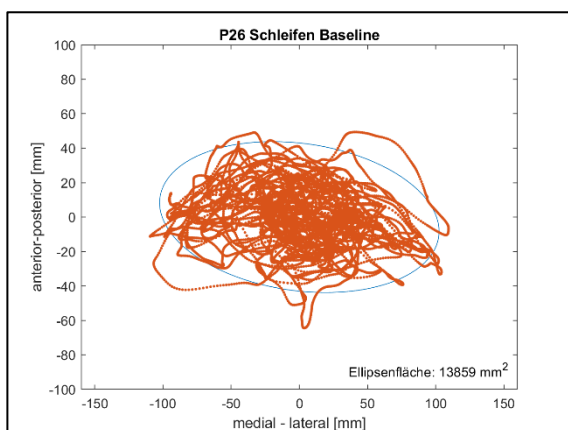


Abb. A. 119 Konfidenzellipse Proband 26, Baseline „Schleifen“

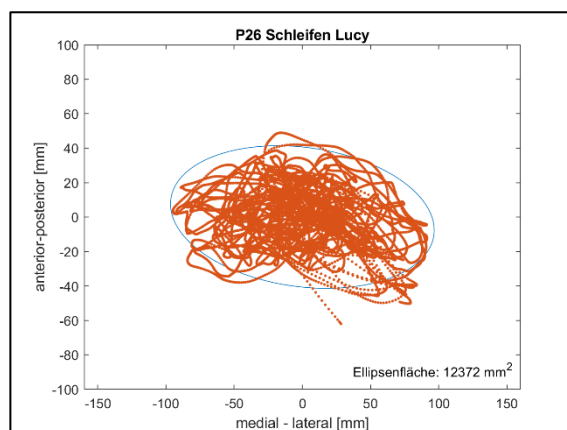


Abb. A. 120 Konfidenzellipse Proband 26, Lucy „Schleifen“

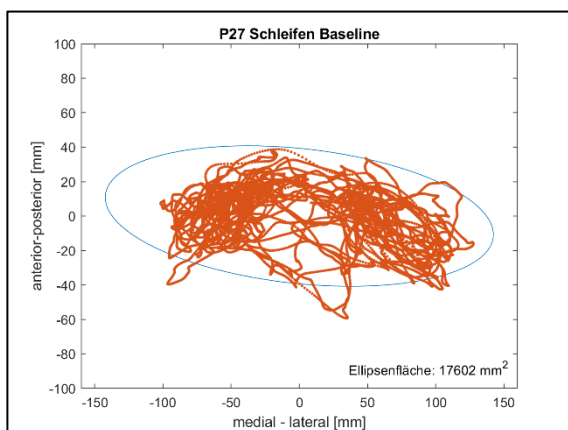


Abb. A. 121 Konfidenzellipse Proband 27, Baseline „Schleifen“

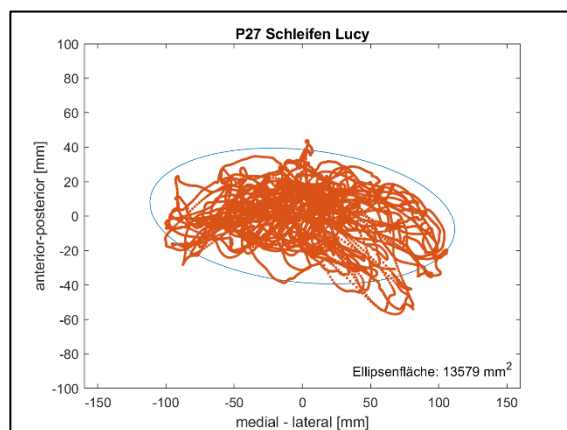


Abb. A. 122 Konfidenzellipse Proband 27, Lucy „Schleifen“

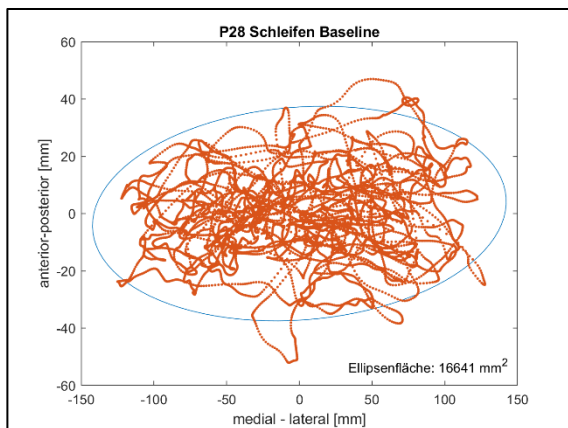


Abb. A. 123 Konfidenzellipse Proband 28, Baseline „Schleifen“

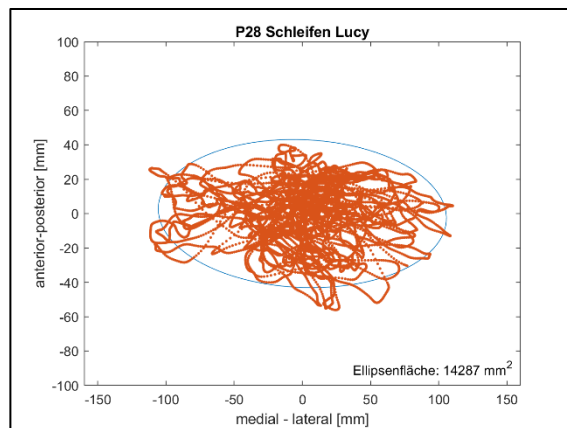


Abb. A. 124 Konfidenzellipse Proband 28, Lucy „Schleifen“

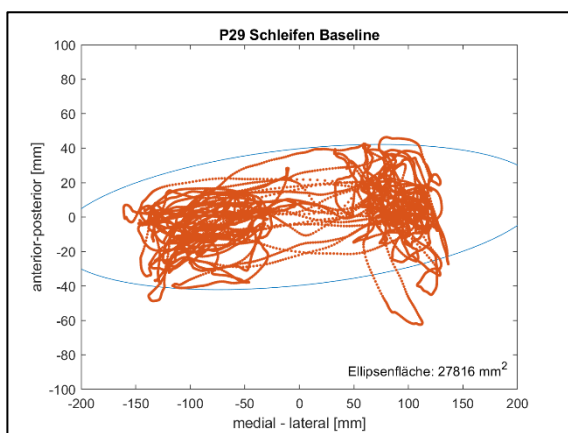


Abb. A. 125 Konfidenzellipse Proband 29, Baseline „Schleifen“

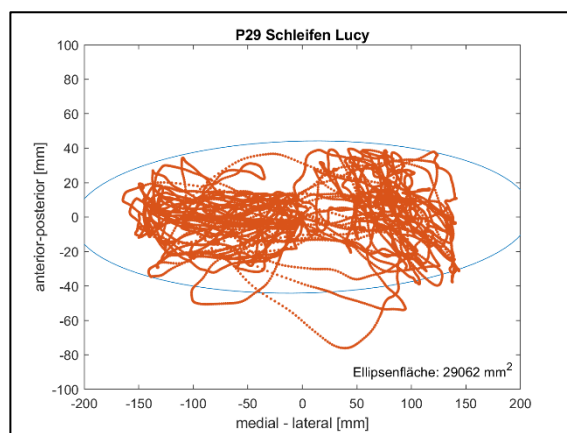


Abb. A. 126 Konfidenzellipse Proband 29, Lucy „Schleifen“